



UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO
CENTRO DE TECNOLOGIA E GEOCIÊNCIAS
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA MECÂNICA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECÂNICA

JOÃO ROBERTO FERREIRA DE MELO

**METODOLOGIA PARA DESENVOLVIMENTO DE GEOMETRIA
TRIDIMENSIONAL DE MAMA E SEU USO NA ESTIMATIVA DE PARÂMETROS
TERMOFÍSICOS USANDO IMAGENS TERMOGRÁFICAS**

Recife

2019

JOÃO ROBERTO FERREIRA DE MELO

**METODOLOGIA PARA DESENVOLVIMENTO DE GEOMETRIA
TRIDIMENSIONAL DE MAMA E SEU USO NA ESTIMATIVA DE PARÂMETROS
TERMOFÍSICOS USANDO IMAGENS TERMOGRÁFICAS**

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, PPGEM, da Universidade Federal de Pernambuco, como requisito parcial para a obtenção do grau de Mestre em Engenharia Mecânica.

Área de concentração: Processos e Sistemas Térmicos

Orientadora: Prof^ª Dr^a Rita de Cássia Fernandes de Lima

Coorientadora: Prof^ª Dr^a Luciete Alves Bezerra

Recife

2019

Catálogo na fonte
Bibliotecária: Rosineide Mesquita Gonçalves Luz / CRB4-1361 (BCTG)

M528m Melo, João Roberto Ferreira de.
 Metodologia para desenvolvimento de geometria tridimensional de mama e seu uso na estimativa de parâmetros termofísicos usando imagens termográficas / João Roberto Ferreira de Melo. – Recife, 2019.
 101f., il., figs., tabs., abrevs., sigls. e símbs.

 Orientadora: Prof^a Dr^a Rita de Cássia Fernandes de Lima.
 Coorientadora: Prof^a. Dr^a. Luciete Alves Bezerra.

 Dissertação (Mestrado) – Universidade Federal de Pernambuco. CTG. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, 2019.
 Inclui Referências.

 1. Engenharia Mecânica. 2. Imagens termográficas. 3. Câncer de mama. 4. Geometria substituta. 5. Modelagem tridimensional. 6. CFD. 7. Estimativa de parâmetros. I. Lima, Rita de Cássia Fernandes de (Orientadora). II. Bezerra, Luciete Alves (Coorientadora). III. Título.

JOÃO ROBERTO FERREIRA DE MELO

**METODOLOGIA PARA DESENVOLVIMENTO DE GEOMETRIA
TRIDIMENSIONAL DE MAMA E SEU USO NA ESTIMATIVA DE PARÂMETROS
TERMOFÍSICOS USANDO IMAGENS TERMOGRÁFICAS**

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, PPGEM, da Universidade Federal de Pernambuco, como requisito parcial para a obtenção do grau de Mestre em Engenharia Mecânica.

Aprovada em: 28/02/2019.

BANCA EXAMINADORA

Prof^ª. Dr^a Rita de Cássia Fernandes de Lima (Orientadora)
Universidade Federal de Pernambuco

Prof^ª Dr^a Luciete Alves Bezerra (Coorientadora)
Universidade Federal de Pernambuco

Prof^º. Dr. Darlan Karlo Elisiário de Carvalho (Examinador Interno)
Universidade Federal de Pernambuco

Prof^º. Dr. Wellington Pinheiro dos Santos (Examinador Externo)
Universidade Federal de Pernambuco

AGRADECIMENTOS

Em primeiro lugar, agradeço a Deus por cada dia da minha vida e bênçãos desde meu nascimento, me fortalecendo para superar os obstáculos.

À minha professora e orientadora Rita de Cássia Fernandes de Lima, pela confiança, dedicação, conselhos, amizade e pela disposição em ajudar não apenas no desenvolvimento deste trabalho.

À minha coorientadora Luciete Alves Bezerra, pelos comentários e dicas fundamentais para ultrapassar as dificuldades deste trabalho, pela amizade e disponibilidade em todos os momentos.

À minha família, em especial aos meus pais, Silvana e João (Dão), e ao meu irmão Rodrigo, por todo o carinho, apoio e amor oferecidos, independente do momento.

À minha querida Aline que sempre está ao meu lado com muito amor e paciência, e aos meus sogros e cunhado, que se tornaram minha segunda família.

À Nadja, Kamila e José Reginaldo (Junior) pelo convívio amigável e prazeroso no LABTERMO, bem como as experiências compartilhadas.

Aos colegas Maurício, Álvaro, Vitor (Baiano), Diogo e Matheus (Bezerra) pelos momentos divertidos durante todo o mestrado.

A cada integrante da Pós-Graduação de Engenharia Mecânica da UFPE, especialmente Jorge e Luana por toda dedicação empregada no programa.

A todas pacientes que aceitaram participar do estudo e autorizaram o uso de suas imagens termográficas.

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES) pelo apoio financeiro para realização deste trabalho.

RESUMO

Devido à crescente expectativa de vida e ao avanço de técnicas de detecção precoce de câncer de mama, elevou-se o número de mulheres diagnosticadas com patologias mamárias, desde cistos até nódulos malignos agressivos. O método mais utilizado para diagnóstico é o exame de mamografia, que apresenta limitações, como a dificuldade de detecção de nódulos pequenos e sua baixa sensibilidade em pacientes com mamas densas. Tais limitações estimulam a busca de novas técnicas de diagnóstico. Estudos recentes apontam que o uso de imagens termográficas possui um potencial de detectar precocemente neoplasias, sendo capaz de detectar alterações na temperatura da mama. O melhor entendimento da técnica pode ser obtido usando simulações numéricas de perfis de temperatura ou usando métodos estatísticos para classificação de patologias mamárias. O presente trabalho desenvolve uma metodologia baseada em imagens termográficas para o desenvolvimento de um modelo tridimensional da mama, personalizado para cada paciente. Com tal geometria é possível fazer as referidas simulações numéricas dos perfis de temperatura, que conjuntamente com as temperaturas medidas pela termografia, permitem estimar propriedades termofísicas do tecido mamário e das patologias. O modelo foi desenvolvido usando a curva de perfil da mama obtida da imagem termográfica e adaptando-se volumes de próteses externas da marca Ortho Pauher, que são doadas pelo SUS – Sistema Único de Saúde – a mulheres mastectomizadas. Adicionalmente, o tecido adiposo foi incluído no modelo a fim de aproximá-lo da anatomia real da mama. Após análises de sensibilidade, foi usado o método da Programação Sequencial Quadrática (SQP) para estimar condutividades térmicas do tecido glandular, adiposo e dos nódulos, usando-se a temperatura máxima na região da lesão, medida pela imagem termográfica. Os resultados obtidos foram comparados com os de outros autores e com os valores medidos pela câmera térmica, validando assim seu uso.

Palavras-chave: Imagens termográficas. Câncer de mama. Geometria substituta. Modelagem tridimensional. CFD. Estimativa de parâmetros.

ABSTRACT

Due to the increasing life expectancy and the advancement of techniques for early detection of breast cancer, the number of women diagnosed with breast disorders increased, since cysts to aggressive malignant nodules. The most commonly used method for diagnosis is mammography, which has some limitations, such as the difficulty of detecting small nodules and its low sensitivity in patients with dense breasts. These limitations stimulate the search for new diagnostic techniques. Recent studies indicate that the use of thermographic images present the potential to detect early neoplasms, due to its ability to detect changes in breast surface temperature. A better understanding of the technique can be obtained using numerical simulations of temperature profiles or using statistical methods to determine and classify mammary pathologies. The present work developed a methodology based on thermographic images for the development of a more reliable three-dimensional model of the patient's breast. With such geometry, it is possible to do numerical simulations to determine temperature profiles, which were combined with temperatures data measured by the thermography allowing estimates of thermophysical properties of mammary tissue and pathologies. The model was developed using the breast profile curve obtained from the thermographic image and adapting volumes of an external prosthesis of the Ortho Pauher brand, which are donated by the Unified Health System to mastectomized women. In addition, adipose tissue was included in the model to approximate it to the real breast anatomy. After sensitivity analyses, the Quadratic Sequential Programming (SQP) method was used to estimate the thermal conductivities of the glandular, adipose and nodule tissue, using the maximum breast superficial above temperature in the lesion region, as measured by the thermographic image. The results were compared with those of other authors and the values measured by the infrared camera, thereby validating its use.

Keywords: Thermographic images. Breast cancer. Surrogate geometry. Three-dimensional modeling. CFD. Parameters estimation.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 –	Distribuição proporcional dos dez tipos de câncer mais incidentes estimados para 2018 por sexo, exceto pele não melanoma*.....	24
Figura 2 –	Métodos de divisão da mama. (a) divisão por quadrantes e (b) divisão por hora.....	26
Figura 3 –	Anatomia da mama	27
Figura 4 –	Imagem termográfica mostrando aumento da temperatura medial de joelho esquerdo após exercício	29
Figura 5 –	Imagens termográficas de uma jovem após o uso de um aparelho telefônico.....	29
Figura 6 –	Contornos do coeficiente de pressão na superfície superior de uma asa de sustentação	32
Figura 7 –	Representação geométrica do olho humano. (a) Bidimensional e (b) Tridimensional	35
Figura 8 –	Modelo da mama. (a) Volume tridimensional (b) Plano que passa pelo centro do tumor.....	36
Figura 9 –	Perfil de temperatura da mama de uma das pacientes.....	36
Figura 10 –	Esquema representativo da relação entre o modelo direto e inverso.....	37
Figura 11 –	Aparato mecânico para captura de imagens termográficas.....	42
Figura 12 –	Representação das condições de contorno utilizadas na resolução da BHTE.....	45
Figura 13 –	Fluxograma do método de otimização adotado.....	48
Figura 14 –	Representações da mama. (a) Semiesfera (b) Fantoma (c) Prótese de silicone (d) Prótese de silicone ajustada à paciente.....	49
Figura 15 –	Transformação do volume de uma prótese externa para o volume da mama de uma paciente. (a) Frontal (b) Perfil.....	50
Figura 16 –	Aplicação da ferramenta <i>spline</i> entre três sólidos.....	51
Figura 17 –	Página inicial do SpaceClaim®, destacando a função spline (em vermelho).....	51

Figura 18 –	Obtenção da curva de perfil de uma paciente pelo SpaceClaim®...	52
Figura 19 –	Prótese mamária da marca Ortho Pauher.....	52
Figura 20 –	Técnica utilizada para a construção do formato de gota.....	53
Figura 21 –	Construção das superfícies plana das próteses mamárias.....	54
Figura 22 –	Técnica para dimensionamento da geometria substituta. (a) Imagem frontal da paciente situada atrás de uma grade metálica com a reta (MH) para dimensionamento. (b) Ajuste da base torácica com a medida da reta (MH).....	55
Figura 23 –	Alternativas disponíveis da segunda curva. (a) Vista isométrica (b) Vista Superior.....	55
Figura 24 –	Base da geometria substituta da mama.....	56
Figura 25 –	Geometria constituída por tecido glandular e tumoral.....	57
Figura 26 –	Percentual de mulheres com alta e baixa densidade de tecido mamário em função da faixa etária segundo Figueira et al. (2003).....	58
Figura 27 –	Geometria constituída por tecido glandular, adiposo e tumoral.....	59
Figura 28 –	Curva de perfil do berço da prótese.....	61
Figura 29 –	Geometria do berço da prótese. (a) Preliminar (b).....	61
Figura 30 –	Imagens termográficas da paciente 1301345-4. (a) Frontal (b) Perfil.....	62
Figura 31 –	Extração da curva de perfil da Paciente #1301345-4.....	62
Figura 32 –	Modelo Geométrico 1 da Paciente #1301345-4.....	63
Figura 33 –	Perfil calculado de temperatura (°C) do Modelo Geométrico 1 da Paciente #1301345-4 (a) Vista frontal (b) Vista de perfil.....	64
Figura 34 –	Linha vertical para análise de sensibilidade da Paciente #1301345-4.....	65
Figura 35 –	Curva de sensibilidade das condutividades térmicas do Modelo Geométrico 1 da Paciente #1301345-4.....	65
Figura 36 –	Curva comparativa da temperatura superficial com diferentes condutividades térmicas do Modelo Geométrico 1 da Paciente #1301345-4.....	66
Figura 37 –	Imagens termográficas da paciente 1140005-1. (a) Frontal (b) Perfil.....	67

Figura 38 –	Extração da curva de perfil da paciente 1140005-1.....	67
Figura 39 –	Modelo Geométrico 1 da Paciente #1140005-1.....	68
Figura 40 –	Perfil calculado de temperatura (°C) do Modelo Geométrico 1 da Paciente #1140005-1. (a) Vista frontal (b) Vista de perfil.....	69
Figura 41 –	Linha vertical para análise de sensibilidade do Modelo Geométrico 1 da Paciente #1140005-1.....	70
Figura 42 –	Curva de sensibilidade das condutividades térmicas do Modelo Geométrico 1 da Paciente #1140005-1.....	70
Figura 43 –	Curva comparativa da temperatura superficial com diferentes condutividades térmicas do Modelo Geométrico 1 da Paciente #1140005-1.....	71
Figura 44 –	Modelo Geométrico 2 da Paciente #1140005-1.....	72
Figura 45 –	Perfil calculado de temperatura (°C) do Modelo Geométrico 2 da Paciente #1140005-1. (a) Vista frontal (b) Vista de perfil.....	73
Figura 46 –	Linha vertical para análise de sensibilidade do Modelo Geométrico 2 da Paciente #1140005-1.....	74
Figura 47 –	Curva de sensibilidade das condutividades térmicas do Modelo Geométrico 2 da Paciente #1140005-1.....	74
Figura 48 –	Curva comparativa da temperatura superficial com diferentes condutividades térmicas do Modelo Geométrico 2 da Paciente #1140005-1.....	75
Figura 49 –	Imagens termográficas da Paciente #1844369-4. (a) Frontal (b) Perfil.....	77
Figura 50 –	Perfil calculado de temperatura (°C) do Modelo Geométrico 1 da Paciente #1844369-4. (a) Vista frontal (b) Vista de perfil.....	79
Figura 51 –	Linha vertical para análise de sensibilidade do Modelo Geométrico 1 da Paciente #1844369-4.....	80
Figura 52 –	Curva de sensibilidade das condutividades térmicas do Modelo Geométrico 1 da Paciente #1844369-4.....	80
Figura 53 –	Curva comparativa da temperatura superficial com diferentes condutividades térmicas do Modelo Geométrico 1 da Paciente #1844369-4.....	81
Figura 54 –	Perfil calculado de temperatura (°C) do Modelo Geométrico 2 da Paciente #1844369-4. (a) Vista frontal (b) Vista de perfil.....	82

Figura 55 –	Linha vertical para análise de sensibilidade do Modelo Geométrico 2 da Paciente #1844369-4.....	83
Figura 56 –	Curva de sensibilidade das condutividades térmicas do Modelo Geométrico 2 da Paciente #1844369-4.....	84
Figura 57 –	Curva comparativa da temperatura superficial com diferentes condutividades térmicas do Modelo Geométrico 2 da Paciente #1844369-4.....	85

LISTAS DE TABELAS

Tabela 1 –	Classificação BI-RADS para achados em imagens e conduta médica sugerida pelo ACR.....	25
Tabela 2 –	Classificação da categoria do tecido mamário conforme a 4ª edição e a 5ª edição do ACR.....	27
Tabela 3 –	Propriedades dos tecidos vivos.....	45
Tabela 4 –	Valores limites para as condutividades térmicas.....	47
Tabela 5 –	Medidas dos eixos das próteses externas.....	53
Tabela 6 –	Valores de densidade mamária adotados na metodologia desenvolvida conforme a faixa etária quando os exames de imagem da paciente não indicarem a composição do tecido.....	58
Tabela 7 –	Interpolação linear adotada para obter o percentual do tecido glandular.....	58
Tabela 8 –	Exemplos de identificação do percentual de tecido glandular de acordo com a idade da paciente.....	59
Tabela 9 –	Comparação do volume computacional com o volume real da prótese.....	61
Tabela 10 –	Convergência de malha do Modelo Geométrico 1 da Paciente #1301345-4.....	63
Tabela 11 –	Estimativa das condutividades térmicas do Modelo Geométrico 1 da Paciente #1301345-4.....	66
Tabela 12 –	Convergência de malha do modelo geométrico 1 da paciente 1140005-1.....	68
Tabela 13 –	Estimativa das condutividades térmicas do Modelo Geométrico 1 da Paciente #1140005-1.....	71
Tabela 14 –	Convergência de malha do Modelo Geométrico 2 da Paciente #1140005-1.....	72
Tabela 15 –	Estimativa das condutividades térmicas do Modelo Geométrico 2 da Paciente #1140005-1.....	75
Tabela 16 –	Comparação da temperatura superficial máxima atingida na região da lesão obtida por cada modelo da Paciente #1140005-1.....	76
Tabela 17 –	Comparação da condutividade térmica da mama obtida por cada modelo da Paciente #1140005-1.....	76

Tabela 18 –	Comparação da condutividade térmica do nódulo obtida por cada modelo da Paciente #1140005-1.....	77
Tabela 19 –	Convergência de malha do Modelo Geométrico 1 da Paciente #1844369-4.....	78
Tabela 20 –	Estimativa das condutividades térmicas do Modelo Geométrico 1 da Paciente #1844369-4.....	81
Tabela 21 –	Convergência de malha do Modelo Geométrico 2 da Paciente #1844369-4.....	82
Tabela 22 –	Estimativa das condutividades térmicas do Modelo Geométrico 2 da Paciente #1140005-1.....	84
Tabela 23 –	Comparação da temperatura superficial máxima atingida na região da lesão obtida por cada modelo da Paciente #1844369-4.....	85
Tabela 24 –	Comparação da condutividade térmica da mama obtida por cada Modelo da Paciente #1844369-4.....	86
Tabela 25 –	Comparação da condutividade térmica do tumor obtida por cada modelo da Paciente #1844369-4.....	86

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

3D	Tridimensional
ACR	<i>American College of Radiology</i>
BHTE	<i>Bioheat Transfer Equation</i>
BI-RADS	<i>Breast Imaging Reporting and Data System</i>
CAD	<i>Computer Aided Design</i>
CFD	<i>Computational Fluid Dynamics</i>
DEMEC	Departamento de Engenharia Mecânica
DNCT	Doenças Crônicas não-Transmissíveis
HC	Hospital das Clínicas
INCA	Instituto Nacional do Câncer
IHT	<i>Inverse Heat Problem</i>
MDF	Método de Diferenças Finitas
MEF	Método de Elementos Finitos
MVF	Método de Volumes Finitos
OMS	Organização Mundial da Saúde
QSE	Quadrante Superior Externo
QSI	Quadrante Superior Interno
QIE	Quadrante Inferior Externo
QII	Quadrante Inferior Interno
SQP	<i>Sequential Quadratic Programming</i>
SUS	Sistema Único de Saúde
TCLE	Termo de Consentimento Livre e Esclarecido
UFPE	Universidade Federal de Pernambuco

LISTA DE SÍMBOLOS

c	Calor específico do tecido ($\text{J} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{K}^{-1}$)
c_b	Calor específico do sangue ($\text{J} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{K}^{-1}$)
D	Diâmetro do tumor (m)
h	Coeficiente de transferência de calor por convecção ($\text{W} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{K}^{-1}$)
k	Condutividade térmica do tecido ($\text{W} \cdot \text{m}^{-1} \cdot \text{K}^{-1}$)
k_{mama}	Condutividade térmica da mama ($\text{W} \cdot \text{m}^{-1} \cdot \text{K}^{-1}$)
$k_{glandular}$	Condutividade térmica do tecido glandular ($\text{W} \cdot \text{m}^{-1} \cdot \text{K}^{-1}$)
$k_{gordura}$	Condutividade térmica do tecido adiposo ($\text{W} \cdot \text{m}^{-1} \cdot \text{K}^{-1}$)
k_{tumor}	Condutividade térmica do tumor ($\text{W} \cdot \text{m}^{-1} \cdot \text{K}^{-1}$)
P	Percentual de tecido glandular na mama da paciente
Q_{ext}	Taxa volumétrica de geração de calor de fontes externas ($\text{W} \cdot \text{m}^{-3}$)
Q_P	Taxa volumétrica de geração de calor da perfusão sanguínea ($\text{W} \cdot \text{m}^{-3}$)
Q_m	Taxa volumétrica de geração de calor metabólico ($\text{W} \cdot \text{m}^{-3}$)
t	Tempo (s)
T	Temperatura (K)
T_a	Temperatura do sangue arterial (K)
T_v	Temperatura do sangue venoso (K)
T_{cal}	Temperatura calculada ($^{\circ}\text{C}$)
T_{exp}	Temperatura medida pela termografia ($^{\circ}\text{C}$)
$T_{m\acute{a}x}$	Temperatura máxima calculada na região superficial próxima do nódulo ($^{\circ}\text{C}$)
T_{∞}	Temperatura ambiente (K)
c	Calor específico do tecido ($\text{J} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{K}^{-1}$)
c_b	Calor específico do sangue ($\text{J} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{K}^{-1}$)

Subscrito

b	Sangue
a	Arterial
v	Venoso

Sobrescrito

L	Limite inferior
U	Limite superior

Símbolos gregos

∇	Operador Gradiente
η	Vetor normal unitário (m)
ρ	Densidade (kg.m ⁻³)
ρ_t	Massa específica do tecido (kg.m ⁻³)
ρ_b	Massa específica do sangue (kg.m ⁻³)
ω_t	Taxa de perfusão sanguínea do tecido (s ⁻¹)
τ	Tempo de multiplicação do tamanho do tumor (dias)

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	18
1.1	MOTIVAÇÃO.....	18
1.2	OBJETIVOS.....	21
1.2.1	Objetivo geral.....	21
1.2.2	Objetivos específicos.....	21
1.3	ORGANIZAÇÃO DO TRABALHO.....	22
2	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA.....	23
2.1	CÂNCER.....	23
2.1.1	Patologias da mama.....	24
2.2	ESTRUTURA FISIOLÓGICA DA MAMA.....	26
2.3	TERMOGRAFIA NO AUXÍLIO DE DIAGNÓSTICOS MÉDICOS.....	28
2.4	SIMULAÇÃO COMPUTACIONAL.....	31
2.5	MODELAGEM GEOMÉTRICA.....	33
2.6	MODELAGEM DIRETA E INVERSA DE SISTEMAS.....	37
2.7	ANÁLISE DE SENSIBILIDADE.....	38
2.8	OTIMIZAÇÃO DE PROJETOS.....	39
3	METODOLOGIA.....	41
3.1	AQUISIÇÃO DE IMAGENS.....	41
3.2	MODELAGEM MATEMÁTICA.....	43
3.2.1	Problema direto.....	43
3.2.2	Problema inverso.....	46
3.3	MODELAGEM GEOMÉTRICA.....	49
3.3.1	Extração da curva de perfil do termograma.....	50
3.3.2	Ajuste do volume personalizado a partir de uma prótese mamária.....	52
3.3.3	Modelo 1 – Mama composta por tecido glandular com a inserção do volume patológico.....	56
3.3.4	Modelo 2 – Mama composta por tecido glandular, adiposo e com a inserção do volume patológico.....	57
4	CASOS ANALISADOS.....	60

4.1	VALIDAÇÃO DA GEOMETRIA SUBSTITUTA PROPOSTA ATRAVÉS DE UMA PRÓTESE MAMÁRIA.....	60
4.2	PACIENTE DO PRONTUÁRIO Nº 1301345-4 - CASO BENIGNO.....	62
4.2.1	Resultados do Modelo Geométrico 1.....	63
4.3	PACIENTE DO PRONTUÁRIO Nº 1140005-1 - CASO BENIGNO.....	67
4.3.1	Resultados do Modelo Geométrico 1.....	68
4.3.2	Resultados do Modelo Geométrico 2.....	72
4.3.3	Comparação entre os resultados da Paciente #1140005-1.....	76
4.4	PACIENTE DO PRONTUÁRIO Nº 1844369-4 - CASO MALIGNO.....	77
4.4.1	Resultados do Modelo Geométrico 1.....	78
4.4.2	Resultados do Modelo Geométrico 2.....	81
4.4.3	Comparação entre os resultados da Paciente #1844369-4.....	85
5	CONCLUSÕES E SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS.....	87
	REFERÊNCIAS	89

1 INTRODUÇÃO

O envelhecimento e a mudança dos tipos de doenças mais comuns na população, as transições demográficas e epidemiológicas, sinalizam um maior impacto da carga de doenças crônicas não-transmissíveis (DCNT) (doenças cardiovasculares, doenças respiratórias crônicas, diabetes, câncer e doenças renais) nas próximas décadas (DUARTE & BARRETO, 2012). Atualmente, no Brasil, doenças cardiovasculares e neoplasias ainda são as principais DCNT dentre as principais causas de mortes relatadas (SCHIMIDT, 2011). Nas mulheres, as taxas de mortalidade por câncer de mama, de pulmão e colorretal aumentaram, enquanto as de câncer do colo do útero e do estômago diminuíram (INCA, 2017).

Devido à sua alta incidência, à morbidade, à mortalidade e ao elevado custo de tratamento, os tumores malignos possuem um lugar de destaque na epidemiologia mundial (FERREIRA E SILVA *et al.*, 2013). A neoplasia de mama é a primeira causa de morte por câncer entre as mulheres, sendo estimada uma taxa de 27 milhões de pessoas para 2030, de acordo com a Organização Mundial de Saúde (OMS) (ZADEH *et al.*, 2016; ARAÚJO *et al.*, 2014).

Em 2018, as estimativas realizadas pelo Instituto Nacional de Câncer (INCA, 2017) apontaram a ocorrência de aproximadamente 59.700 novos casos de câncer de mama, entre mulheres, com um risco estimado em 56,33 casos para cada cem mil mulheres no Brasil. O prognóstico pode vir se tornar pouco promissor devido à possibilidade de a doença desenvolver-se de modo silencioso, agravando ainda mais a situação, pois retarda o diagnóstico, dificultando a efetividade do tratamento (BARBOSA, 2012).

1.1 MOTIVAÇÃO

As recomendações mais importantes feitas pela Organização Mundial de Saúde (WORLD HEALTH ORGANIZATION, 2002) para o aumento da sobrevida associada a esse tipo de câncer são relativas à adoção de política que favoreça o diagnóstico precoce, aliado ao tratamento adequado em tempo hábil (BRITO *et al.*, 2005). Por esse motivo, novas técnicas de diagnóstico para identificação de neoplasia de mama têm sido elaboradas e aperfeiçoadas, no intuito de aumentar a expectativa de vida da paciente. Essas técnicas focam na detecção precoce de tumores com dimensões menores, com o objetivo de alcançar um melhor prognóstico (AVILA-CASTRO *et al.*, 2017).

Atualmente, a mamografia é o exame de imagem mais largamente utilizado para a detecção do câncer de mama, mas que apresenta uma série de limitações. Costuma ser menos sensível na detecção de tumores em mulheres com tecido mamário denso ou com implantes. Devido à compressão presente no processo de realização da mamografia, existe o risco de ruptura do encapsulamento do tumor e, confere também, um relativo aumento do risco de causar câncer de mama induzido por radiação (RAMÍREZ-TORRES *et al.*, 2017; KENNEDY, LEE, SEELY, 2009).

Uma segunda técnica com ampla utilização na detecção de tumores mamários é a ultrassonografia. Essa técnica é normalmente usada para investigar áreas suspeitas da mama encontradas por meio da mamografia ou do exame clínico. Costuma ser muito eficaz na distinção entre cistos e tumores sólidos. Ainda é utilizada na triagem ou como forma complementar a mamografia, possibilitando a investigação de mamas densas (KANDLIKAR *et al.*, 2017). Quando utilizada suplementarmente à mamografia, é capaz de aumentar a sensibilidade do rastreamento (KANDLIKAR *et al.*, 2017; BERG *et al.*, 2008).

Dentro das novas formas de detecção investigadas, estudos recentes já confirmam a termografia infravermelha como uma técnica que aumenta a possibilidade de detecção precoce do câncer de mama e o desempenho da técnica foi analisado usando circunstâncias ambientais restritas e controladas (AVILA-CASTRO *et al.*, 2017; ETEHADTAVAKOL & NG, 2013; NG, 2009).

Estudos que combinaram a mamografia e a termografia para a detecção do câncer de mama obtiveram uma sensibilidade de 95%. Houve uma melhora da sensibilidade de 95% para 98% quando o exame clínico também foi incluído. Conclui-se então que a combinação de uma modalidade de imagem com outras pode anular suas deficiências individuais. Dessa forma, se a termografia da mama pode ser usada como uma ferramenta adjunta à mamografia, ela possibilitará uma melhor precisão da triagem mamária (BHOWMIK *et al.*, 2016; KEYSERLINGK *et al.*, 1998).

Comparativamente com outras técnicas de detecção de câncer de mama, a termografia é mais confortável para os pacientes porque não implica em contato direto, uso de radiação ou compressão. É útil para mulheres de todas as idades e em condições diferentes, como gravidez, amamentação, implantes, seios densos ou fibrocísticos e pré ou pós-menopausa. Mesmo se as mulheres estiverem sob tratamento de reposição hormonal, podem ser candidatas a usar termografia para detecção de patologias (AVILA-CASTRO *et al.*, 2017; NG & SUDHARSAN, 2001a; NG, 2009). A detecção do câncer é justificada devido a dependência da angiogênese

causada pelo tumor e essa neovascularização provoca um aumento na temperatura na região circundante (RAMÍREZ-TORRES *et al.*, 2017).

A fim de se ter um melhor entendimento das anormalidades da mama, a termografia também vem sendo utilizada para validar simulações numéricas tridimensionais (BEZERRA, LIMA, LYRA, 2018). À medida que as imagens médicas são capazes de fornecer uma série de informações clínicas relevantes, a modelagem numérica pode ser uma ferramenta preditiva auxiliar, a partir do momento que ajuda na compreensão dos processos físicos e biológicos (VIANA, 2016; SOLEMANI *et al.*, 2009; KOCH *et al.*, 2011; HUANG *et al.*, 2007; TEPPER *et al.*, 2006).

Modelos computacionais tridimensionais (3D) também podem ser usados para avaliar o desempenho de aparelhos médicos, treinar profissionais da área de saúde na realização de procedimentos médicos e para determinar a interação entre dispositivos eletrônicos e seres humanos (VIANA, 2016; GOSSELIN *et al.*, 2014). Além de não expor os seres humanos a riscos desnecessários, as simulações numéricas em conjunto com a termografia poderão ser usadas como uma técnica de amparo à mamografia na detecção de neoplasia de mama, além de poderem diminuir os falsos positivos da termografia no diagnóstico de câncer (BEZERRA, LIMA, LYRA, 2018; NG & SUDHARSAN, 2001b, 2004).

Para dar uma maior qualidade aos resultados obtidos por meio das simulações numéricas, aumentou-se o uso da modelagem por meio do problema inverso como ferramenta de avaliação prática da engenharia (BEZERRA, 2013). Esse tipo de problemas une a investigação matemática com os dados experimentais e possui aplicação em diversas áreas, como engenharia, medicina, reconstrução de imagens e outros ramos da ciência (BEZERRA, 2013; SILVA NETO, MOURA NETO, 2005).

O estudo de problemas inversos em transferência de calor (IHT – *Inverse Heat Transfer*) usa diversos métodos para resolução de problemas como a estimação de parâmetros, variáveis de estado e propriedades físicas de um sistema. O intuito é se obter o máximo de informação sobre o problema físico em questão (BEZERRA, 2013). Desta maneira é possível contribuir para o aperfeiçoamento das técnicas para o tratamento do câncer (VARÓN, 2015).

A interação do tecido saudável com veias e artérias envolvidas com a irrigação do tumor cria um complexo sistema morfológico não-homogêneo com regiões isoladas que apresentam uma diferença de temperatura característica (KANDLIKAR *et al.*, 2017). Com base nisso, diversos modelos matemáticos têm sido propostos para representar o comportamento desse sistema. Para estudo desses modelos, diferentes configurações geométricas já foram consideradas em um domínio computacional para simulação do câncer de mama.

Dentro desses modelos, inclui-se a retangular, a esférica e geometrias deformadas com a gravidade. Outros dois modelos mais aperfeiçoados já foram desenvolvidos. O primeiro baseado em um fantoma (SANTOS *et al.*, 2009) e um segundo feito com base em próteses externas oferecidas a pacientes mastectomizadas pelo Sistema Único de Saúde (SUS) (VIANA, 2010). Apesar do uso de tais geometrias já apresentarem informações importantes a respeito do efeito do tumor na temperatura superficial da mama, sabe-se que simulações numéricas que envolvem uma geometria mais próxima da forma real de uma mama trariam um aumento na acurácia das estimativas aos perfis de temperatura da superfície da mama.

O presente trabalho tem por objetivo o desenvolvimento de uma metodologia para a construção de uma geometria mais real da mama, baseada na extração de curvas das imagens termográficas. Em seguida, com essa nova geometria, apresenta-se a estimativa da condutividade térmica do tecido da mama e de suas lesões. Na resolução do problema inverso, por meio da metodologia desenvolvida por Bezerra (2013), foi usada a temperatura máxima obtida da imagem termográfica da paciente.

1.2 OBJETIVOS

Diante do exposto, foram definidos o objetivo geral e os específicos a fim de colaborar com o crescimento dessa área de pesquisa, conforme apresentado a seguir.

1.2.1 Objetivo geral

O objetivo principal deste trabalho é desenvolver uma metodologia que permita gerar uma geometria substituta da mama feminina baseada em suas imagens termográficas para analisar o perfil térmico da superfície mamária e estimar as condutividades térmicas tecidos vivos envolvidos, tecido glandular, adiposo e da lesão.

1.2.2 Objetivos específicos

- I. Extrair as curvas de perfis das imagens laterais das pacientes para tornar as geometrias mais próximas da anatomia real de cada caso;
- II. Ajustar o volume da geometria gerada a partir de uma imagem termográfica frontal da paciente;

- III. Construir uma nova geometria tridimensional considerando a mama como um domínio heterogêneo formado por tecido glandular e adiposo;
- IV. Simular, através do programa computacional FLUENT, do pacote ANSYS, os perfis de temperatura da superfície da mama e compará-los com as imagens termográficas;
- V. Identificar, através da análise de sensibilidade, as condutividades térmicas que podem ser estimadas para as geometrias homogêneas e heterogêneas;
- VI. Estimar as condutividades térmicas possíveis e comparar os resultados obtidos com os de Bezerra (2013).

1.3 ORGANIZAÇÃO DO TRABALHO

Esta dissertação está dividida em cinco capítulos. Neste primeiro capítulo são apresentadas a motivação e os objetivos propostos.

No segundo capítulo é desenvolvida uma fundamentação teórica que embasará todo o estudo. Conceitos e pesquisas importantes dessa temática são abordados, desde o uso da termografia por infravermelho até a utilização de problemas diretos e inversos da engenharia na solução de problemas computacionais.

O terceiro capítulo expõe a metodologia utilizada neste trabalho, detalhando: a técnica utilizada para a obtenção da geometria tridimensional substituta da mama da paciente; a distinção de uma geometria com tecido homogêneo e outra com tecido heterogêneo; e a modelagem matemática, dos problemas direto e inverso.

Em seguida, o quarto capítulo dedica-se a apresentar os casos analisados, e os resultados são comparados com aqueles obtidos por Bezerra (2013) e com as imagens termográficas das respectivas pacientes.

Por fim, o quinto capítulo traz as conclusões obtidas do trabalho. Além disso, ele propõe sugestões para futuros trabalhos na mesma temática da dissertação desenvolvida.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Neste capítulo será apresentada uma sucinta fundamentação teórica dos temas necessários para a compreensão e desenvolvimento do presente trabalho. Inicialmente serão descritos conceitos e constatações a respeito do câncer em geral, direcionando o estudo para a neoplasia mamária. Em seguida, será descrita a estrutura fisiológica da mama feminina, destacando os tipos de tecidos presentes. Depois será apresentado o emprego da termografia no auxílio de diagnósticos médicos, indicando sua importância na detecção do câncer de mama. Por fim, serão apresentados estudos relativos às geometrias substitutas, suas simulações computacionais, as técnicas de análise de sensibilidade e os métodos de otimização de problemas inversos.

2.1 CÂNCER

O câncer é proveniente de um crescimento desordenado e incontrolável das células, que pode alterar a carga genética celular. O novo tecido danifica a fisiologia normal do local atingido (SARKAR *et al.*, 2013). Pelo comportamento genérico, essa patologia pode atingir qualquer tecido vivo. Os carcinomas afetam os tecidos epiteliais, e os sarcomas lesionam os tecidos conjuntivos.

Difícilmente diagnosticado até o Século XIX, as primeiras tentativas para curar os pacientes atingidos por essa patologia, mesmo sem grandes resultados positivos, só começaram a tomar forma após a descoberta da anestesia geral, a qual permitia a remoção do tecido atingido. Com o passar dos anos, o desenvolvimento de novas técnicas de diagnósticos da doença e com tratamentos baseados em substâncias mais eficazes, além da radioterapia e da quimioterapia, os tratamentos têm se tornado cada vez promissores (SILVA, 2001).

Além do impacto físico no organismo do indivíduo, o câncer também pode acarretar em uma forte reação psicológica no paciente, uma vez que o mesmo pode sofrer mutilações decorrentes das cirurgias e o medo ocasionado pelo tratamento invasivo e demorado sem a certeza de ter sua saúde restaurada (SILVA, 2001).

De acordo com o INCA, a causa do câncer é variada, que pode ser uma combinação de fatores externos e internos do organismo. Dentre os extrínsecos, têm-se como exemplo o tabagismo, hábitos alimentares, medicamentos e radiação solar. Já para características

intrínsecas, destaca-se a hereditariedade, na qual é um fator considerável para o desenvolvimento de certos cânceres de mama (LARSEN *et al.*, 2014).

Como citado anteriormente, o câncer é uma das DCNT que mais afeta a população (DUARTE & BARRETO, 2012). Analisando a população brasileira nos biênios 2018-2019, os cânceres de próstata em homens e mama em mulheres continuarão sendo os mais incidentes, excetuando o câncer de pele não-melanoma (INCA, 2017), como apresentado na Figura 1.

Figura 1 – Distribuição proporcional dos dez tipos de câncer mais incidentes estimados para 2018 por sexo, exceto pele não melanoma*

Localização Primária	Casos	%	Homens	Mulheres	Localização Primária	Casos	%
Próstata	68.220	31,7%			Mama Feminina	59.700	29,5%
Traqueia, Brônquio e Pulmão	18.740	8,7%			Cólon e Reto	18.980	9,4%
Cólon e Reto	17.380	8,1%			Colo do Útero	16.370	8,1%
Estômago	13.540	6,3%			Traqueia, Brônquio e Pulmão	12.530	6,2%
Cavidade Oral	11.200	5,2%			Glândula Tireoide	8.040	4,0%
Esôfago	8.240	3,8%			Estômago	7.750	3,8%
Bexiga	6.690	3,1%			Corpo do Útero	6.600	3,3%
Laringe	6.390	3,0%			Ovário	6.150	3,0%
Leucemias	5.940	2,8%			Sistema Nervoso Central	5.510	2,7%
Sistema Nervoso Central	5.810	2,7%			Leucemias	4.860	2,4%

*Números arredondados para múltiplos de 10.

Fonte: INCA, 2017

2.1.1 Patologias da mama

Devido à sua agressividade ao físico e ao psicológico do público feminino, o câncer de mama é um dos mais temidos pelas mulheres, sendo tratado com seriedade pelo sistema de saúde mundial há muito tempo. Conectada ao envelhecimento, essa patologia tende a ter maior incidência em pacientes mais velhas, aumentando ainda mais a probabilidade do seu aparecimento em casos com histórico familiar (SILVA & RIUL, 2012). Todavia, com uma detecção precoce da patologia, que pode ser feita tanto pelo diagnóstico precoce como pelo rastreamento, as chances de curas são ampliadas (VALENTE *et al.*, 2017).

Facilmente identificável em exames de imagem, mamografia e ultrassonografia, os cistos são alterações bastante comuns no público de 35 a 50 anos. Composto por um conteúdo líquido, eles podem ser classificados em cistos simples – bem definido, paredes finas e apenas material líquido no seu interior – e cistos complexos – paredes mais espessas e material heterogêneo no seu interior. Para a segunda classificação, é necessária uma investigação, devido a possibilidade de representar um quadro favorável ao desenvolvimento de uma lesão maligna (BERG *et al.*, 2010).

O fibroadenoma, o distúrbio mais comum no público jovem, entre 15 e 32 anos, apesar de ser um distúrbio benigno e sem implicar em complicações, tende a inquietar as suas portadoras, uma vez que ele possui uma consistência rígida e móvel a apalpação. Na grande maioria dos casos não é necessária uma cirurgia para sua remoção, sendo indicado apenas um acompanhamento periódico (CERRATO & LABOW, 2013).

De acordo com o Instituto ONCOGUIA (2017), os tipos de neoplasias mais comuns são: carcinoma ductal in situ (popularmente conhecido como carcinoma intraductal e que apresenta maiores chances de cura); carcinoma ductal invasivo, que abrange cerca de 70% dos casos e é dos mais nocivos; e carcinoma lobular invasivo. Já entre os menos comuns, estão: câncer de mama inflamatório; a doença de Paget que não forma nódulos sólidos; angiosarcomas; e tumor Filodes.

Devido à grande variedade de distúrbios, o Colégio Americano de Radiologia (ACR) desenvolveu uma técnica de sistematização para os exames de imagem da mama, chamada BI-RADS (*Breast Imaging Reporting and Data System*). Amplamente utilizado e intrínseco nos laudos médicos (MARGOLIES *et al.*, 2016), essa classificação permite padronizar os achados, reduzindo o risco de um diagnóstico equivocado e indicando a necessidade, ou não, de prosseguir a investigação da alteração. A Tabela 1 resume a classificação citada.

Tabela 1 – Classificação BI-RADS para achados em imagens e conduta médica sugerida pelo ACR.

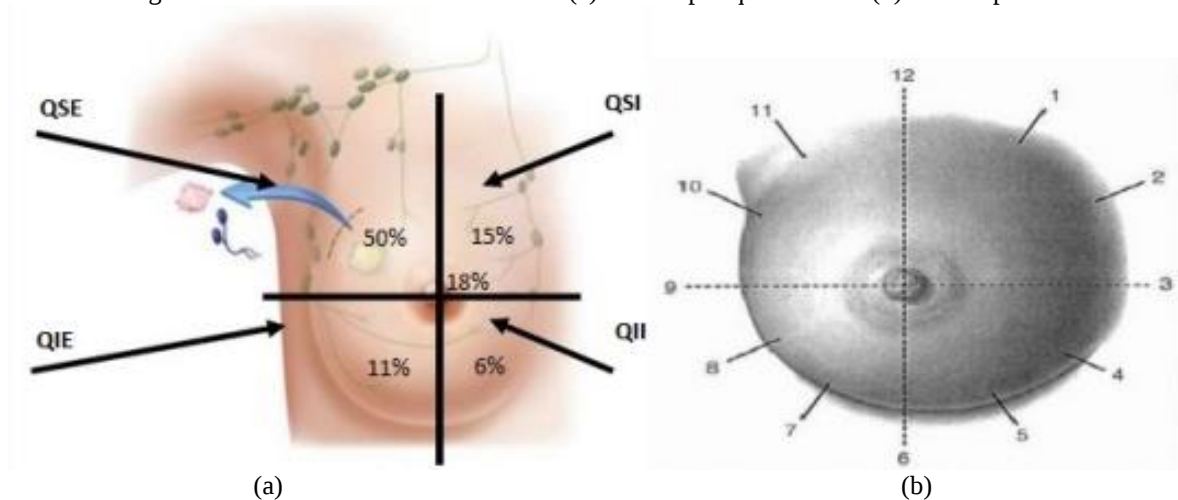
Classificação BI-RADS	Procedimento a ser adotado	Probabilidade de câncer
Categoria 0: Incompleta	Fazer imagens adicionais para comparação	Não estimado
Categoria 1: Negativo	Manter exames de rotina	0%
Categoria 2: Benigno	Manter exames de rotina	0%
Categoria 3: Provavelmente benigno	Exames de rotina com intervalos menores	$> 0\% \text{ e } \leq 2\%$
Categoria 4: Suspeito de malignidade		$> 2\% \text{ e } < 95\%$
4A: Baixa suspeita	Requer biópsia	$> 2\% \text{ e } \leq 10\%$
4B: Suspeita moderada		$> 10\% \text{ e } \leq 50\%$
4C: Alta suspeita		$> 50\% \text{ e } \leq 95\%$
Categoria 5: Elevado risco de malignidade	Requer biópsia	$\geq 95\%$
Categoria 6: Exame com lesão maligna já conhecida	Remoção cirúrgica quando clinicamente viável	Não estimado

Fonte: ACR BI-RADS Atlas, Breast imaging reporting and data system. 5ª Edição (adaptada)

De acordo com o INCA (2011), a mama pode ser dividida por quadrantes, conforme a Figura 2(a). Ela possui quatro regiões bem definidas, sendo elas: QSE (Quadrante Superior

Externo), QSI (Quadrante Superior Interno), QIE (Quadrante Inferior Externo) e QII (Quadrante Inferior Interno). Dentre os quadrantes, o QSE possui o maior volume de glândulas mamárias, e é região mais factível ao aparecimento das lesões, com aproximadamente 50% dos casos (BEZERRA, 2013). A Figura 2(a) também apresenta a distribuição percentual completa da patologia em relação aos quadrantes. Além dele, o sistema de relógio é adotado, Figura 2(b), e subdivide a mama em doze partes, permitindo uma melhor localização do distúrbio.

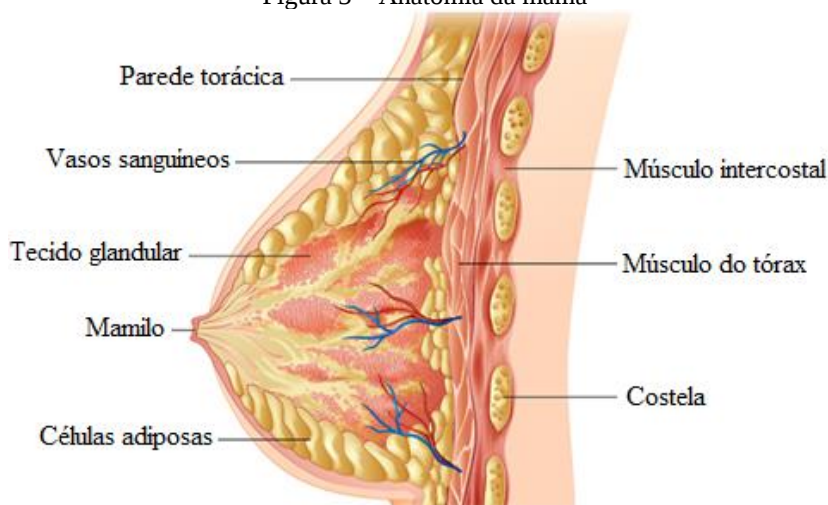
Figura 2 – Métodos de divisão da mama. (a) divisão por quadrantes e (b) divisão por hora



2.2 ESTRUTURA FISIOLÓGICA DA MAMA

Para Bernardes (2010), as mamas são estruturas glandulares provenientes da modificação de glândulas sudoríparas. Simplificadamente, esse órgão é formado pelos tecidos glandular (parênquima), adiposo e elementos de sustentação (tecido conjuntivo fibroso). A Figura 3 detalha melhor sua composição. Localizada à frente da musculatura do peitoral, a mama está compreendida entre a terceira e a sétima costela, o que equivale a situá-la entre a extremidade superior do esterno e a linha axilar média (PINA 2004, apud BERNARDES, 2010).

Figura 3 – Anatomia da mama



Fonte: <https://breast360.org/topics/2017/01/01/breast-anatomy/> (adaptada)

A medida que a mulher envelhece, ocorre uma substituição dinâmica do parênquima mamário por tecido adiposo, resultando na redução da densidade da mama (EKPO, HOGG, MCENTEE, 2015 apud VIANA, 2016). Esse fenômeno pode ser resultado de vários fatores, sendo eles: gestações e lactação, terapias de reposição hormonal e menopausa (PINHO, 2015).

Além da rotulação *BI-RADS*, o *ACR* também padronizou a classificação dos tecidos mamários de acordo com os exames por imagem mais usuais. Na 4ª edição, seu agrupamento era feito em quatro categorias, numeradas de 1 a 4, onde indicava um percentual de tecido glandular. Já na 5ª edição, a mais recente, foi mantida a divisão em quatro grupos, dessa vez nomeadas de A até D, porém o percentual dado na edição anterior foi removido. A Tabela 2 resume essa categorização.

Tabela 2 – Classificação da categoria do tecido mamário conforme a 4ª edição e a 5ª edição do *ACR*

4ª Edição (2003)	5ª Edição (2013)
1. A mama é quase inteiramente gordura (tecido glandular < 25%).	A. As mamas são quase inteiramente gordurosas.
2. Há áreas esparsas de densidade fibroglandular (aproximadamente 25 – 50% de tecido glandular).	B. Há áreas esparsas de densidade fibroglandular.
3. A mama é heterogeneamente densa, o que pode obscurecer pequenas massas (aproximadamente 51 – 75% de tecido glandular).	C. As mamas são heterogeneamente densas, o que pode esconder pequenas massas.
4. A mama é extremamente densa. Isso pode diminuir a sensibilidade da mamografia (tecido glandular > 75%).	D. As mamas são extremamente densas, o que diminui a sensibilidade da mamografia.

Fonte: VIANA (2016) adaptada

Consoante com a Tabela 2, a capacidade de detecção de distúrbios mamários através da mamografia é afetada negativamente quanto maior for a densidade da mama, o que a indica ser um exame adequado ao público mais velho. Para o Ministério da Saúde (2016), ele é recomendado para pacientes entre 50 e 69 anos, caso eles não pertençam a grupos de alto risco (histórico familiar da doença, por exemplo). Já para Ray *et al.* (2018), a mamografia iniciada a partir de 40 anos podem resultar na redução da mortalidade e aumento da expectativa de vida.

2.3 TERMOGRAFIA NO AUXÍLIO DE DIAGNÓSTICOS MÉDICOS

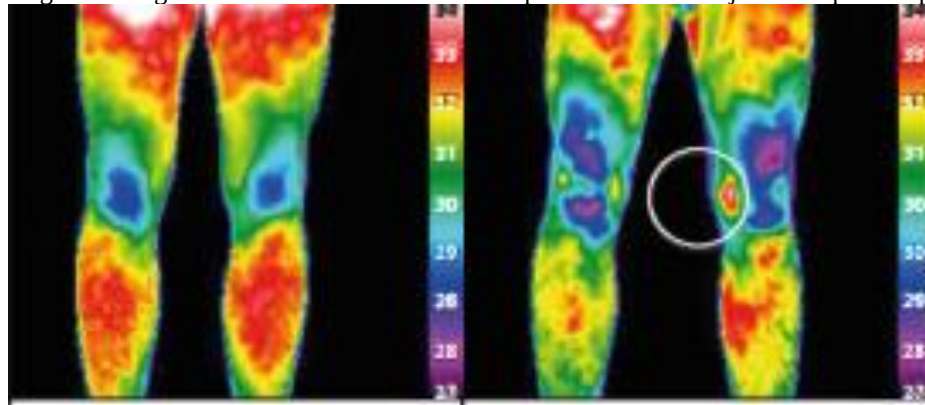
Hipócrates, em 400 a.C., foi o primeiro a associar a alteração de temperatura superficial, seja aquelas acima ou abaixo do normal, com a existência de uma doença. Já no ano de 1800, William Herschel descobriu a radiação infravermelha, que embasou os estudos posteriores para o desenvolvimento dos aparelhos térmicos e suas aplicações nas mais diversas áreas. Como essa radiação é emitida por todos os corpos que possuem temperatura superior do zero absoluto, zero Kelvin, e captada pelas câmeras termográficas, é possível obter a temperatura de qualquer objeto na prática.

Caracterizada por não ser invasiva nem emitir radiação ionizante, a termografia médica permite a análise das funções fisiológicas do corpo humano através de sua temperatura superficial. Todavia, para sua aplicação é importante conhecer fatores que impactam nos resultados, como características ambientais (temperatura local, umidade relativa do ar e outros), e técnicas (dados da câmera, como sua resolução).

Diante do constante avanço tecnológico, câmeras termográficas, com resoluções capazes de captar detalhes antes imperceptíveis da superfície da pele humana, chegaram ao mercado com valores mais acessíveis, o que aumentou sua utilização em diagnósticos médicos (DIAKIDES, BRONZINO, PETERSON, 2012). Atualmente, a aplicação de imagens termográficas está envolvida, por exemplo, em diagnósticos oncológicos (mama e pele), problemas vasculares e oftalmológicos, termorregulação corporal, dores musculares e acompanhamento de cirurgias.

Côrte & Hernandez (2016) analisaram a termografia como ferramenta auxiliar na medicina esportiva. No seu estudo, os autores perceberam que uma lesão pode causar alteração do fluxo sanguíneo na região afetada, o que consequentemente modifica a temperatura local. Dentre suas descobertas, eles perceberam que uma lesão por sobrecarga pode ser prevista pelo exame proposto, pois ela ocasiona uma distribuição assimétrica da temperatura, conforme Figura 4.

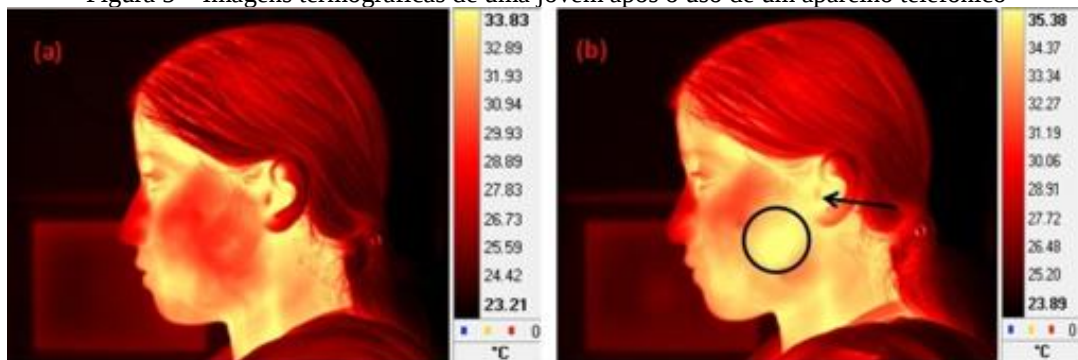
Figura 4 – Imagem termográfica mostrando aumento da temperatura medial de joelho esquerdo após exercício



Fonte: Côrte & Hernandez (2016)

Já na termorregulação, que é um mecanismo interno voltado para o controle térmico do ser vivo, um estudo feito por Kargel (2005, apud Lahiri *et al.*, 2012) mostrou o aumento da temperatura da face de uma jovem devido à utilização de aparelhos telefônicos. Durante ligações de durações prolongadas foi verificado um aumento de aproximadamente 4,59 °C na região da bochecha e de 1,47 °C na orelha. A Figura 5 apresenta o rosto da jovem após chamadas curtas (1 minuto) e após chamadas prolongadas (15 minutos), respectivamente.

Figura 5 – Imagens termográficas de uma jovem após o uso de um aparelho telefônico



Fonte: Lahiri *et al.* (2012)

No câncer de pele, as imagens termográficas têm se tornado ferramentas assistivas nos diagnósticos de lesões cutâneas (MAGALHÃES, VARDASCA, MENDES, 2018). A amplitude térmica existente entre a área afetada e a região circundante é um indicativo de neoplasias da pele, tanto em casos benignos como malignos. Solivetti *et al.* (2014) mostraram que essa técnica possui boa capacidade de detecção de melanomas, sem falso positivos, o que evita um choque no psicológico do paciente.

Causada por uma desordem metabólica crônica, a *diabetes mellitus* também se enquadra no rol de doenças que pode ser estudada com o emprego de imagens termográficas. Em virtude do elevado nível de glicose na corrente sanguínea, essa patologia pode afetar regiões periféricas

(pernas e braços), olhos, rins e outros pontos essenciais no funcionamento do organismo. Avaliando o fluxo de calor levado pelo sangue para as diferentes regiões, o uso das imagens termográficas se mostra viável para detecção de problemas circulatórios em pés diabéticos (ADAM *et al.*, 2017). No estudo de Bayareh *et al.* (2018), foi identificado uma diferença de temperatura entre pé saudável e diabético, 4,27 °C no direito e 3,39 °C no esquerdo, apontando que a termografia pode ser indicada como forma de diagnóstico preliminar.

Em análise de distúrbios mamários, a primeira descoberta usando imagens termográficas foi proveniente do estudo de Lawson (1956). Dentro de sua pesquisa, ele verificou que a temperatura da pele da mama que está situada acima de um câncer é superior ao do tecido normal. Adicionalmente, ele percebeu que o sangue venoso que passa pelo tumor maligno possui uma temperatura superior ao arterial que chega na região, o que indica uma região de aquecimento anormal. Para verificar a confiabilidade do exame, Gautherie (1980) observou uma sensibilidade de 90% na detecção de neoplasias malignas da mama em uma considerável amostra de pacientes.

Recorrendo à análise de dados simbólicos, Araújo, Lima e Souza (2014) desenvolveram uma metodologia voltada à classificação de patologias mamárias através de imagens termográficas. No estudo, os autores comprovaram que a avaliação da temperatura superficial da mama, por meio de ferramentas estatísticas de classificação, pode ser utilizada para tornar os diagnósticos médicos mais robustos, reduzindo os casos de falso-positivos e falso-negativos.

No mesmo segmento, Garduño-Ramón *et al.* (2017) também criaram uma metodologia de detectar tumores ou problemas de angiogênese. Inicialmente, como os autores tratavam a imagem como a união de dois elementos, a paciente e sua redondeza, foi preciso um pré-processamento para separá-los em blocos de informações distintos. Em seguida, foi aplicada uma segmentação automática, responsável pela individualização de cada mama, para então analisar os picos de temperaturas existentes. Em síntese, após uma triagem médica, a técnica apresentou uma sensibilidade e especificidade de 86,84% e 89,43%, respectivamente, demonstrando boas expectativas para o uso da termografia na identificação de patologias mamárias.

Trazendo uma ampla variedade de estudos na área de segmentação e classificação de imagens termográficas, Pavithra *et al.* (2018) também destacou a eficácia da termografia no diagnóstico de câncer de mama. Os autores também salientaram a diferença na essência do exame, uma vez que o mesmo fornece informações sobre as condições térmicas e fisiológicas do tecido, visto que os outros são voltados às características estruturais. Dentre as dificuldades encontradas, os casos de falso-positivos e falso-negativos podem ser reduzidos com a

combinação adequada dos métodos de extração e segmentação de imagem e algoritmos de classificação.

Com o intuito de facilitar e introduzir o uso da termografia no cotidiano da medicina, Queiroz (2016) elaborou uma interface gráfica de usuário voltada à detecção e à classificação de anormalidades mamárias a partir de imagens termográficas de mamas femininas. Após o preenchimento das informações contidas no prontuário de determinada paciente, como nome e idade, e a inclusão de suas imagens, o código contido na interface é responsável pela segmentação e classificação do termograma, indicando um índice, baseado em classificação estatística, que seria aquele característico de uma determinada anomalia. Os diferentes classificadores empregados indicaram maior sensibilidade e especificidade na identificação de lesões benignas e malignas, demonstrando ser uma ferramenta rápida e viável para triagem médica.

Mediante a análise de 206 termogramas, Morales *et al.* (2018) empregaram uma classificação baseada no valor nominal da temperatura, a qual conseguiu identificar 11,42% dos casos positivos e 100% dos casos negativos. Mesmo com um índice baixo para a detecção dos casos positivos, de acordo com as ferramentas adotadas, a possibilidade de constatar casos negativos o destaca como um exame promissor. Os autores também salientam que o objetivo da utilização da termografia não é substituir os métodos usuais, como a mamografia e a ultrassonografia, mas utilizá-la como uma ferramenta auxiliar.

Semelhante ao trabalho aqui desenvolvido, Bezerra *et al.* (2013) desenvolveram uma metodologia voltada à estimativa dos parâmetros termofísicos da lesão de da mama, baseada nas imagens termográficas. Com as geometrias substitutas desenvolvidas por Viana (2010), os autores estimaram possíveis valores individualizados da condutividade térmica e da perfusão sanguínea dos tecidos em questão, fundamentados na temperatura máxima local da imagem térmica. Para a solução do problema inverso, eles optaram pelo *Sequential Quadratic Programming (SQP)*, devido à sua celeridade na busca da melhor solução.

2.4 SIMULAÇÃO COMPUTACIONAL

O avanço tecnológico tem permitido que a simulação computacional se torne uma ferramenta essencial na análise de problemas complexos. Muitas vezes limitado, o estudo experimental abre espaço para o uso computacional, dado que essa ferramenta pode testar modificações no sistema real e verificar suas consequências sem interromper seu funcionamento efetivo. Adicionalmente, a capacidade de avaliar longos períodos de tempo em

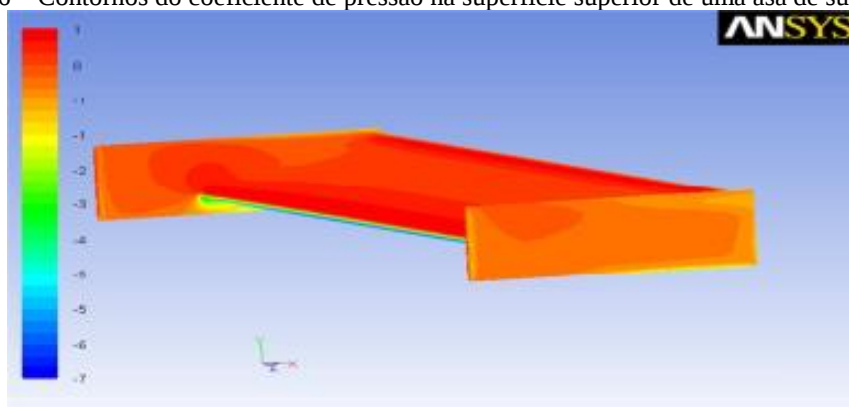
pequenos intervalos também a torna atraente, porquanto prognostica cenários futuros (GAVIRA, 2003).

Dentro das possibilidades, Souza e Bachega (2012) utilizaram essa técnica para observar o processo produtivo de uma indústria automotiva. Por meio do software Tecnomatix® - Plant Simulation 9 da empresa Siemens, os autores conseguiram examinar a capacidade produtiva da planta. Mesmo eles destacando que a simulação não foi totalmente fiel ao processo, foi possível identificar os gargalos da produção.

Também no cenário industrial, Silva *et al.* (2017) recorreram a simulação computacional para estudar o leiaute de uma indústria de móveis. O software Arena® possibilitou a visualização do melhor cenário organizacional, levando ao aumento na produção. Adicionalmente, eles evidenciaram que a correta compreensão do processo produtivo foi fundamental para o desenvolvimento do modelo estudado.

Simulando o escoamento do ar em torno de diferentes configurações da asa traseira de veículos de competição, Pestana (2010) verificou uma dependência entre os coeficientes de resistência aerodinâmica com o ângulo de ataque da asa, através do software Fluent®. As diferentes configurações demonstraram que a resistência aerodinâmica ocasionada pela asa é consideravelmente inferior ao benefício proporcionado, a sustentação do automóvel. A Figura 6 apresenta o coeficiente de pressão na superfície superior de uma das configurações adotadas, demonstrando que a maior pressão está distribuída nessa região.

Figura 6 – Contornos do coeficiente de pressão na superfície superior de uma asa de sustentação



Fonte: Pestana (2010)

Na área médica, as simulações também têm tomado cada vez mais espaço nas buscas científicas. Tsang *et al.* (2015) abordou o impacto do fluxo sanguíneo em aneurismas utilizando *Computational Fluid Dynamics (CFD)* do Ansys®. Validado por ultrassonografia com doppler colorido, o estudo averiguou que o emprego de um stent de divisor de fluxo resultou na

redução no fluxo sanguíneo da região. Para os autores, a combinação entre os exames médicos e o *CFD*, formam um conjunto de grande força na busca e desenvolvimento de novos tratamentos.

Cheng *et al.* (2015) estudaram o desequilíbrio muscular e a deformidade postural e óssea do ombro resultantes da paralisia congênita do plexo braquial. Apoiados no software OpenSim[®], eles constataram que as desordens causadas pela lesão inata restringem a amplitude do movimento e aumentam os esforços na principal articulação do ombro, a glenoumeral. Como conclusão, os autores acreditam que os danos podem ser reduzidos com tratamentos focados no desenvolvimento da musculatura local.

Assim, com alguns exemplos nota-se a vasta pluralidade de estudos que podem ser desenvolvidos através das simulações computacionais. Apesar de atraente, essas soluções necessitam de uma modelagem matemática que seja responsável pela interpretação do problema físico em termos matemáticos. Maliska (2014) destaca que a solução de equações diferenciais resultantes do modelo é capaz de ser realizada pelo Método de Diferença Finitas (MDF) para mecânica dos fluidos e pelo Método de Elementos Finitos (MEF) em casos estruturais. Porém, diante do avanço científico, a primeira manobra citada se torna limitada quando o estudo envolvia geometrias complexas.

Permitindo estudos mais complexos da mecânica dos fluidos, o Método dos Volumes Finitos (MVF) atua com a atribuição das equações governantes do problema em pequenos volumes de controle (NEVES & BEZERRA, 2013). Essa técnica de solução é expressa por um número finito de balanços de volume de controle infinitesimal, no qual cada balanço é destinado à interpretação de um elemento da discretização do domínio (MALISKA, 2014). Para o desenvolvimento do presente trabalho, o software escolhido – o Fluent – utiliza o MVF para a solução de seus problemas.

2.5 MODELAGEM GEOMÉTRICA

Diretamente ligada às simulações computacionais, as geometrias, principalmente as tridimensionais (3D), tornam os estudos científicos mais fiéis à realidade. A sinergia entre a medicina e a tecnologia tem descoberto as causas, as consequências e os tratamentos para as mais diversas doenças. Dentre os infinitos cenários de aplicação da técnica, Muraru *et al.* (2017) destacam sua capacidade de reconstruir válvulas tricúspides baseadas em ecocardiogramas, visando aumentar o conhecimento sobre o coração.

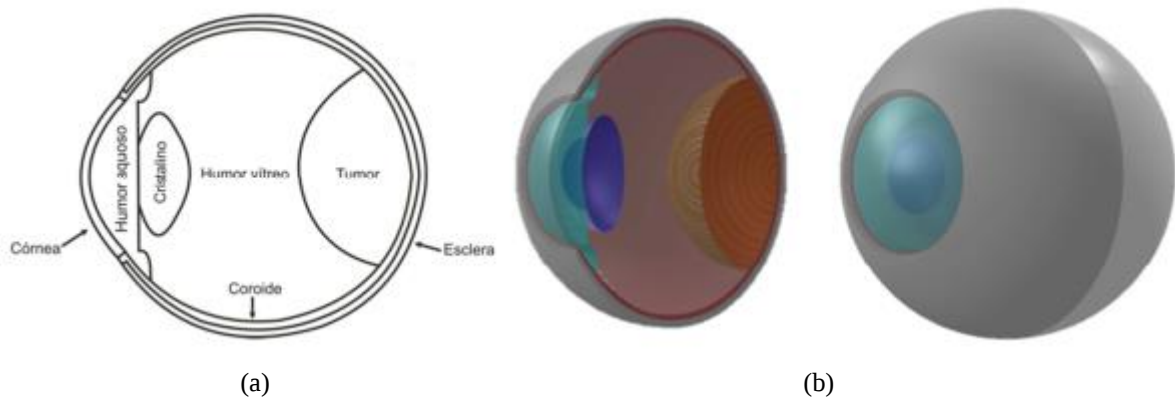
Kim, Lee e Kim (2008) recorreram ao Maya[®] 7.0 para criar um modelador 3D que permita pré-visualizar os resultados provenientes de cirurgias plásticas na mama e a melhor forma de realizá-las. Através da modelagem de um busto feminino, os autores criaram algoritmos geométricos destinados à adaptação do perfil às novas configurações anatômicas. Para seu desenvolvimento, a pesquisa foi baseada em um banco de fotografias de pacientes reais, com o auxílio de cirurgiões. Mesmo necessitando aumentar o referido banco, tornando a ferramenta mais robusta, os autores ressaltaram seu benefício para um melhor planejamento cirúrgico.

Baseados em imagens tomográficas, López *et al.* (2018) construíram uma geometria da veia cava inferior – principal veia responsável pelo transporte de sangue venoso do abdome e dos membros inferiores para o coração – para analisar o fluxo sanguíneo. Os autores estudaram os efeitos hemodinâmicos da utilização de quatro modelos de filtros, responsáveis pela captura de trombos. Adicionalmente, eles também demonstraram que é possível averiguar a mudança da força de arrasto em casos que o paciente também faça o tratamento com medicações anticoagulantes.

Também recorrendo às ferramentas geométricas, Iwasaki *et al.* (2017) conseguiram investigar a influência da pressão respiratória nas vias aéreas de crianças com retração mandibular classe II. Eles recorreram ao software DEP Mesh Works/Morpher[®] para a construção do modelo 3D e ao CFD para a sua modelagem física. Dentre os resultados, os autores perceberam que o grupo em questão possui uma pressão negativa sobre as vias aéreas, superior às das outras crianças avaliadas, classes I e III, concluindo que esse fato está associado ao retrognatismo, tipo de patologia oral resultado da má oclusão do maxilar.

Outro exemplo de modelagem geométrica foi o estudo do efeito da convecção no humor vítreo sobre o dano térmico de um melanoma de coroide durante a Termoterapia Transpupilar a laser (TTT), desenvolvido por Garcia (2017). O desenvolvimento da sua geometria foi baseado no modelo 2D de Silva (2012), conforme as Figuras 7(a) e 7(b). Pelos resultados obtidos, a autora destacou a possibilidade de adotar o modelo em questão para o planejamento do tratamento por TTT, como potência e diâmetro do feixe do laser. Adicionalmente, nos casos em que seja preciso a aplicação de potências maiores, ela percebeu que a duração da aplicação deve ser reduzida para que a córnea não sofra danos irreversíveis.

Figura 7 – Representação geométrica do olho humano. (a) Bidimensional e (b) Tridimensional

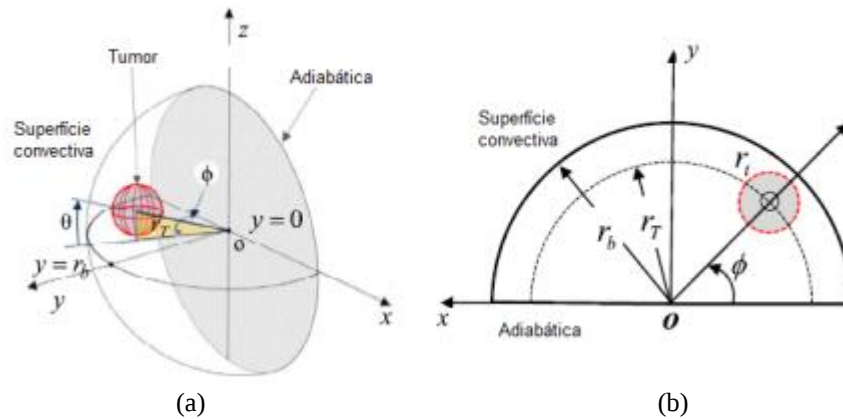


Fonte: Garcia (2017)

Na parte de geometrias mamárias, Wahab *et al.* (2015) pesquisaram os perfis de temperatura de mamas com diferentes proporções dos tecidos. Com formato semiesférico, os autores construíram a geometria com o tecido muscular, glandular, adiposo e tumoral. Eles perceberam que variação percentual de cada um afeta a distribuição de temperatura da superfície, principalmente com a presença da patologia. Ademais, esse estudo demonstrou que a variedade de tecidos é um fator a ser considerado no estudo térmico. Esse estudo também indicou a possibilidade da aplicação da termografia para a detecção de tumores de diferentes tamanhos e profundidades.

Também com uma geometria semiesférica para representar a mama, Das & Mishra (2015) estimaram numericamente o tamanho e a localização radial e angular de um nódulo maligno, através da temperatura superficial da mama. Ressalta-se que essa temperatura foi encontrada pela solução da Equação de Biotransferência de calor por meio do método dos Volumes Finitos (DAS & MISHRA, 2013). As Figuras 8(a) e 8(b) apresentam o modelo adotado. Durante o estudo, eles notaram que mesmo com configurações distintas do tumor, o perfil de temperatura superficial obedece a uma distribuição gaussiana. Os autores acentuaram que o método se torna mais exato ao passo que mais precisa é a temperatura da mama, fato que poderia ser beneficiado com o uso da termografia.

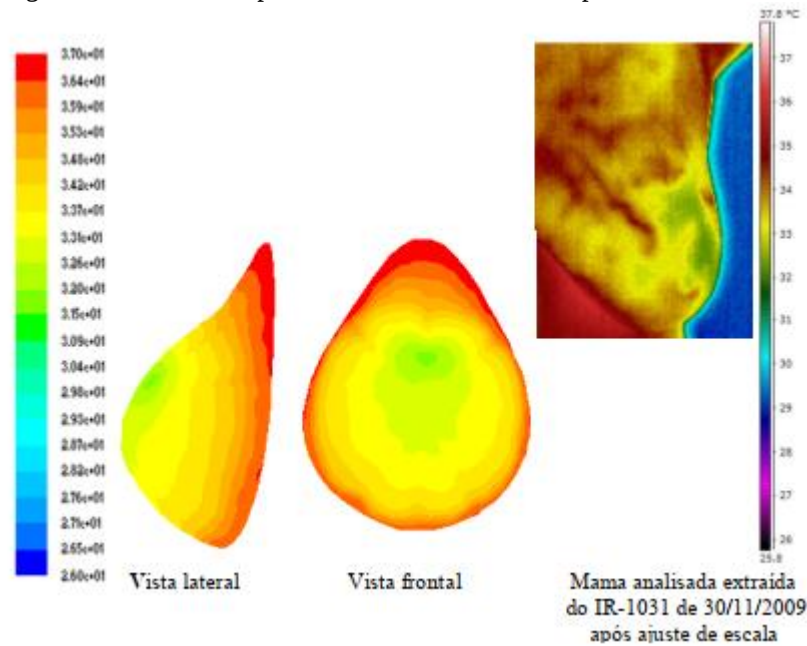
Figura 8 – Modelo da mama. (a) Volume tridimensional (b) Plano que passa pelo centro do tumor



Fonte: Das & Mishra (2015)

Tentando melhorar a representação 3D, Viana (2010) construiu geometrias substitutas da mama a partir da adaptação de alguns modelos de próteses mamárias externas da marca Ortho Pauher com imagens termográficas de pacientes reais. Esses modelos forneceram perfis de temperatura superficiais mais realistas, segundo sua validação pelas imagens termográficas. A Figura 9 exemplifica um dos casos estudados pela autora. Conforme citado anteriormente, esses modelos serviram de base para o estudo de Bezerra (2013), indicando boa aplicabilidade na detecção de propriedades térmicas.

Figura 9 – Perfil de temperatura da mama de uma das pacientes analisadas



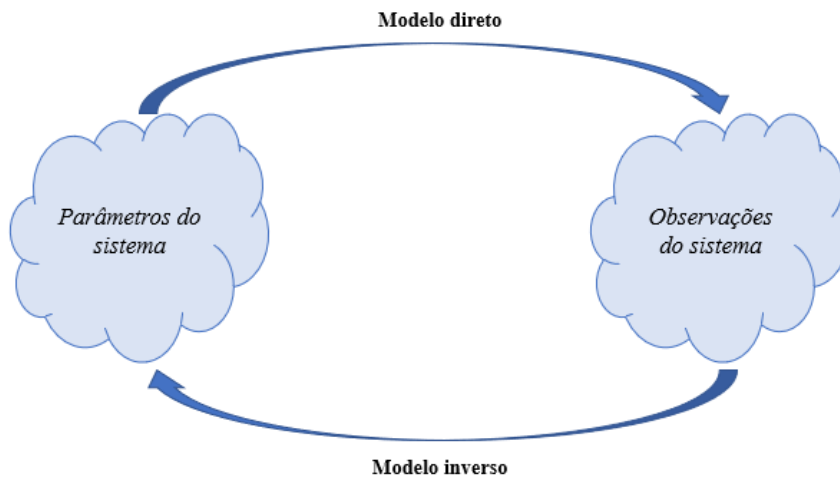
Fonte: Viana (2010)

2.6 MODELAGEM DIRETA E INVERSA DE SISTEMAS

Durante a definição de um problema faz-se sua distinção em dois conjuntos: os parâmetros e as observações do sistema. De acordo com a abordagem escolhida, o estudo pode se tratar de uma questão direta ou inversa, diferenciando a busca de sua solução. Mais habitual, o modelo direto se trata da situação em que os parâmetros do processo preveem estados físicos do meio, como a obtenção do perfil de temperatura superficial da mama através das suas características termofísicas e das condições de contorno. Grande parte dos estudos citados até o momento tratam de problemas diretos.

Já o modelo inverso faz o caminho contrário, tentando identificar as características intrínsecas do processo a partir de observações do meio, que pode ser exemplificado pela estimativa da condutividade térmica da mama a partir da sua temperatura superficial máxima. Para Sousa (2009), essa resolução tem beneficiado o desenvolvimento das ciências naturais, uma vez que é possível reconstruir eventos passados baseados nos dados presentes e desenvolver materiais de acordo com a exigência do projeto. A Figura 10 representa a relação entre os dois modelos.

Figura 10 – Esquema representativo da relação entre o modelo direto e inverso



Fonte: O autor

Han *et al.* (2014) desenvolveram um algoritmo para descobrir a taxa volumétrica de geração interna de calor dos nódulos mamários. De acordo com os autores, a grande diferença entre as taxas oriundas de lesões benignas e malignas permitiria classificar a patologia da paciente. Para a solução, eles utilizaram a temperatura superficial da mama como observação do sistema, medida por termografia.

Porém, diferentemente do estudo direto, Regenmortel (2018) ressalta a dificuldade que os pesquisadores encontram nas soluções dos problemas inversos, resultando muitas vezes em soluções incoerentes ou inexistentes. Esse fato pode ser resultado de um problema mal-posto, que no caso da medição da temperatura na superfície dos corpos por termografia podem ser resultantes de infinitas combinações de materiais e seus arranjos no interior dessa estrutura, indicando a necessidade de métodos matemáticos mais sofisticados.

2.7 ANÁLISE DE SENSIBILIDADE

Mesmo sendo uma ferramenta útil em estudos numéricos, muitas vezes a pesquisa a ser desenvolvida computacionalmente precisa de um pré-tratamento para torná-la mais objetiva. Dentre as preparações, destaca-se a análise de sensibilidade, ferramenta matemática que permite averiguar o impacto no sistema decorrente de pequenas variações dos parâmetros internos do processo. Para Bezerra (2013), essa sensibilidade deve ser razoavelmente grande para que as pequenas perturbações impactem o modelo.

Diante de um problema inverso para a determinação de parâmetros internos de um sistema, é necessária a verificação da sua sensibilidade no meio. Özisik & Orlande (2000) destacam quatro técnicas para a solução de problemas inversos de transferência de calor, na qual a primeira, baseada no Método dos Mínimos Quadrados, é a mais simples e ao mesmo tempo eficiente. Essa técnica consiste na construção da Matriz de Sensibilidade, **J**, construída através da Equação 2.1.

$$J_{ij} = \frac{\partial T_i}{\partial P_j} \quad (2.1)$$

onde

$$i = 1, 2, \dots, N$$

$$j = 1, 2, \dots, J$$

N = Número de parâmetros desconhecidos

J = Número de medições

T_i = Temperaturas

P_j = Parâmetro desconhecido

Depois de elaborada, essa matriz permite avaliar a capacidade de os parâmetros serem estimados. Özisik & Orlande (2000) afirmam que quanto menor for o determinante do produto dessa matriz com sua transposta, menos sensível o processo se torna às características avaliadas, ou seja, quanto maior o determinante, melhor a estimativa. Porém, os autores frisam que o

número de variáveis desconhecidas dificulta significativamente o problema, visto que a operacionalização de grandes matrizes aumenta o tempo computacional.

Para o cálculo efetivo dos coeficientes de sensibilidade do presente trabalho, optou-se pelo Método das Diferenças Finitas (MDF), por ser de fácil manuseio para o estudo proposto. O parâmetro em questão será a condutividade térmica em relação a temperatura superficial máxima. Assim, consoante com o MDF, a Equação 2.1 pode ser reescrita na forma da Equação 2.2 (BEZERRA, 2013).

$$\frac{\partial T_i}{\partial P_j} = \frac{\Delta T}{\Delta P_j} = \frac{T(P_j + \Delta P_j) - T(P_j)}{\Delta P_j} \quad (2.2)$$

2.8 OTIMIZAÇÃO DE PROJETOS

No cenário computacional é possível analisar o impacto sofrido por um sistema, resultado da variação de seus parâmetros internos. Por outro lado, muitas vezes deseja-se encontrar determinados valores dessas características que resultam em um estado desejado, o que induz ao uso da chamada otimização. Em casos mais complexos, seu emprego vem se tornando cada vez mais comum, desde o auxílio em projetos automotivos até a investigação de propriedades de tecidos vivos. Quando ela é integrada ao estudo, deve ser vista como uma ferramenta anexa à simulação (LEE *et al.*, 2008).

A aplicação de ferramentas de minimização e maximização, principais variações da otimização, dependem diretamente de algumas características do sistema, que podem ser restritas de alguma forma (BEZERRA, 2013). Para Nocedal & Wright (2006), esse tipo de problema pode ser modelado como a minimização ou maximização da chamada função objetivo, $F(x)$, sujeita a restrições de igualdade e desigualdade, e os parâmetros com limites superiores e inferiores. As Equações 2.3, 2.4 e 2.5 descrevem o método (ESPÍNDOLA, 2017).

$$\min_{x \in \mathbb{R}^n} F(x) \quad (2.3)$$

Sujeita a:

$$\begin{aligned} h_k(x) &= 0 & k &= 1, 2, \dots, m \\ c_l(x) &\leq 0 & l &= 1, 2, \dots, p \end{aligned} \quad (2.4)$$

$$x_i^l \leq x_i \leq x_i^u \quad i = 1, 2, \dots, n \quad (2.5)$$

onde a função $F(x)$ está submetida a m restrições de igualdade, p restrições de desigualdade, e os parâmetros x_i com seus respectivos limites inferiores e superiores.

Encontrada uma solução que satisfaça todas as restrições, pode-se afirmar que foi obtido um ponto ótimo, podendo ele ser um mínimo local ou global. Para identificar a existência do mínimo global, efetua-se o cálculo com diferentes restrições e suas soluções podem ser comparadas, indicando a que melhor se adequa ao problema proposto. Caso não seja possível determiná-lo, um mínimo local pode ser considerado como o melhor resultado (ANTONIOU & LU, 2007 apud ESPÍNDOLA, 2017).

É interessante destacar que por operar com problemas não-lineares em alguns casos, Guimarães *et al.* (2015) afirmam que o uso de ferramentas de otimização depende do nível de complexidade do sistema, o que pode dificultar sua aplicação em algumas situações.

No segmento da transferência de calor, as variáveis da otimização podem assumir formas diversas, como fluxo de calor, propriedades termofísicas e dimensões geométricas (BEZERRA, 2013). Visto a viabilidade do seu emprego, o presente trabalho recorreu à otimização para identificar a condutividade térmica real da mama e do tumor de acordo com a temperatura medida pela termografia.

3 METODOLOGIA

Neste capítulo será apresentada a metodologia empregada para o desenvolvimento deste trabalho. Em primeiro lugar, destaca-se o protocolo utilizado para a captura das imagens termográficas, essencial para a geração do volume tridimensional. Em seguida, explana-se a modelagem matemática dos problemas direto e inverso em transferência de calor. O último método foi usado para estimar a condutividade térmica dos tecidos vivos. Finalmente, a modelagem geométrica é detalhada, destacando-se seus pontos cruciais, como a captura da curva de perfil de cada paciente e seu ajuste ao tamanho real. Finalmente, propõem-se dois modelos para composição da mama. Um homogêneo, onde usa-se apenas o tecido glandular e em seguida, um modelo heterogêneo composto por dois tipos de tecidos: o glandular e o adiposo.

3.1 AQUISIÇÃO DE IMAGENS

As imagens termográficas que compõem a base de dados usada foram realizadas com a câmera termográfica da marca FLIR System, modelo ThermaCAMTM S45, com 320x240 *pixels*, com escala entre 10-55°C e precisão de 1°C. O banco de dados e de imagens pertence ao projeto “Análise da viabilidade do uso de câmera termográfica como ferramenta auxiliar no diagnóstico de câncer de mama em hospital público localizado em clima tropical”, aprovado pelo Comitê de Ética da Universidade Federal de Pernambuco (UFPE) - Brasil e registrado no Ministério da Saúde sob o número CEP/CCS/UFPE N 279/05.

Para garantir a confiabilidade das temperaturas medidas pelas imagens termográficas, alguns preparos e procedimentos devem ser adotados durante a sua captura. Como o presente trabalho usou imagens termográficas de pacientes do Ambulatório de Mastologia do Hospital das Clínicas da Universidade Federal de Pernambuco (HC/UFPE), o seu protocolo de aquisição foi aquele proposto e detalhado por Oliveira (2012).

A respeito da preparação das pacientes, Oliveira (2012) relatou que as candidatas ao exame primeiramente se consultam com um médico responsável, que levanta informações sobre seu histórico e queixas atuais, preenchendo uma ficha de prontuário. Durante essa etapa o médico também explica sobre a termografia, indicando o procedimento técnico e desmistificando suas dúvidas e medos. Após encaminhar a paciente ao exame termográfico, a mesma passa por um período de aclimação na sala, reduzindo a chance de erros de medição. Então a captura de imagens é efetuada.

Para que as imagens das pacientes possam ser usadas em simulações numéricas ou em classificações estatísticas de patologias mamárias, no projeto do qual o presente trabalho faz parte, é necessário que tais candidatas tenham seus diagnósticos fechados. Atendendo essa condição, elas são chamadas de “padrão-ouro”, uma vez que realizam o exame clínico, a mamografia, a ultrassonografia, e a biópsia, quando necessária.

Sobre a sala do exame, a autora desenvolveu um aparato mecânico que contornou as limitações estruturais locais e tornou o processo mais confortável para as pessoas envolvidas. Como primeira característica, Oliveira (2012) propôs um suporte vertical na cadeira do exame, reduzindo a influência do contato entre o braço e a mama da analisada. Outro aspecto destacável é o trilho do carrinho que suporta a câmera, o qual permite um controle mais rigoroso da distância entre o equipamento e a paciente. A Figura 11 ilustra todo o mecanismo.

Figura 11 – Aparato mecânico para captura de imagens termográficas



Fonte: Oliveira (2012)

Além do preparo da paciente e da inclusão do aparato mecânico, Oliveira (2012) estabeleceu requisitos para a sala, destacando-se as seguintes:

- Sala com ambiente fechado, medindo aproximadamente 3x4 metros, oferecendo espaço suficiente para a circulação da equipe técnica e da paciente;
- Controle da abertura e fechamento da porta de acesso por pessoas da equipe técnica;
- Condicionador de ar para a climatização do ambiente;
- Aferição da temperatura e da umidade relativa do consultório podendo variar entre 24-30°C e 58-75%, respectivamente. Destaca-se que o aparelho utilizado pelo grupo foi um termo-higro-anemômetro-luxímetro digital, modelo THAL-300, fabricado pela Instrutherm;

- Lâmpadas fluorescentes da sala apagadas durante aclimatação da paciente e realização do exame.

Por exigência do Ministério da Saúde do Brasil, os pacientes devem estar de acordo com a pesquisa e assinar um “Termo de Consentimento Livre e Esclarecido” (TCLE), documento que explica sobre o que se trata o exame e permite o candidato optar por participar ou não do estudo.

Além das imagens frontais e laterais da mama sem a inclusão de nenhum item entre a paciente e a lente, há a captura de uma imagem extra com a introdução de uma grade metálica com arestas de 7,5 centímetros logo à frente das mamas, como será visto mais à frente. Essa nova configuração traz características geométricas fundamentais para o dimensionamento das geometrias tridimensionais desenvolvidas neste trabalho.

3.2 MODELAGEM MATEMÁTICA

Nesta etapa, o estudo calcula o perfil de temperatura da mama, que é caracterizado por um problema direto, guiado pela Equação de Biotransferência de Calor. Subsequentemente, para a estimativa das condutividades térmicas dos tecidos é preciso fazer uma análise inversa do sistema, pois deseja-se encontrar essa propriedade termofísica otimizada que satisfaça à condição imposta, que neste caso será a temperatura máxima da região afetada. Portanto, a modelagem matemática precisa ser separada em dois segmentos – o estudo direto e o inverso.

3.2.1 Problema direto

O sistema biológico, composto por uma grande variedade de tecidos que apresentam características distintas, torna a modelagem matemática para transferência de calor nos organismos vivos complexa. Para Silva (2012), essa dificuldade está relacionada a associação da propagação do calor proveniente da perfusão sanguínea e do calor metabólico, através de regiões não-homogêneas com propriedades anisotrópicas, como o sistema vascular e muscular.

Dos modelos dedicados a esse tipo de análise, dentre os quais tem-se o de Wulff, o de Chen e Holmes, e o de Klinger, optou-se pelo modelo de Pennes, pois além de ser amplamente utilizado, ele é relativamente simples (SILVA, 2013). Conhecida como Equação de Biotransferência de calor (BHTE – *Bioheat Transfer Equation*), ela traz uma adaptação da equação geral de difusão de calor, Equação 3.1, adicionando termos para retratar as taxas

volumétricas de geração de calor provenientes da perfusão sanguínea (Q_P), do calor metabólico, (Q_m), e das fontes externas (Q_{ext}).

$$\rho c \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla \cdot (k \nabla T) + Q_P + Q_m + Q_{ext} \quad (3.1)$$

onde ρ é a massa específica do tecido (kg.m^{-3}), c é o calor específico do tecido ($\text{J.kg}^{-1}.\text{K}^{-1}$), T é a temperatura local do tecido (K), t é a variável tempo (s), k é a condutividade térmica do tecido ($\text{W.m}^{-1}.\text{K}^{-1}$) e ∇^2 é o operador diferencial de Laplace.

Diller (1982) modelou o calor da perfusão sanguínea da forma representada na Equação (3.2).

$$Q_P = \omega \rho_b c_b (T_a - T_v) \quad (3.2)$$

onde ω é a taxa de perfusão sanguínea no tecido ($\text{m}^3.\text{s}^{-1}$), ρ_b é a massa específica do sangue (kg.m^{-3}), c_b é o calor específico do sangue ($\text{J.kg}^{-1}.\text{K}^{-1}$), T_a é a temperatura do sangue arterial e T_v é a temperatura do sangue venoso.

Para tornar sua representação mais simples, Charny (1992) viu que a temperatura do sangue venoso poderia ser considerada igual à temperatura local do tecido, T , resultando na Equação (3.3).

$$Q_P = \omega \rho_b c_b (T_a - T) \quad (3.3)$$

Neste estudo, os efeitos químicos, físicos, nucleares e elétricos foram desprezados, o que resultou na eliminação do termo relacionado as fontes externas de geração de calor (Bezerra, 2013; Bezerra *et al.*, 2018). A equação regente do problema até o momento pode ser reescrita na forma da Equação (3.4).

$$\rho c \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla \cdot (k \nabla T) + \omega \rho_b c_b (T_a - T) + Q_m \quad (3.4)$$

A taxa de geração de calor metabólico tem diferentes valores para o tecido da mama e do tumor. Para a mama, adotou-se um valor fixo igual a 450 W.m^{-3} para a parcela glandular e um valor fixo igual a 400 W.m^{-3} para a parcela adiposa, conforme a Tabela 3. Já para o nódulo, verificou-se que sua taxa de geração metabólica está relacionada com seu tempo de duplicação através de uma função hiperbólica (GAUTHERIE, 1980; NG, SURDHASAN, 2001a), Equação (3.5). Além dessa relação, o diâmetro do tumor, D , dado em metros, é calculado pela Equação (3.6).

$$Q_m \tau = C \quad (3.5)$$

$$D = 0,01e^{[0,002134(\tau-50)]} \quad (3.6)$$

onde τ é o tempo de duplicação do tumor em dias e C é uma constante igual a $3,27 \times 10^6$ W.dia.m⁻³.

Recorrendo às Equações (3.5) e (3.6), é possível obter a taxa de geração de calor metabólico do tumor. Vale destacar que esse parâmetro varia de acordo com o tamanho da patologia, no qual para lesões com diâmetro inferior a 1 centímetro, adota-se um valor fixo de 65.400 W.m⁻³ (NG; SUDARSHAN, 2001b apud BEZERRA, 2013). Os dados utilizados estão apresentados na Tabela 3. Ressalta-se que esses valores serão considerados como referência para a estimativa dos parâmetros termofísicos.

Tabela 3 – Propriedades dos tecidos vivos

Tecido	K (Wm ⁻¹ K ⁻¹)	ρ (kgm ⁻³)	c (Jkg ⁻¹ K ⁻¹)	ω (s ⁻¹)	Q (Wm ⁻³)
Glandular	0,48 ^{a, b, d}	1080 ^{a, b, d}	3000 ^{b, d}	0,00018 ^{b, d}	450 ^{b, e}
Adiposo	0,21 ^{a, f}	911 ^a	3100 ^a	0,0005 ^a	400 ^f
Tumor maligno	0,48 ^{a, b, d}	1080 ^{a, b, d}	3500 ^{b, d}	0,009 ^{b, d}	*
Fibroadenoma	0,48 ^{a, b, d}	1080 ^{a, b, d}	3500 ^{b, d}	0,0018 ^{b, d}	*
Sangue	-	1060 ^{a, b, c}	4200 ^b	-	-

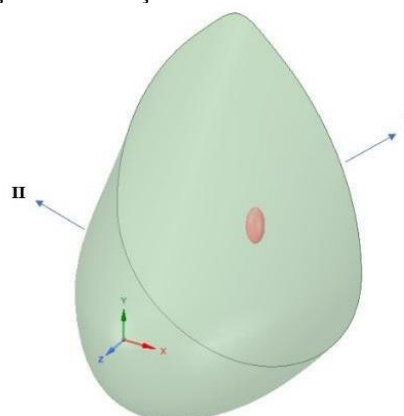
^a Hasgall (2015); ^b Bezerra (2013); ^c Okajima *et al.* (2009); ^d González (2007); ^e Ng e Sudharsan (2001); ^f Wahab *et al.* (2015)

* O valor de Q_m para as lesões é calculado de acordo com seu diâmetro através das Equações (3.5) e (3.6).

Fonte: (Viana, 2016) adaptada

Posteriormente, definem-se as condições de contorno e inicial. De acordo com a Figura 12, percebe-se a necessidade de 2 condições de contorno, além da condição inicial. Dessa maneira, seguindo Bezerra (2013), foram adotadas da forma descrita a seguir:

Figura 12 – Representação das condições de contorno utilizadas na resolução da BHTE



Fonte: O autor

- I. Temperatura prescrita $\bar{T}$ para toda a extensão da parede torácica, Equação (3.7) – condição de contorno de Dirichlet:

$$T = \bar{T} \quad (3.7)$$

- II. Troca térmica entre a superfície da mama e o ambiente da sala por convecção, Equação (3.8) – condição de contorno de Cauchy ou Robin:

$$-k \frac{\partial T}{\partial \eta} = h(T - T_{\infty}) \quad (3.8)$$

onde η é o vetor normal unitário, h é o coeficiente de transferência de calor por convecção – igual a $13,5 \text{ W.m}^{-2} \cdot \text{K}^{-1}$ – e T_{∞} é a temperatura do ambiente.

Para a condição inicial, $\bar{T}_0$, foi atribuída a mesma temperatura adotada para a parede torácica, Equação (3.9), logo:

$$\bar{T}_0 = T \quad (3.9)$$

Por fim, são apresentadas todas as hipóteses e considerações adotadas neste trabalho para a solução do problema proposto (BEZERRA, 2013):

- A temperatura prescrita na região torácica foi considerada igual a $37 \text{ }^{\circ}\text{C}$;
- A temperatura do sangue foi considerada igual a $37 \text{ }^{\circ}\text{C}$;
- Há troca térmica da superfície da mama com o ambiente da sala por convecção, na qual a temperatura da referida sala é aferida durante a captura de imagens e considerada constante durante todo o período de exposição para cada paciente;
- Há troca térmica na região interna da mama por condução;
- As propriedades termofísicas foram consideradas constantes em todas as regiões do domínio;
- As simulações foram realizadas em regime permanente;
- Para as simulações realizadas, dois modelos foram considerados: o primeiro considerou apenas duas regiões bem definidas, tecido glandular e tumoral; e o segundo aprimorou o primeiro com a adição do tecido adiposo.

3.2.2 Problema inverso

Solucionado o problema direto, encontrando o perfil de temperatura na superfície da mama, pode-se prosseguir para a segunda etapa do estudo. A formulação do problema inverso recorre a minimização da função objetivo, moldada como a norma residual entre a temperatura medida experimentalmente, assumida como a temperatura da termografia, T_{exp} , e a calculada computacionalmente, T_{cal} , na região do aquecimento anormal.

O processamento desta etapa consiste na busca das condutividades térmicas que reduzem ao máximo o erro entre a T_{cal} e a T_{exp} , cenário que as caracteriza como propriedades reais dos tecidos. Nesse sentido, a Equação 2.3 assume a forma da Equação (3.10).

$$\min_x F(x) = \sum_{t=1}^M [T_{cal_t}(x) - T_{exp_t}(x)]^2 \quad (3.10)$$

Problemas inversos estão sujeitos a algumas restrições, na qual a deste trabalho está representada na Equação (3.11). Essa limitação é importante tanto para obstar resultados fisicamente incoerentes, como valores negativos.

$$k^L \leq k \leq k^U \quad (3.11)$$

onde k^L é o limite inferior da condutividade térmica do tecido e k^U é o superior, ambos em $W.m^{-1}.K^{-1}$.

A Tabela 4 define os valores adotados.

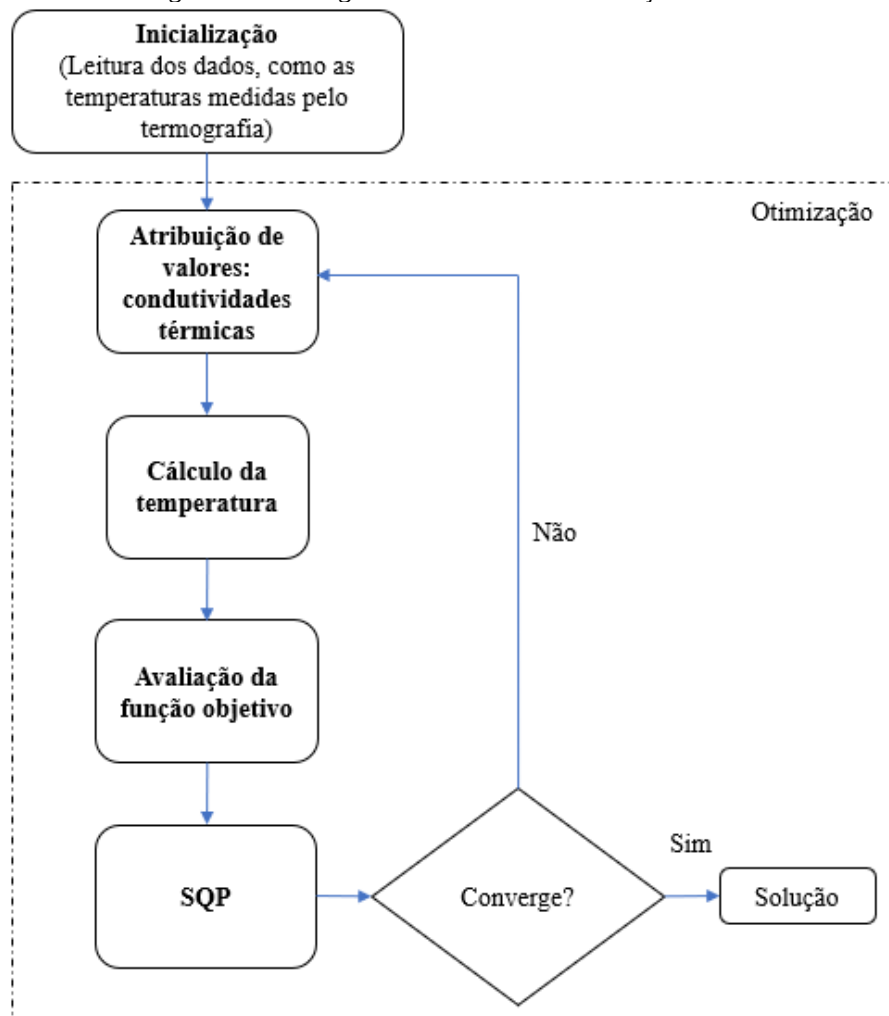
Tabela 4 – Valores limites para as condutividades térmicas	
Condutividade térmica	Limites [inferior; superior]
Mama	[0,24; 0,72]
Tumor	[0,24; 0,72]

Fonte: (Bezerra, 2013) adaptada

Para a minimização da função objetivo, utilizou-se o Método da Programação Sequencial Quadrática (SQP). Ele possui uma rápida convergência, o que acarreta a redução do número de iterações, devido a solução de um subproblema quadrático da aproximação Quase-Newton da função Hessiana da Lagrangiana a cada passo (NOCEDAL; WRIGHT, 2006).

Na sequência, foi desenvolvido um código na plataforma Matlab[®] que faz uso de sua função *fmincon* do *optimizationToolbox*TM. O fluxograma ilustrado na Figura 13 esquematiza o processo. Adotou-se uma tolerância de 10^{-6} para a sua convergência.

Figura 13 – Fluxograma do método de otimização adotado



Fonte: O autor

Antes de estimar a condutividade térmica, é preciso avaliar sua influência sobre a distribuição de temperatura da superfície da mama, principalmente próximo da região de maior aquecimento. Nessa etapa é possível definir quais parâmetros termofísicos podem ser estimados e se existe um mais impactante entre eles (BLACKWELL, 1989). Para tal, a sensibilidade foi analisada usando o Método das Diferenças Finitas, Equação (3.12). A variável x_i dessa Equação representa a condutividade térmica, podendo ser adaptada a qualquer outro parâmetro.

$$\frac{\partial T}{\partial x_i} \approx \frac{\Delta T}{\Delta x_i} = \frac{T(x_i - \Delta x_i) - T(x_i)}{\Delta x_i} \quad (3.12)$$

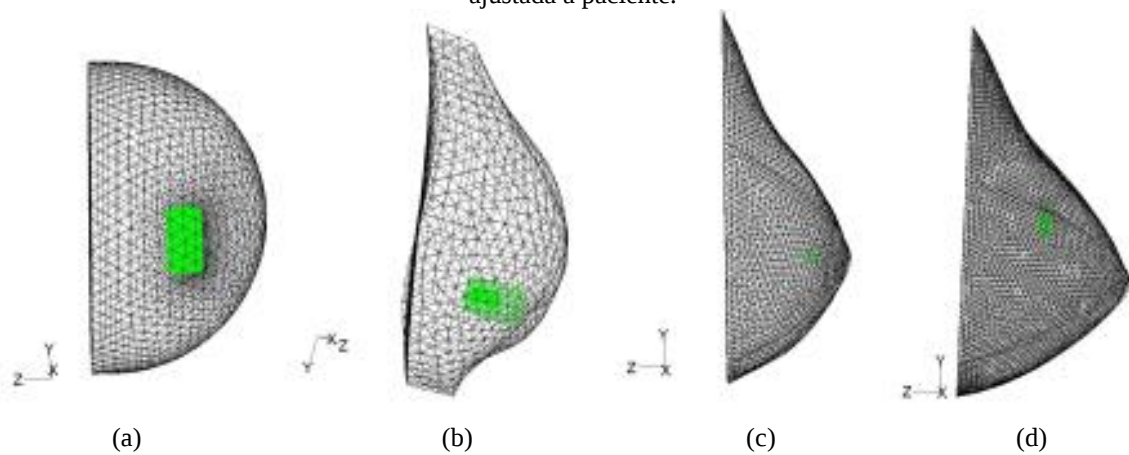
Após a análise da influência na temperatura superficial causada pela perturbação da propriedade, verifica-se quais delas podem ser estimadas ao mesmo tempo. Para Blackwell (1989), é possível estimar as variáveis simultaneamente, desde que elas sejam linearmente

independentes. Mais adiante, nos resultados será visto que as condutividades térmicas do tecido sadio e do tumor podem ser estimadas ao mesmo tempo.

3.3 MODELAGEM GEOMÉTRICA

Desde 2006, o Grupo de Pesquisa de Transferência de Calor em Sistemas Biológicos da UFPE tem desenvolvido geometrias substitutas para representar a anatomia da mama. A Figura 14 apresenta todos os modelos já adotados, indicando uma evolução na representação tridimensional mamária.

Figura 14 – Representações da mama. (a) Semiesfera (b) Fantoma (c) Prótese de silicone (d) Prótese de silicone ajustada à paciente.

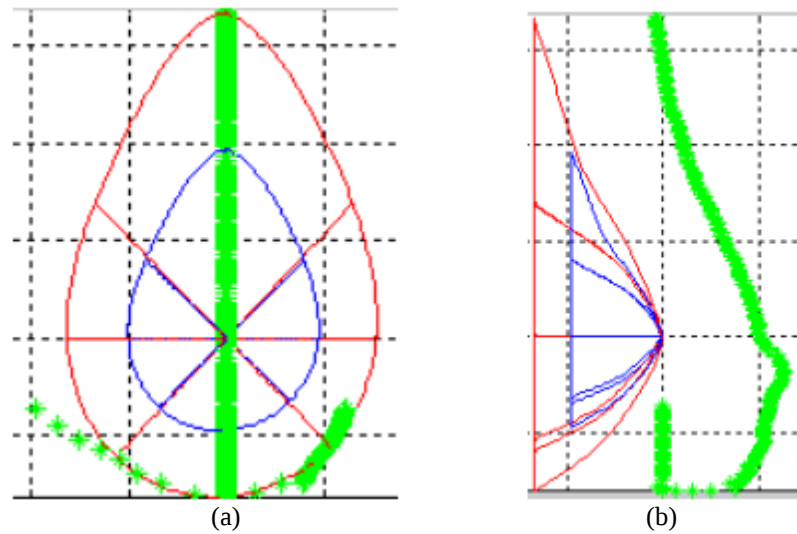


Fonte: Bezerra (2013)

Em uma primeira abordagem, utilizou-se uma semiesfera para representar o volume mamário, Figura 14(a). Dois anos depois, o grupo passou a utilizar o fantoma de um dorso feminino, ilustrado na Figura 14(b) e detalhado em Santos *et al.* (2009). Como já citado na metodologia, Viana (2010) desenvolveu uma metodologia que permitiu obter geometrias mais realistas, Figuras 14(c) e 14(d).

Através de uma parceria com a Universidade Federal Fluminense (UFF), Viana (2016) aprimorou a forma de representar os volumes 3D adotados pelo grupo. Sua evolução foi viabilizada graças à diferença de temperatura verificada nas imagens termográficas que permitiu a extração da curva da prega inframamária e da curva do perfil da mama, técnica desenvolvida pela universidade parceira. As Figuras 15(a) e 15(b) exemplificam uma adequação da geometria da prótese (em azul) para o volume da mama de uma paciente conforme suas curvas (em verde).

Figura 15 – Transformação do volume de uma prótese externa para o volume da mama de uma paciente.
(a) Frontal (b) Perfil



Fonte: Viana (2016)

Apesar de ter representado um avanço na obtenção de uma geometria substituta, o modelo de Viana (2016) apresentou algumas limitações. Em primeiro ponto, foram detectados casos em que não foi possível prosseguir a simulação numérica para certas pacientes, seja por dificuldades na conformação da geometria, seja por problemas no momento da geração de sua malha, etapa primordial da simulação. Adicionalmente, o código responsável pela captação das curvas guias para a construção do volume não possui a sensibilidade necessária para distinguir regiões com pequenas variações de temperatura, o que impossibilitava o ajuste volumétrico.

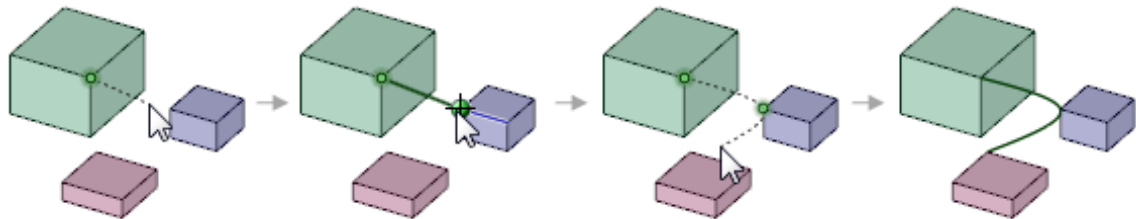
Como nova proposta, a metodologia desenvolvida no presente trabalho descreve uma geometria 3D que passou a ser usada nas simulações numéricas de perfis de temperatura e estimativa de parâmetros termofísicos. Estruturada sobre a superfície plana posterior das próteses mamárias, o novo modelo consegue construir o volume apenas com a curva de perfil da paciente, extraída pelo próprio *software* modelador, o SpaceClaim®.

3.3.1 Extração da curva de perfil do termograma

Para tornar a modelagem geométrica mais robusta, percebeu-se que o número de *software* envolvidos deveria ser reduzido. O desenvolvimento dos modelos anteriores se deu com o uso do CAD (*Computer-Aided Design*) SolidWorks®, e o caso de Viana (2016) ainda necessitou a aplicação de um programa responsável pela obtenção das curvas guias. Após sua importação para o Ansys®, alguns casos apresentavam incongruências durante o processamento do *meshing* e/ou as simulações do Fluent, como volumes negativos.

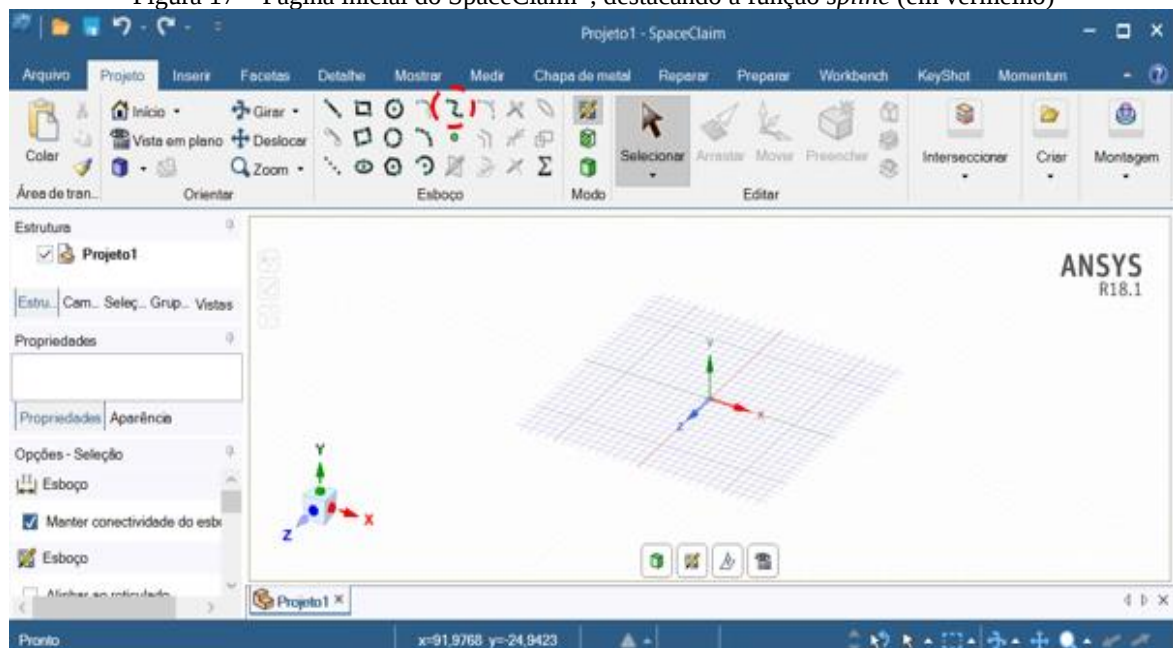
Após a incorporação do SpaceClaim® ao Ansys® em 2014, verificou-se a possibilidade de desenvolver todo o estudo dentro de uma única plataforma. Dentre as ferramentas disponíveis no modelador, a *spline* cria uma curva suavizada entre vários pontos, podendo ser entre objetos 3D, como ilustrado na Figura 16. Ela está localizada na caixa de funções de esboço, Figura 17.

Figura 16 – Aplicação da ferramenta *spline* entre três sólidos



Fonte: <http://help.spaceclaim.com/dsm/2.0/en/Content/Splines.htm>

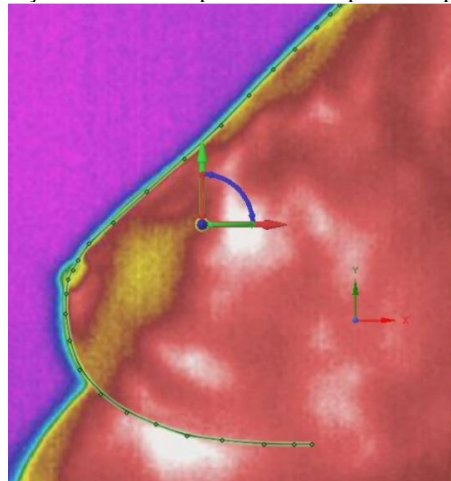
Figura 17 – Página inicial do SpaceClaim®, destacando a função *spline* (em vermelho)



Fonte: SpaceClaim®

No presente estudo, sua capacidade de ajuste de curva permitiu retirar as características individuais do perfil mamário de cada paciente, apresentada em suas imagens termográficas laterais. Trecho a trecho, a curva pode ser construída pela alocação dos pontos na região limite da mama, proporcionando um ajuste mais rigoroso do perfil, exemplificado na Figura 18. Depois de gerada, a próxima etapa consiste em dimensioná-la ao tamanho real da mama. É importante ressaltar que mesmo sendo um procedimento manual, os volumes gerados com essa técnica apresentaram resultados bem satisfatórios, tornando-a viável o objetivo proposto.

Figura 18 – Obtenção da curva de perfil de uma paciente pelo SpaceClaim®



Fonte: O autor

3.3.2 Ajuste do volume personalizado a partir de uma prótese mamária

A superfície que retrata a parede torácica da mama também possui papel essencial na caracterização de sua geometria. Atualmente não existe um padrão definido para formar tal superfície. Essa região já foi representada por círculos e elipses. Entre as formas adotadas, Viana (2010) recorreu as próteses mamárias da marca Ortho Pauher, série SG-419, tamanhos 01, 04, 08, 09 e 12, para configurar a região. A Figura 19 exemplifica uma das peças empregadas na pesquisa.

Figura 19 – Prótese mamária da marca Ortho Pauher



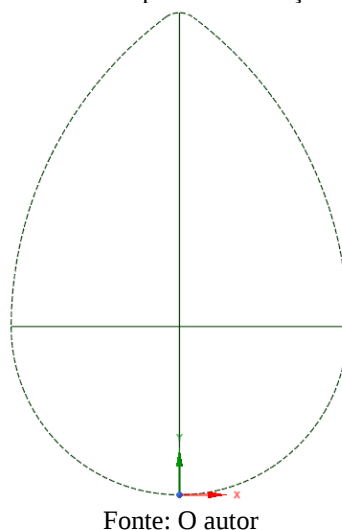
Fonte: <http://www.orthopauher.com/2014/produtofinal.asp?pid=245&language=pt>

Devido à sua boa adequação à silhueta das pacientes mastectomizadas, as próteses comercializadas são boas referências para uma modelagem geométrica. Assim sendo, o volume proposto passou a adotar essa configuração para constituir sua região torácica. O fato dos seus

limites não serem formados por curvas de fácil construção requer muitas vezes o emprego de técnicas de medições mais específicas, como foi o caso de Viana (2010) recorrer a uma máquina de medição por coordenadas do Laboratório de Medição por Coordenadas do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Pernambuco (DEMEC/UFPE).

Analizando os exemplares e suas embalagens plásticas, constatou-se a possibilidade de construir o plano através da ferramenta *spline* para interligar as extremidades de seus eixos, o horizontal e o vertical. A técnica proposta está ilustrada na Figura 20. Como a prótese possui o encaixe praticamente perfeito com seu envoltório plástico, suas medidas poderiam ser obtidas diretamente de tal envoltório.

Figura 20 – Técnica utilizada para a construção do formato de gota



Com o auxílio de um escalímetro na escala 1:1 da marca Trident e de um par de esquadros – um escaleno e um isósceles – obtiveram-se as medidas dos eixos de todas as próteses. A Tabela 5 resume os valores encontrados.

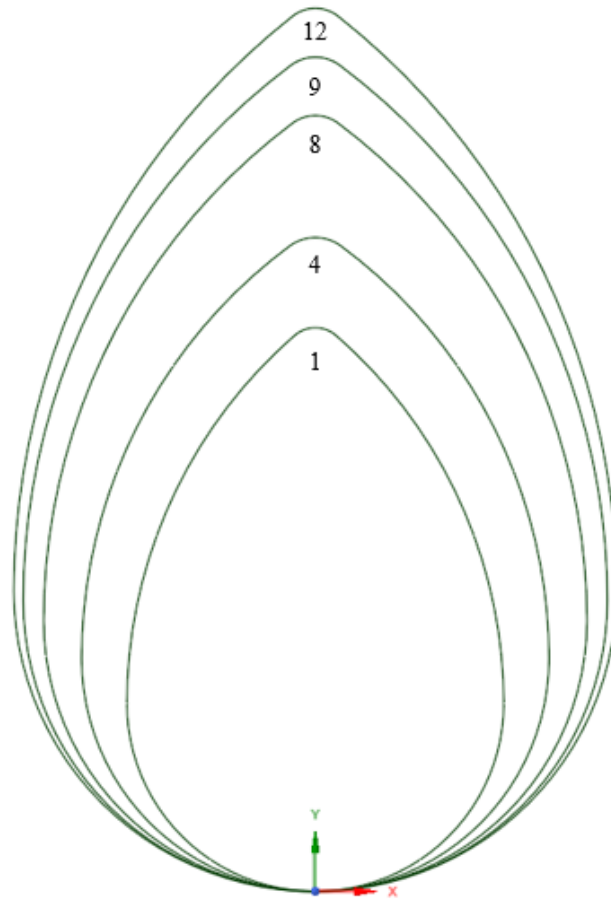
Tabela 5 – Medidas dos eixos das próteses externas

Número da prótese	Eixo menor (mm)	Eixo maior (mm)
01	107	150
04	124	174
08	151	212
09	158	222
12	167	235

Fonte: O autor

Os valores contidos na tabela supracitada permitiram a construção da parede torácica de cada uma das próteses disponíveis, conforme a Figura 21.

Figura 21 – Construção das superfícies plana das próteses mamárias

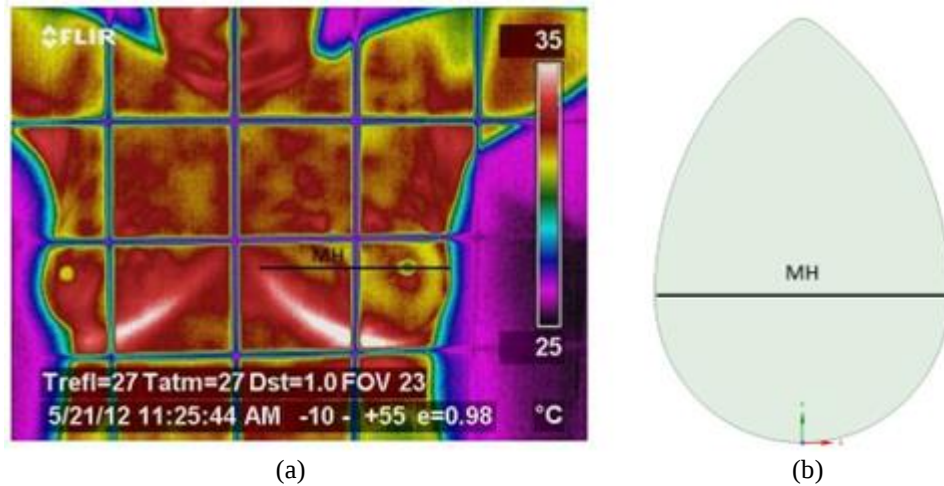


Fonte: O autor

Analisando os formatos obtidos, verificou-se que suas dimensões estão relacionadas através de um fator de proporção. Como o intuito é construir um modelo mais fidedigno à anatomia da mama, observou-se que qualquer uma das superfícies poderia ser utilizada para gerar o volume, desde que suas medidas sejam retificadas de acordo com cada paciente. Devido à falta de delimitações nítidas na região superior da mama, o eixo vertical é corrigido proporcionalmente ao ajuste do eixo horizontal. Todo o desenvolvimento dos estudos de casos foi baseado na Prótese #4.

Dessa forma, para corrigir essa superfície foi utilizada a imagem termográfica frontal da paciente, posicionada atrás de uma grade metálica de arestas de 75 mm. Uma reta horizontal (MH) precisa ser inserida na imagem, que deve passar pelo mamilo, com extremidades nos pontos limitantes da mama para obter sua dimensão correta. A referida reta é então colocada sobre a superfície plana, permitindo assim o dimensionamento da parede torácica da geometria substituta. Essa etapa está ilustrada nas Figuras 22(a) e 22(b).

Figura 22 – Técnica para dimensionamento da geometria substituta. (a) Imagem frontal da paciente situada atrás de uma grade metálica com a reta (MH) para dimensionamento. (b) Ajuste da base torácica com a medida da reta (MH)

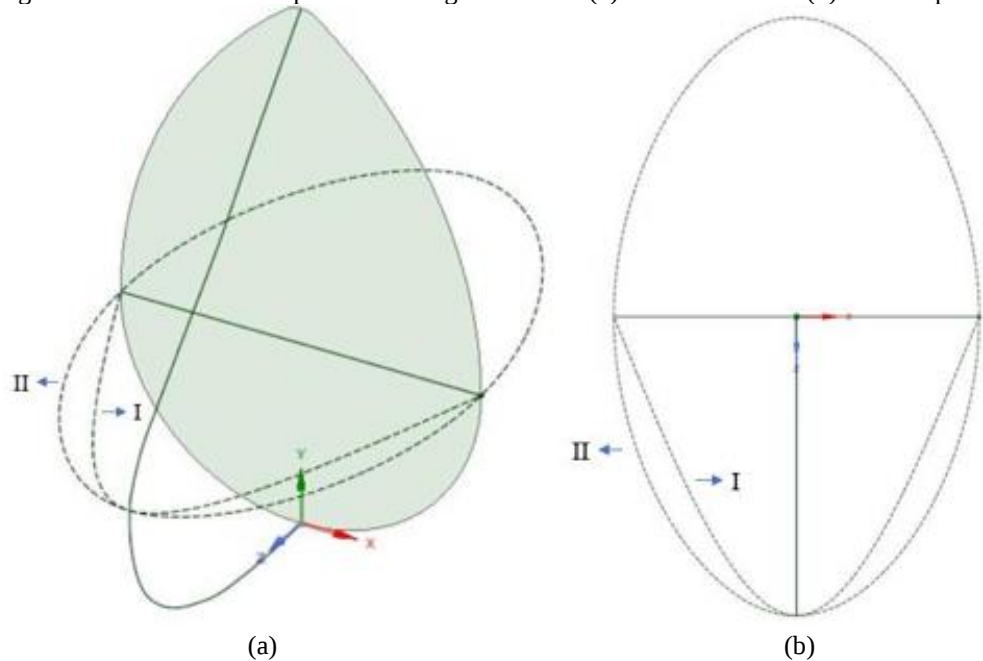


Fonte: O autor

Com a parede posterior dimensionada, a curva de perfil obtida na Figura 18 pode ser adequada às extremidades do eixo vertical.

Por último, para conseguir gerar o volume desejado, é preciso incluir uma segunda curva, só que desta vez no plano horizontal. Para tal, optou-se pela escolha de uma semi-elipse que tenha seu eixo menor do mesmo tamanho da reta (MH). As Figuras 23(a) e 23(b) ilustram as duas alternativas existentes, na qual a Opção II apresentou um erro volumétrico menor, validado nos resultados.

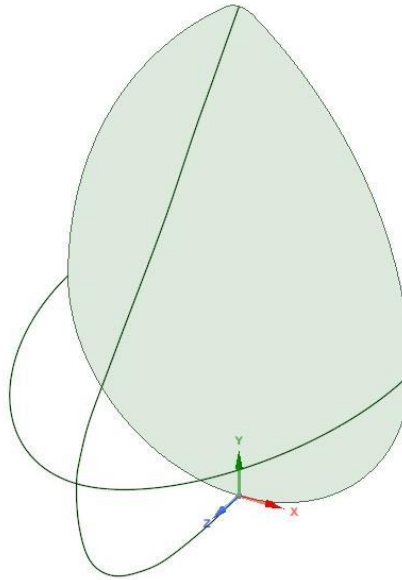
Figura 23 – Alternativas disponíveis da segunda curva. (a) Vista isométrica (b) Vista Superior



Fonte: O autor

A curva de perfil e a Curva II, considerando apenas o segmento frontal, proporcionam a criação da base da geometria, explicitada na Figura 24, que foi suficiente para a geração do volume final. Por fim, o nódulo foi inserido de acordo com as informações contidas nos exames de ultrassonografia, que além de fornecer as suas dimensões, localiza-o em relação ao mamilo e à distância da pele.

Figura 24 – Base da geometria substituta da mama



Fonte: O autor

3.3.3 Modelo 1 – Mama composta por tecido glandular com a inserção do volume patológico

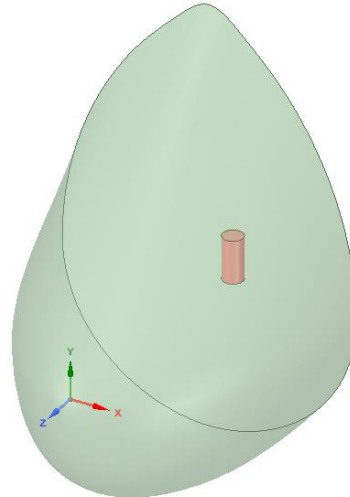
A mama não possui a mesma distribuição estrutural entre todas pessoas. Além das diferenças raciais e genéticas, outros fatores também influenciam sua composição, como o processo de lipossustituição do parênquima mamário, decorrente do envelhecimento. Na sua composição, o tecido glandular e o adiposo se destacam pela mudança nas suas proporções volumétricas.

A complexa distribuição e interligação dos tecidos que compõem a mama se tornam as principais barreiras do seu estudo computacional. Nesse entendimento, o presente trabalho faz uma simplificação da estrutura interna da mama feminina, abordando-a através de um modelo geométrico formado apenas por tecido glandular e por sua lesão, e outro com a inclusão da parcela adiposa, visto detalhadamente no próximo tópico.

Através do uso da função *blend*, situada na caixa de editar do SpaceClaim®, o volume proposto foi gerado a partir da geometria preliminar, constituído unicamente de tecido

glandular, conforme exibido na Figura 25. Em razão dos exames de ultrassonografia localizarem as patologias em relação ao mamilo da paciente, foi preciso deslocar o eixo de coordenadas da parede torácica para esse novo ponto, antes de inserir a lesão na geometria. Os valores das propriedades dos tecidos foram retirados da Tabela 3, apresentada no capítulo da Modelagem Matemática.

Figura 25 – Geometria constituída por tecido glandular e tumoral



Fonte: O autor

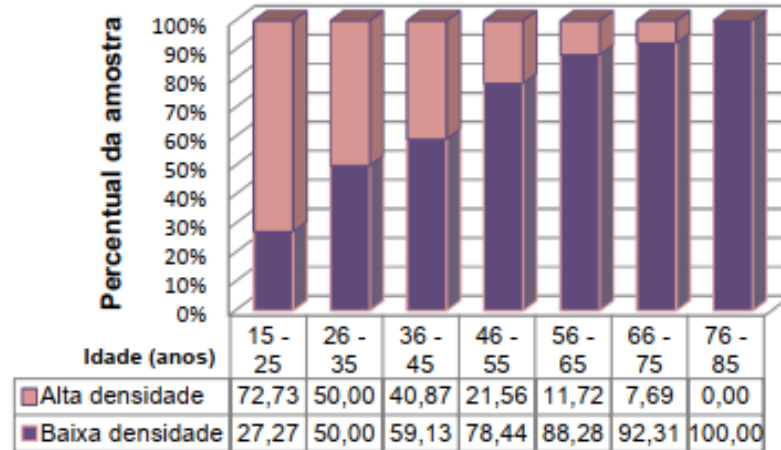
3.3.4 Modelo 2 – Mama composta por tecido glandular, adiposo e com a inserção do volume patológico

Usando uma amostra composta por 849 mulheres, Figueira *et al.* (2003) notaram que a lipossustituição está interligada com a idade e o número de filhos da mulher. Associando as mamas de alta densidade às classificações C e D da ACR e de baixa densidade às demais classes, vê-se pela Figura 26 a forte transformação anatômica do referido órgão em virtude do envelhecimento da população. O surgimento desse tecido está conectado às inúmeras funções básicas do corpo humano, principalmente a formação de uma reserva energética e o isolamento térmico, aspecto marcante no presente estudo.

As considerações anteriores tornaram o Modelo 1 mais real com a proposta de adicionar o tecido adiposo nas geometrias de acordo com a idade da paciente. Como os exames de mamografia e ultrassonografia não conseguem aferir em termos quantitativos a composição de cada tecido, destacando-os apenas qualitativamente, adotaram-se as aproximações feitas por Viana (2016), apresentadas na Tabela 6. A autora relacionou a faixa etária das mulheres com

percentuais de tecido glandular, fato que permitiu simplificar e padronizar o modelo proposto pelo presente trabalho.

Figura 26 – Percentual de mulheres com alta e baixa densidade de tecido mamário em função da faixa etária segundo Figueira *et al.* (2003)



Fonte: Viana (2016)

Tabela 6 – Valores de densidade mamária adotados na metodologia desenvolvida conforme a faixa etária quando os exames de imagem da paciente não indicarem a composição do tecido.

Idade (anos)	Tecido glandular (%)	Classificação de acordo com o ACR
Até 25	Maior que 90	D
26 – 35	90 – 80	D
36 – 45	80 – 75	D
46 – 60	75 – 51	C
61 – 75	51 – 25	B
Acima de 75	Menor que 25	A

Fonte: Viana (2016) Adaptada

Como a idade das candidatas do estudo estavam no meio dos intervalos definidos pela tabela acima, fez-se uso de interpolação linear para descobrir os percentuais dos tecidos. A Tabela 7, derivada da Tabela 6, destaca os parâmetros básicos para a obtenção de uma função que correlacione a idade com o percentual de tecido glandular. Sua concepção está exibida nas Equações (3.13) e (3.14). Nas extremidades, considerou-se um percentual de 92% para menores de 25 anos e de 20% para maiores de 75 anos.

Tabela 7 – Interpolação linear adotada para obter o percentual do tecido glandular

Idade (anos)	Tecido glandular (%)
$I_1 - I_2$	$P_2 - P_1$

Fonte: O autor

$$\frac{P(I) - P_2}{I - I_1} = \frac{P_1 - P_2}{I_2 - I_1} \quad (3.13)$$

$$P(I) = \frac{(P_1 - P_2) \cdot (I - I_1)}{I_2 - I_1} + P_2 \quad (3.14)$$

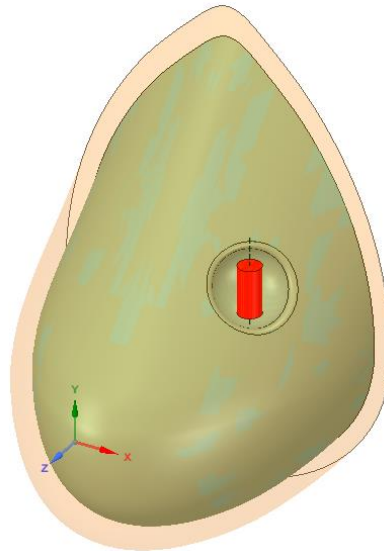
Doravante, a composição da geometria se torna dependente unicamente da idade da paciente. A parcela adiposa foi considerada como o complemento do tecido glandular. A Tabela 8 exemplifica a aplicação da Equação (3.14) para um caso de cada intervalo.

Tabela 8 – Exemplos de identificação do percentual de tecido glandular de acordo com a idade da paciente			
Idade (anos)	P(I)	Tecido glandular (%)	Tecido adiposo (%)
32	$\frac{(80 - 90) \cdot (32 - 26)}{35 - 26} + 90$	83,33	16,67
39	$\frac{(75 - 80) \cdot (39 - 36)}{45 - 36} + 80$	78,33	21,67
56	$\frac{(51 - 75) \cdot (56 - 46)}{60 - 46} + 75$	57,86	42,14
68	$\frac{(25 - 51) \cdot (68 - 61)}{75 - 61} + 51$	38	62

Fonte: O autor

De acordo com a anatomia da mama, apresentada na Figura 3, percebe-se que a maior parte do tecido adiposo se concentra na região externa. Esse perfil favoreceu o desenvolvimento do volume mamário composto por camadas, como ilustrado na Figura 27.

Figura 27 – Geometria constituída por tecido glandular, adiposo e tumoral



Fonte: O autor

Assim construídas, as geometrias foram usadas pelo *software* Fluent®, para o desenvolvimento do estudo térmico direto e inverso aqui apresentados.

Destaca-se que nos modelos propostos, adotou-se a diferença de temperatura máxima, na região superficial sobre a localização da patologia, de aproximadamente 0,01 °C para padronizar a escolha da malha computacional.

4 CASOS ANALISADOS

Neste capítulo serão apresentados os casos analisados e os resultados obtidos da aplicação da metodologia proposta no capítulo anterior. Antes de apresentar os casos de pacientes reais, a modelagem geométrica é validada volumetricamente com o auxílio da Prótese mamária citada anteriormente. No presente capítulo apresentam-se os resultados de três análises, duas pacientes portadoras de lesões benignas, e uma com tumor maligno.

A primeira paciente foi diagnosticada com um fibroadenoma e teve sua mama modelada apenas com tecido glandular e tumoral, por ter 33 anos. Além do perfil de temperatura da mama, foram estimadas as condutividades térmicas dos tecidos considerados. Para os casos seguintes, também foi usado o segundo modelo geométrico proposto, uma vez que ambas possuem idade superior a 40 anos. A validação dos resultados obtidos se deu pela comparação com os valores medidos pela termografia e com os resultados de Bezerra (2013).

4.1 VALIDAÇÃO DA GEOMETRIA SUBSTITUTA PROPOSTA ATRAVÉS DE UMA PRÓTESE MAMÁRIA

Para validar o modelo geométrico proposto no presente trabalho, optou-se pela comparação do volume real de um objeto com o formato mais próximo ao da mama com seu volume gerado computacionalmente. Entre as opções, a prótese citada na metodologia e seu suporte plástico, chamado de berço, demonstraram ser adequadas para tal.

Para a medição do seu volume de forma simplificada, decidiu-se pelo preenchimento do berço da prótese com água, fornecendo uma boa aproximação do valor real. Com o auxílio de uma balança, obteve-se uma massa de água total de aproximadamente 0,404 kg, que pôde ser convertida para unidade de volume conforme a densidade volumétrica (ρ) desse fluido do local igual a 997 kg/dm³.

Recorrendo-se ao suporte plástico, devido à sua verossimilhança com a peça e a maior facilidade para captura das imagens básicas do modelo, a segunda etapa voltou-se ao desenvolvimento computacional do seu volume. A curva de perfil foi extraída do berço da peça, Figura 28, o que embasou a construção da sua geometria tridimensional preliminar.

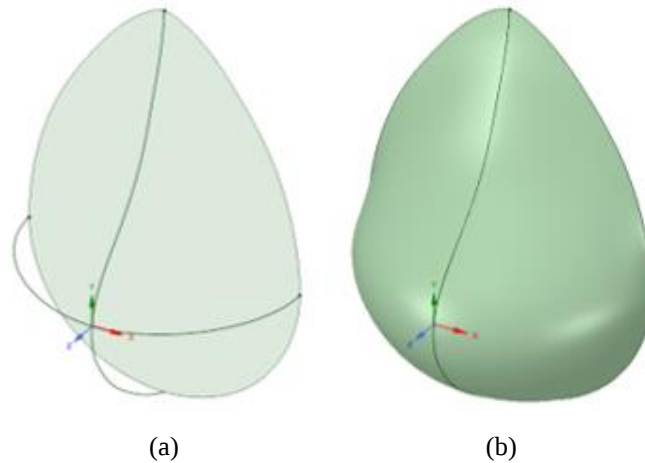
Figura 28 – Curva de perfil do berço da prótese



Fonte: O autor

Depois de fazer o ajuste da geometria pela medida horizontal da superfície (MH), igual a 105 mm, a curva de perfil foi adaptada ao ponto de corrigir a geometria preliminar, ilustrada na Figura 29(a). Dessa maneira, o volume final foi obtido e está exposto na Figura 29(b).

Figura 29 – Geometria do berço da prótese. (a) Preliminar (b) Final



Fonte: O autor

Confrontando os resultados, a Tabela 9 compara os volumes: o real com o da sua geometria computacional. Foi observado um erro volumétrico de aproximadamente 0,17%, o que legitima a técnica geométrica proposta.

Tabela 9 – Comparação do volume computacional com o volume real da prótese

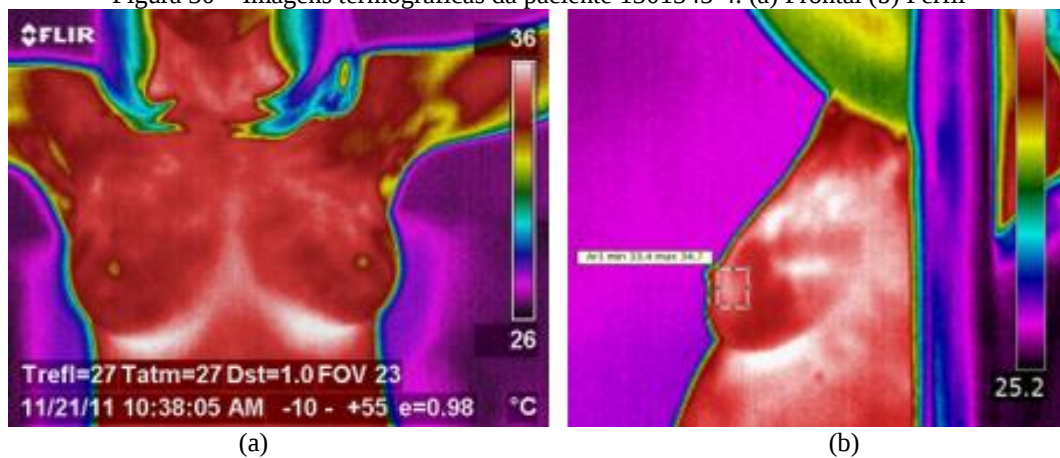
Objeto de estudo	Volume (dm³)
Prótese	0,3992
Geometria	0,3985

Fonte: O autor

4.2 PACIENTE DO PRONTUÁRIO Nº 1301345-4 - CASO BENIGNO

O primeiro caso trata da paciente de 34 anos (Prontuário #1301345-4), que seus exames de mamografia e ultrassonografia diagnosticaram um fibroadenoma na mama esquerda, uma neoplasia benigna, localizado no quadrante inferior externo (QIE). O tumor tem formato esférico de 13 mm de diâmetro e está a 6 mm da superfície da pele. Para o mesmo foi calculada uma taxa de geração de calor metabólico igual a $18.907,76 \text{ W/m}^3$, de acordo com o modelo matemático proposto. As Figuras 30(a) e 30(b) ilustram as imagens termográficas da paciente.

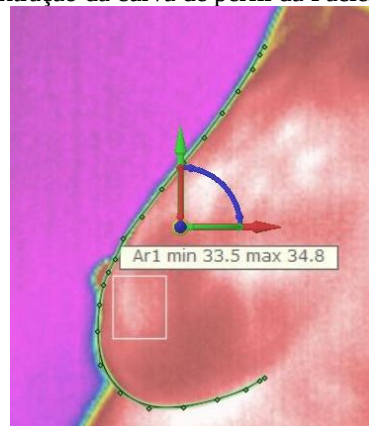
Figura 30 – Imagens termográficas da paciente 1301345-4. (a) Frontal (b) Perfil



Fonte: O autor

Baseada na Figura 30(b), foi possível construir a curva do perfil da mama esquerda, como mostra a Figura 31. Posteriormente, com sua imagem que possui a grade metálica, foi possível ajustar sua geometria preliminar, base para os dois modelos propostos, através da medida da reta MH igual a 114 mm.

Figura 31 – Extração da curva de perfil da Paciente #1301345-4



Fonte: O autor

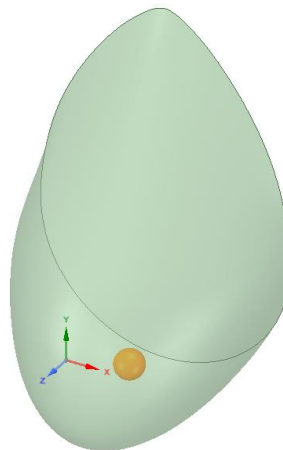
Durante o exame termográfico, a temperatura ambiente e a umidade relativa do ar locais foram medidas e iguais a 27,4 °C e 62%, respectivamente.

Por ter 34 anos de idade, encontrou-se um percentual de 18,9% de tecido adiposo para a paciente pelo método proposto para a predição de sua composição, conforme a Tabela 7 e a Equação 3.14. Portanto, sua geometria substituta foi construída usando o Modelo 1.

4.2.1 Resultados do Modelo Geométrico 1

Com o uso da reta MH, corrigiu-se a geometria preliminar da paciente, obtendo-se sua geometria final. Posteriormente, inseriu-se o nódulo conforme sua localização realizada pelo exame de ultrassonografia, resultando em um volume de aproximadamente 0,549 dm³, apresentado na Figura 32.

Figura 32 – Modelo Geométrico 1 da Paciente #1301345-4



Fonte: O autor

Para dar início à simulação numérica, fez-se inicialmente a análise de convergência das malhas associadas ao conjunto mama/nódulo, apresentada na Tabela 10. Entre as opções encontradas, a Malha #2 foi adotada para o estudo por apresentar uma diferença de 0,01 °C em relação à #3, reduzindo esforços computacionais. É relevante destacar que independente do modelo adotado, o estudo de convergência das malhas foi efetuado em relação à temperatura máxima superficial na região afetada pela lesão.

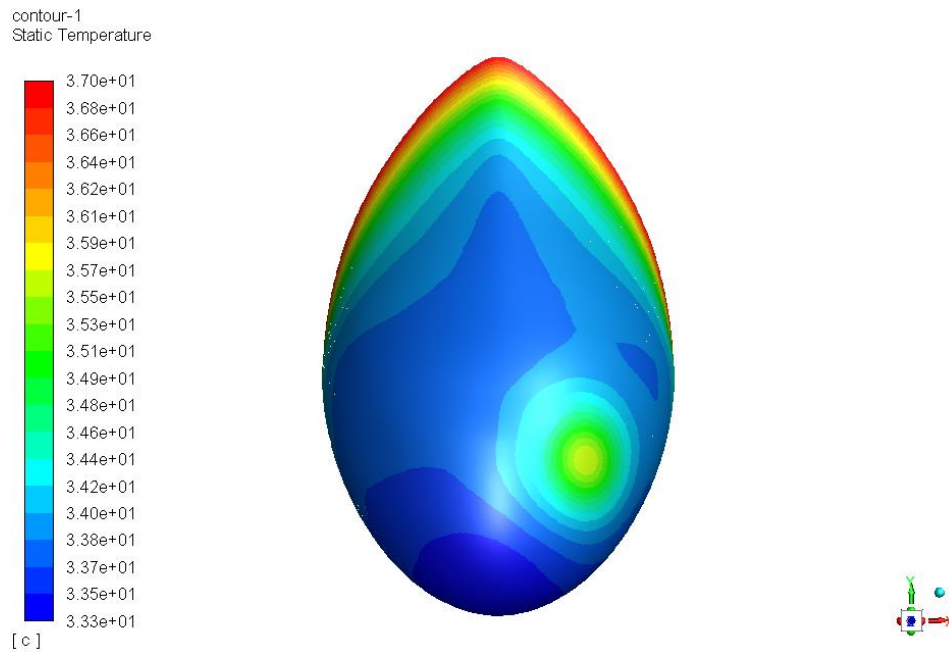
Tabela 10 – Convergência de malha do Modelo Geométrico 1 da Paciente #1301345-4

Malha	Número de nós	Temperatura máxima (°C)
1	113420	35,05
2	242449	35,65
3	361107	35,66

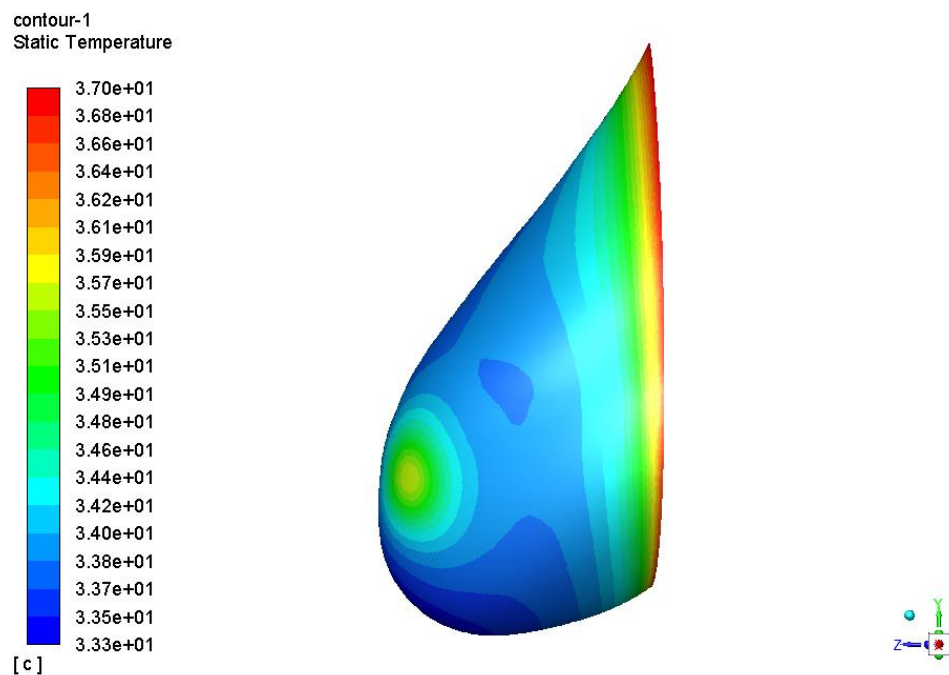
Fonte: O autor

As Figuras 33(a) e 33(b) exibem as distribuições de temperatura na superfície da mama afetada pela presença da lesão, onde destaca-se um aquecimento assimétrico perto do mamilo da paciente. Observou-se uma temperatura máxima ($T_{\text{máx}}$) de 35,65°C para a região analisada e obteve-se uma diferença de aproximadamente 0,14% para temperatura aferida pela termografia, igual a 35,60°C.

Figura 33 – Perfil calculado de temperatura (°C) do Modelo Geométrico 1 da Paciente #1301345-4 (a) Vista frontal (b) Vista de perfil



(a)

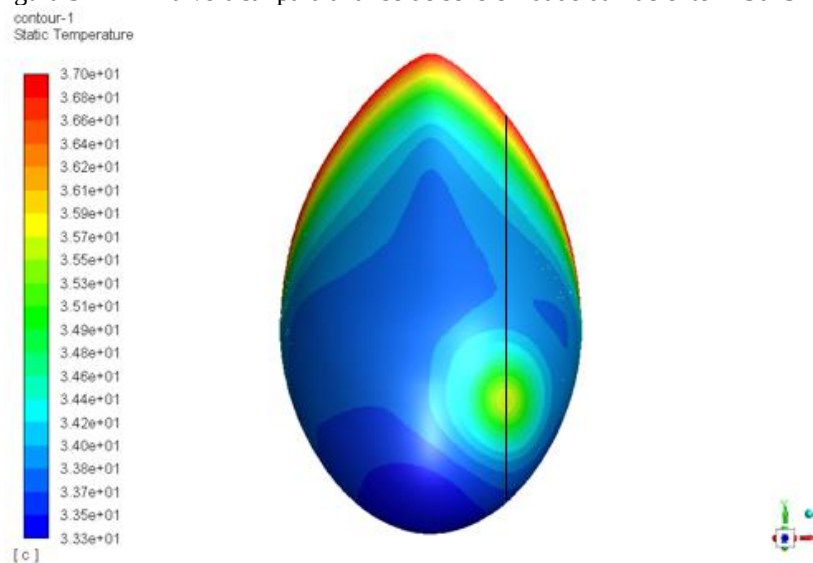


(b)

Fonte: O autor

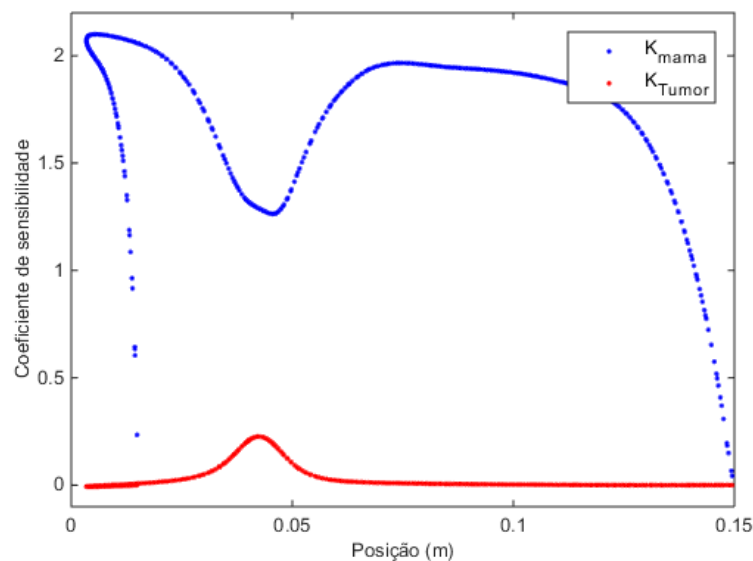
Como o Modelo 1 é composto unicamente pelos tecidos glandular e tumoral, suas respectivas condutividades térmicas foram nomeadas como k_{mama} e k_{tumor} . Foi iniciado o estudo do problema inverso, com a análise de sensibilidade. Verificou-se que a temperatura superficial reage a pequenas perturbações dos referidos parâmetros. Tomando uma linha vertical sobre a superfície da mama, passando pelo ponto de temperatura máxima, exibida na Figura 34, o resultado obtido mostrou que as condutividades térmicas podem ser estimadas simultaneamente por serem linearmente independentes, conforme a Figura 35.

Figura 34 – Linha vertical para análise de sensibilidade da Paciente #1301345-4



Fonte: O autor

Figura 35 – Curva de sensibilidade das condutividades térmicas do Modelo Geométrico 1 da Paciente #1301345-4



Fonte: O autor

Dessa forma, ambas as condutividades térmicas puderam ser estimadas, conforme resultados apresentados na Tabela 11. Comparando os resultados obtidos pelo presente trabalho com os apresentados em Bezerra (2013), observou-se que o novo volume viabilizou a determinação da condutividade térmica do nódulo dessa paciente, fato que não havia sido possível no trabalho de Bezerra (2013).

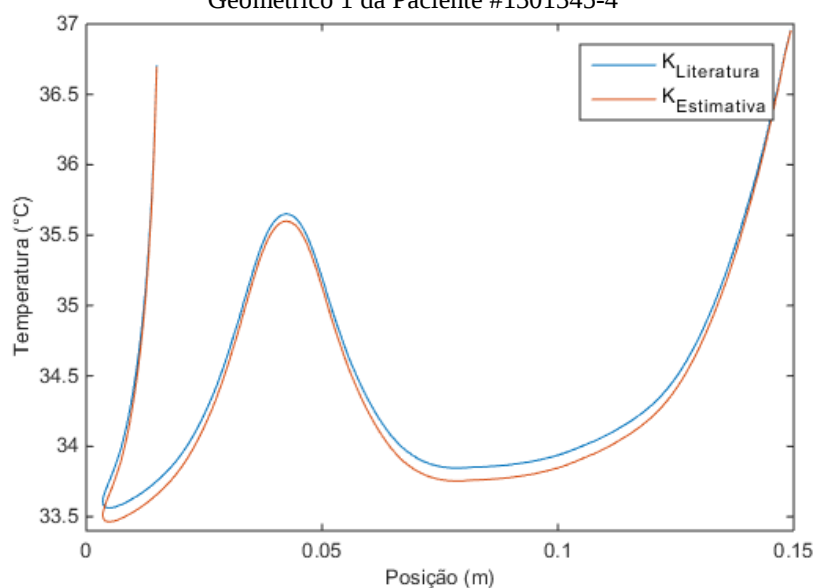
Tabela 11 – Estimativa das condutividades térmicas do Modelo Geométrico 1 da Paciente #1301345-4

Parâmetro	Referência (Tabela 3)	Bezerra (2013)		Presente trabalho	
		Estimativa	Diferença percentual	Estimativa	Diferença percentual
k_{mama} ($\text{W.m}^{-1}.\text{K}^{-1}$)	0,48	0,4846	0,95%	0,4581	4,56%
k_{tumor} ($\text{W.m}^{-1}.\text{K}^{-1}$)	0,48	Sem resultados	-	0,4772	0,58%

Fonte: O autor

A Figura 36 compara os perfis calculados de temperatura sobre a linha utilizada na análise de sensibilidade, com os valores da literatura (referência adotada) e as temperaturas calculadas com as condutividades térmicas estimadas. Como a mama dessa paciente é formada na grande parte por tecido glandular, não existe uma diferença expressiva entre as duas curvas. As extremidades dessas curvas representam a parede torácica e a elevação atípica retrata a presença da lesão.

Figura 36 – Curva comparativa da temperatura superficial com diferentes condutividades térmicas do Modelo Geométrico 1 da Paciente #1301345-4

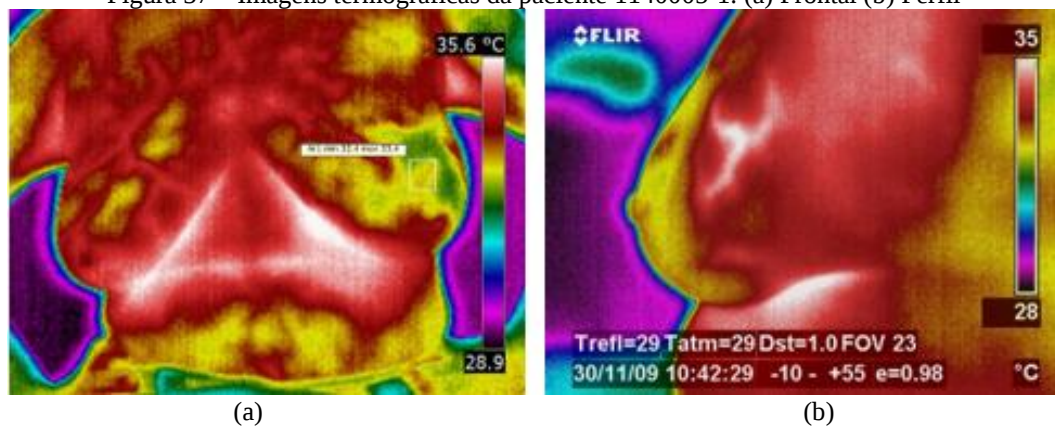


Fonte: O autor

4.3 PACIENTE DO PRONTUÁRIO Nº 1140005-1 - CASO BENIGNO

A segunda paciente analisada trata-se de uma mulher de 43 anos (Prontuário #1140005-1), que possui um nódulo sólido, benigno, localizado no quadrante superior externo (QSE) a 15 mm da superfície da pele e 45 mm do mamilo, diagnosticado pelo exame de mamografia e ultrassonografia. O nódulo presente possui diâmetro de aproximadamente 8,5 mm, o que acarretou uma taxa de geração de calor metabólico igual a 65.400W/m^3 , conforme Equação 3.5. As Figuras 37(a) e 37(b) apresentam suas imagens termográficas.

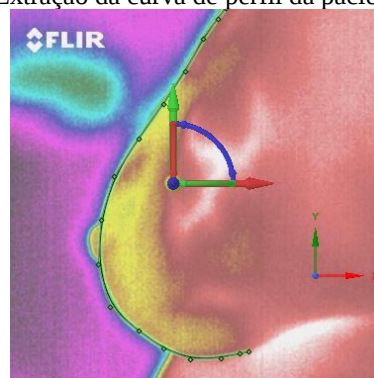
Figura 37 – Imagens termográficas da paciente 1140005-1. (a) Frontal (b) Perfil



Fonte: O autor

Seguindo o mesmo princípio do modelo anterior, a Figura 37(b) permite obter a curva de perfil da mama afetada pela patologia dessa paciente, conforme apresentada na Figura 38. Por meio da imagem capturada com a grade metálica, obteve-se uma medida igual a 112 mm da reta MH, possibilitando o dimensionamento de sua geometria preliminar.

Figura 38 – Extração da curva de perfil da paciente 1140005-1



Fonte: O autor

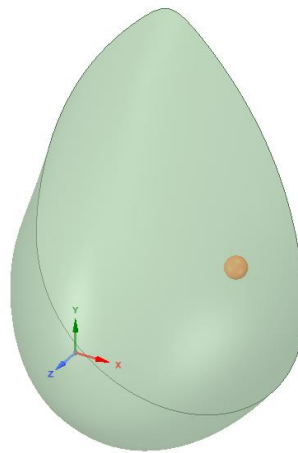
As suas capturas termográficas foram executadas após a utilização do termo-higrômetro para aferir a temperatura ambiente, igual a 28,8 °C, e a umidade relativa do ar, igual a 62%. Esses parâmetros são importantes para configurar a câmera termográfica para medir corretamente os valores da temperatura.

Diferente do caso anterior, a idade da paciente do Prontuário #1140005-1 permite a construção dos dois modelos propostos na metodologia. De acordo com sua idade, sua mama é composta por 76,1% de tecido glandular e 23,9% de tecido adiposo.

4.3.1 Resultados do Modelo Geométrico 1

Para este caso, foi obtido o volume final, exibido na Figura 39. A introdução e localização da esfera que representa a neoplasia benigna foi realizada com o auxílio de dados do exame de ultrassonografia e da imagem termográfica lateral. O modelo gerado possui um volume total de aproximadamente 0,556 dm³.

Figura 39 – Modelo Geométrico 1 da Paciente #1140005-1



Fonte: O autor

O estudo de convergência de malhas para essa geometria está apresentado na Tabela 12. Por apresentar uma diferença de 0,01 °C para a malha seguinte, adotou-se a Malha #4.

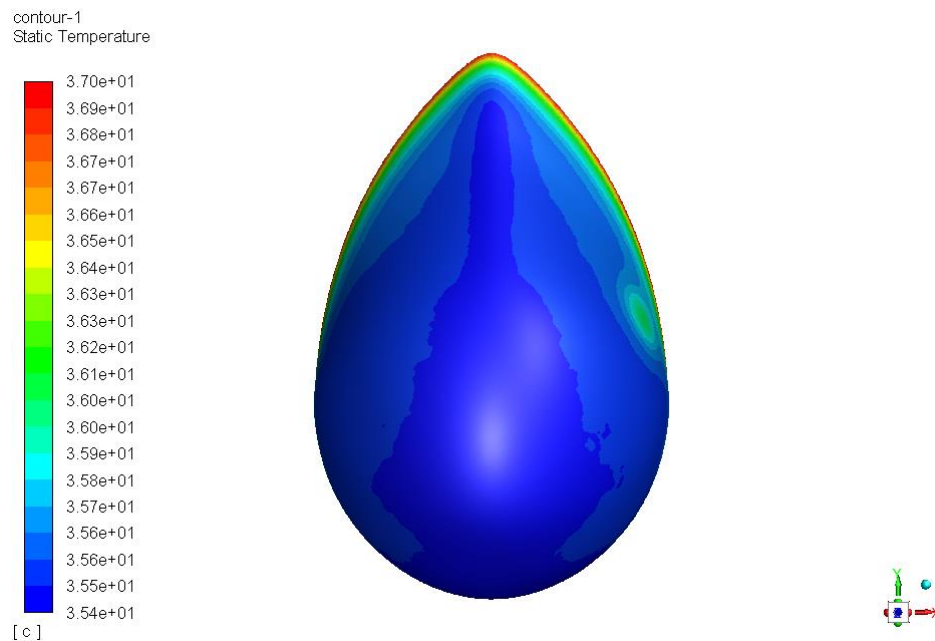
Tabela 12 – Convergência de malha do modelo geométrico 1 da paciente 1140005-1

Malha	Número de nós	Temperatura máxima (°C)
1	163390	35,73
2	355152	35,89
3	450259	35,98
4	546133	36,04
5	639464	36,05

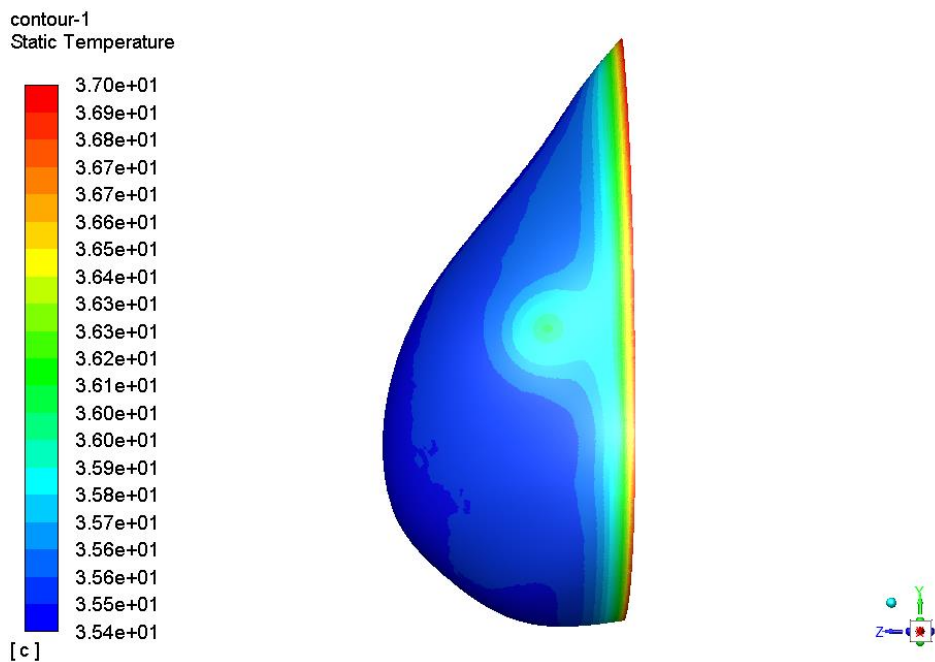
Fonte: O autor

A partir da malha escolhida, observou-se que o perfil calculado de temperatura apresentou um aquecimento na superfície do quadrante superior externo (QSE), como já esperado, atingindo uma temperatura ($T_{\text{máx}}$) de 36,04°C. Verificou-se uma diferença de aproximadamente 0,5% em relação a temperatura medida pelo exame termográfico, igual a 35,86°C. As Figuras 40(a) e 40(b) expõem o resultado.

Figura 40 – Perfil calculado de temperatura (°C) do Modelo Geométrico 1 da Paciente #1140005-1. (a) Vista frontal (b) Vista de perfil



(a)

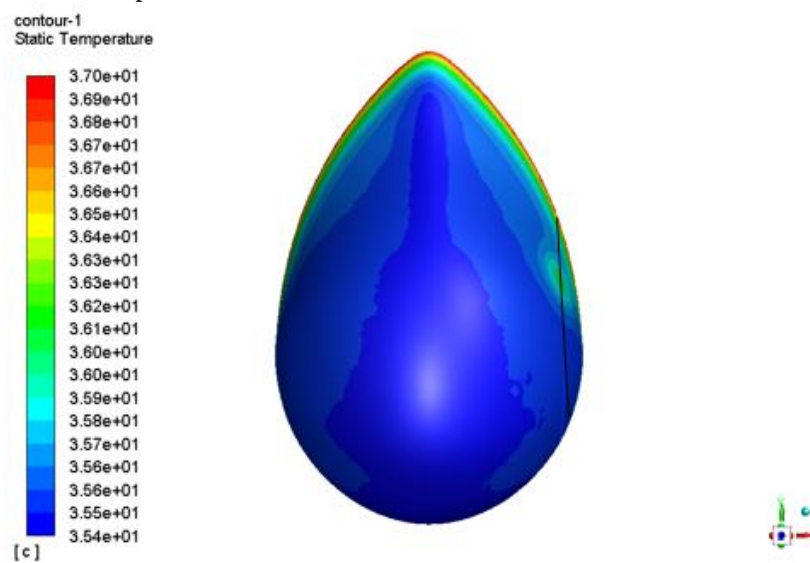


(b)

Fonte: O autor

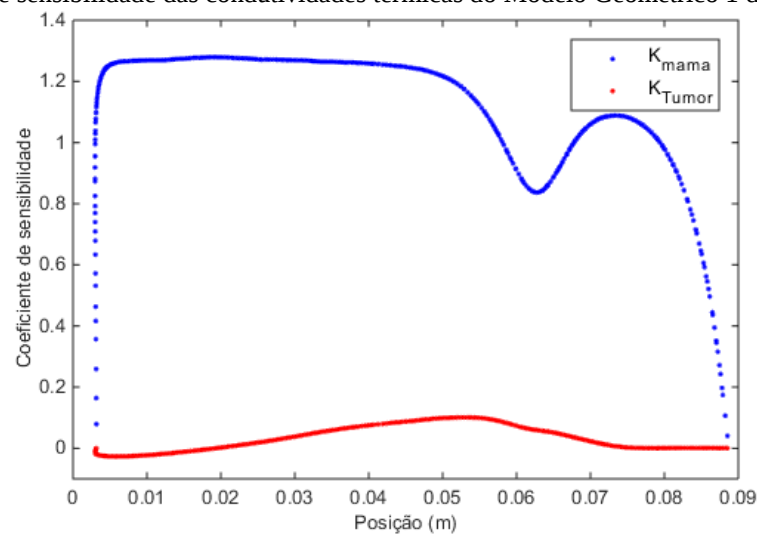
Similar à paciente anterior, com a inserção de uma curva vertical que cruza a região de maior aquecimento na superfície da mama (Figura 41), a análise de sensibilidade desse caso mostrou que a condutividade térmica do tecido mamário e do nódulo, k_{mama} e k_{tumor} , também afetam a temperatura da superfície da mama. Esse resultado (Figura 42), indica que ambas propriedades termofísicas podem ser estimadas simultaneamente por serem linearmente independentes. De acordo com a Figura 42, o tecido tumoral afetou uma região maior próxima da sua localização.

Figura 41 – Linha vertical para análise de sensibilidade do Modelo Geométrico 1 da Paciente #1140005-1



Fonte: O autor

Figura 42 – Curva de sensibilidade das condutividades térmicas do Modelo Geométrico 1 da Paciente #1140005-1



Fonte: O autor

O resultado das estimativas está exibido na Tabela 13. O valor estimado para a condutividade térmica do tumor foi novamente superior à da mama. A análise desta paciente

foi iniciada por outros autores (VIANA, 2010; BEZERRA, 2013), mas não foi concluída devido a problemas encontrados na malha, decorrentes das geometrias então utilizadas. Esse resultado ressalta a importância e adequação do novo modelo.

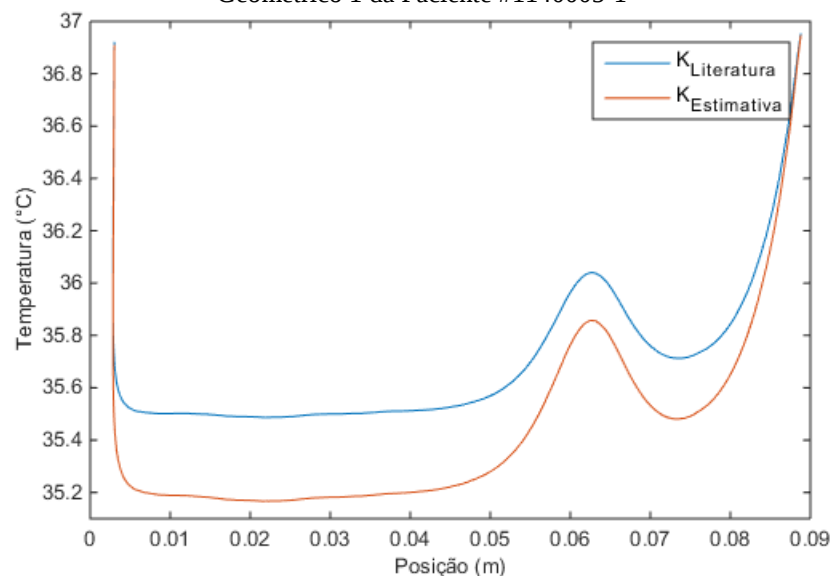
Tabela 13 – Estimativa das condutividades térmicas do Modelo Geométrico 1 da Paciente #1140005-1

Parâmetro	Referência (Tabela 3)	Presente trabalho	
		Estimativa	Diferença percentual
$k_{\text{mama}} \text{ (W.m}^{-1}\text{.K}^{-1}\text{)}$	0,48	0,4225	11,98%
$k_{\text{tumor}} \text{ (W.m}^{-1}\text{.K}^{-1}\text{)}$	0,48	0,4968	3,38%

Fonte: O autor

Os perfis calculados de temperatura sobre a linha vertical traçada sobre a superfície da mama, considerando as condutividades da literatura e da estimativa, estão apresentados na Figura 43. Como o modelo 1 considerou apenas o tecido glandular e essa mama possui um percentual de tecido adiposo considerável, as curvas tendem a se distanciar, apontando a simplificação da representação geométrica da anatomia mamária como provável motivo dessa diferença. A presença do pico intermediário das curvas indica o aquecimento proveniente da neovascularização criada pelo nódulo.

Figura 43 – Curva comparativa da temperatura superficial com diferentes condutividades térmicas do Modelo Geométrico 1 da Paciente #1140005-1

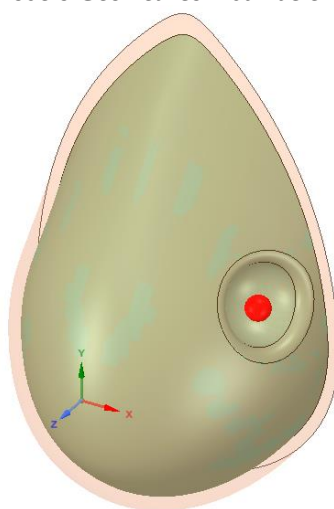


Fonte: O autor

4.3.2 Resultados do Modelo Geométrico 2

O presente modelo incluiu a parcela adiposa na geometria representativa dessa paciente. O percentual de 23,9% de gordura do caso foi alocado na região mais externa do volume, totalizando uma fração de aproximadamente $0,133 \text{ dm}^3$ do volume total da mama. Na mesma localização, o nódulo inicialmente estava envolvido por ambos tecidos mamários, acarretando na necessidade de uma malha mais complexa. Devido às limitações computacionais, optou-se pelo envolvimento da lesão apenas com tecido adiposo, conforme citado na metodologia. A Figura 44 apresenta o Modelo 2 dessa paciente.

Figura 44 – Modelo Geométrico 2 da Paciente #1140005-1



Fonte: O autor

A malha não apresentou incongruências no estudo de sua convergência, conforme mostra a Tabela 14. Com um número de nós próximo ao do Modelo 1, satisfazendo a diferença de temperatura proposta, escolheu-se a Malha #3 para efetuar o cálculo dos perfis de temperatura.

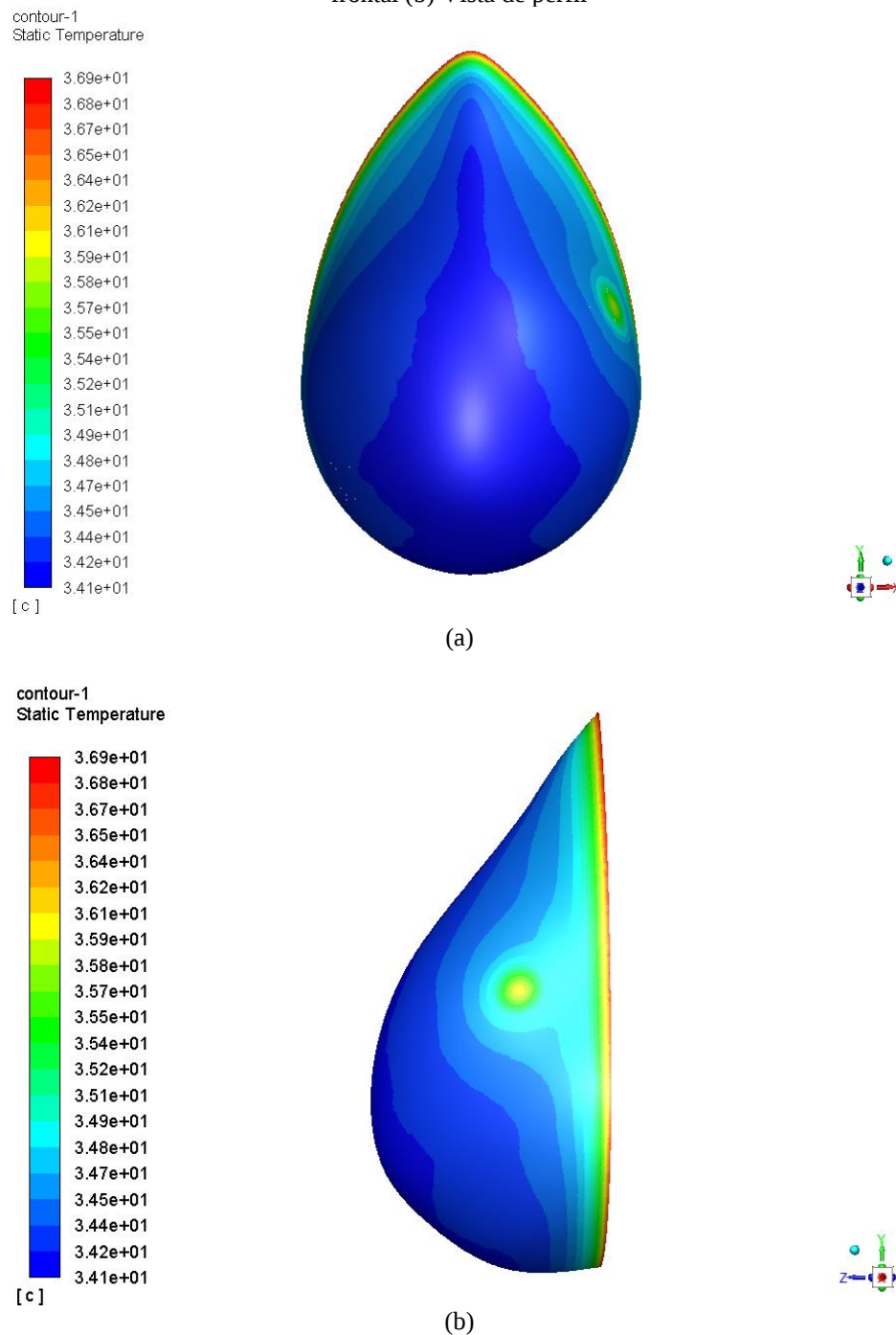
Tabela 14 – Convergência de malha do Modelo Geométrico 2 da Paciente #1140005-1

Malha	número de nós	Temperatura máxima (°C)
1	286993	36,08
2	426174	35,93
3	540253	35,88
4	667592	35,87

Fonte: O autor

As Figuras 45(a) e 45(b) apresentam o perfil calculado de temperatura obtido a partir da Malha #3. A temperatura máxima, $T_{\text{máx}}$, alcançada na região de maior aquecimento foi de 35,88°C, resultando na diferença de 0,05% para a termografia. De maneira geral, o perfil obtido é visualmente similar ao alcançado pelo Modelo 1. Devido ao tecido adiposo ser mais isolante que o glandular, o impacto térmico causado pelo tumor tende a afetar uma área menor na superfície.

Figura 45 – Perfil calculado de temperatura (°C) do Modelo Geométrico 2 da Paciente #1140005-1. (a) Vista frontal (b) Vista de perfil

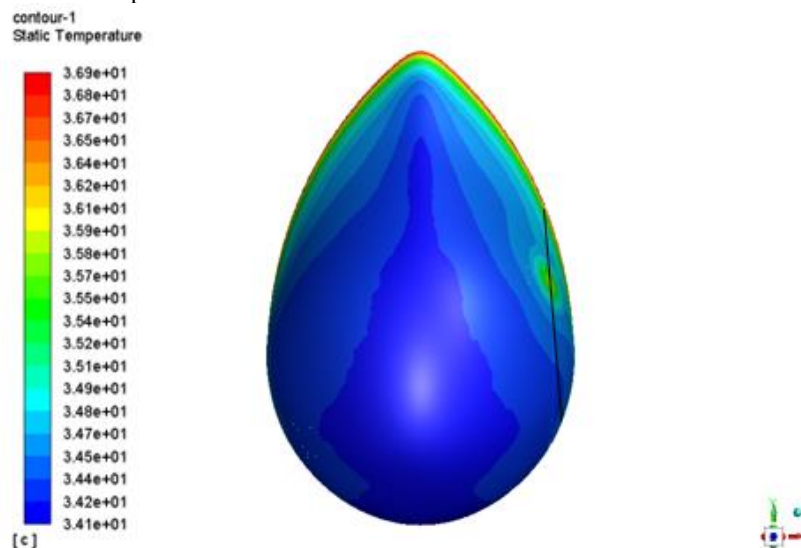


Fonte: O autor

Como no modelo agora considerado a mama é composta por dois tecidos distintos, não foi adotada uma única condutividade térmica para representar a mama na análise de sensibilidade, conforme o Modelo 1. Logo, operou-se com $k_{\text{glandular}}$, k_{gordura} e k_{tumor} para os tecidos glandulares, adiposos e tumorais, respectivamente.

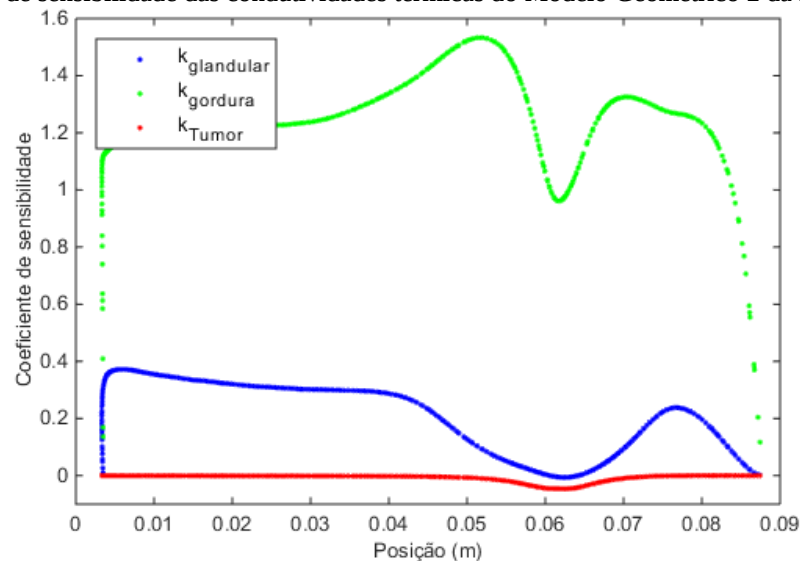
Para analisar a sensibilidade dos perfis de temperatura às variações desses parâmetros foi traçada uma curva vertical sobre a superfície da mama, passando pelo ponto de temperatura máxima da região afetada pela patologia (Figura 46). As pequenas perturbações nas referidas propriedades termofísicas permitiram gerar o gráfico apresentado na Figura 47. Novamente, os resultados obtidos indicam que esses parâmetros podem ser estimados simultaneamente.

Figura 46 – Linha vertical para análise de sensibilidade do Modelo Geométrico 2 da Paciente #1140005-1



Fonte: O autor

Figura 47 – Curva de sensibilidade das condutividades térmicas do Modelo Geométrico 2 da Paciente #1140005-1



Fonte: O autor

De acordo com as curvas, apenas o tecido glandular não poderia ser estimado adotando a temperatura máxima do local como critério de parada da solução do problema inverso. A Tabela 15 expõe os resultados encontrados para as condutividades térmicas.

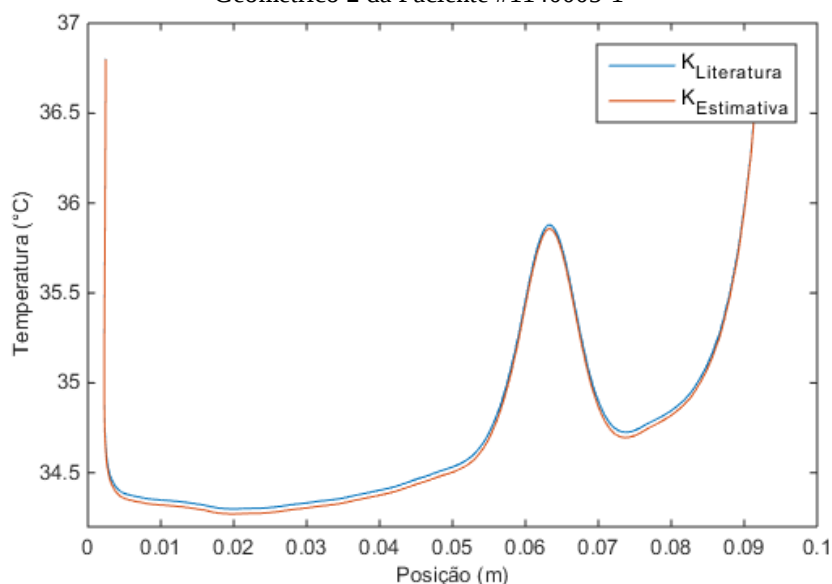
Tabela 15 – Estimativa das condutividades térmicas do Modelo Geométrico 2 da Paciente #1140005-1

Parâmetro	Referência (Tabela 3)	Presente trabalho	
		Estimativa	Diferença percentual
$k_{\text{mama}} \text{ (W.m}^{-1}\text{.K}^{-1}\text{)}$	0,48	Sem resultados	-
$K_{\text{gordura}} \text{ (W.m}^{-1}\text{.K}^{-1}\text{)}$	0,21	0,2055	2,14%
$k_{\text{tumor}} \text{ (W.m}^{-1}\text{.K}^{-1}\text{)}$	0,48	0,4994	3,88%

Fonte: O autor

Os perfis de temperatura também podem ser observados sobre a mesma linha vertical utilizada na análise de sensibilidade. Pela melhor representatividade da anatomia real mamária, a curva construída a partir dos parâmetros estimados do Modelo 2 tende a se aproximar daquela obtida com os valores da literatura, conforme apresenta a Figura 48. A parede torácica continua sendo retratada pelos pontos extremos e a anormalidade pelo pico intermediário.

Figura 48 – Curva comparativa da temperatura superficial com diferentes condutividades térmicas do Modelo Geométrico 2 da Paciente #1140005-1



Fonte: O autor

4.3.3 Comparação entre os resultados da Paciente #1140005-1

Dentro do estudo proposto, os Modelos 1 e 2 dessa paciente trouxeram resultados esperados sobre o comportamento térmico de sua mama. Em termos de malha, não houve diferença expressiva no tempo de cálculo computacional. Sobre a temperatura superficial máxima na região da patologia, mesmo o Modelo 2 fornecendo o valor mais próximo da termografia, o Modelo 1 também produziu uma resposta admissível, como mostra a Tabela 16.

Tabela 16 – Comparação da temperatura superficial máxima atingida na região da lesão obtida por cada modelo da Paciente #1140005-1

Parâmetro	Termografia	Modelo 1		Modelo 2	
		Temperatura (°C)	Diferença percentual	Temperatura (°C)	Diferença percentual
T _{máx}	35,86	36,04	0,49%	35,88	0,06%

Fonte: O autor

Para definir uma única condutividade térmica média para a mama, assim como foi aproximado no Modelo 1, a Equação 4.1 traz uma combinação dessa propriedade termofísica baseada no percentual de cada tecido definido pela idade da paciente.

$$k_{mama} = \sum_{tec=1}^m P_{tec} \cdot k_{tec} \quad (4.1)$$

onde m é o número total de tecidos (o presente trabalho considerou apenas o tecido glandular e adiposo), tec é o tecido analisado (1 representa o tecido glandular e 2, o tecido adiposo), P é o percentual do tecido e k é a condutividade térmica do referido tecido em $W.m^{-1}.K^{-1}$.

Com 76,1% de tecido glandular e 23,9% de tecido adiposo, as condutividades térmicas calculadas estão exibidas na Tabela 17. Da mesma forma que a malha e a temperatura superficial máxima, não foram calculados valores muito diferentes entre essas propriedades, que permita indicar efetivamente qual modelo melhor retrata a mama feminina.

Tabela 17 – Comparação da condutividade térmica da mama obtida por cada modelo da Paciente #1140005-1

Parâmetro	Modelo 1	Modelo 2	Adaptação da Literatura
k _{mama} (W.m ⁻¹ .K ⁻¹)	0,4225	0,414	0,421

Fonte: O autor

Para o nódulo, encontraram-se condutividades térmicas bem similares, e, ambas acima da adotada pela literatura (Tabela 18). Por se tratar de um tecido atípico da anatomia natural do órgão e os exames atuais não conseguirem identificar sua dimensão nem a localização precisa, seu estudo ainda é suscetível de erros.

Tabela 18 – Comparação da condutividade térmica do nódulo obtida por cada modelo da Paciente #1140005-1

Parâmetro	Modelo 1	Modelo 2	Referência (Tabela 3)
$k_{\text{tumor}} (\text{W.m}^{-1}.\text{K}^{-1})$	0,4968	0,4994	0,48

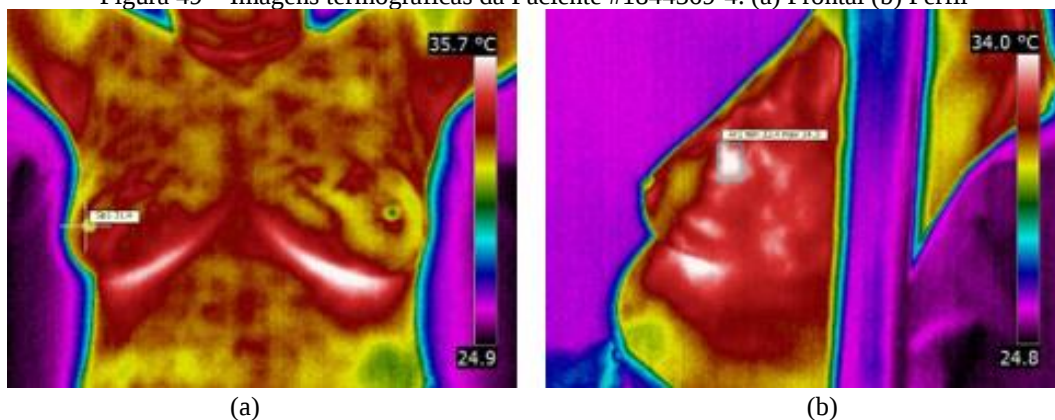
Fonte: O autor

Por fim, percebe-se através das Figuras 42 e 47 que a inclusão do tecido adiposo faz com que o impacto sobre a temperatura superficial da mama seja reduzido. Esse efeito ocorre devido ao fato de que a condutividade térmica do tecido adiposo ser inferior à do tecido glandular. Entretanto, mesmo inferior, comparando-se as Figuras 43 e 48, nota-se um aquecimento local superior ao encontrado no Modelo 1.

4.4 PACIENTE DO PRONTUÁRIO Nº 1844369-4 - CASO MALIGNO

A paciente analisada de 49 anos, Prontuário #1844369-4, foi diagnosticada com um nódulo sólido na mama esquerda. Essa patologia foi classificada como BI-RADS V de acordo com seus exames de mamografia e de ultrassonografia, e teve o resultado positivo para câncer após o exame de biópsia. A lesão tem dimensões de 17 mm x 8 mm e está 16 mm de profundidade da pele, situado no quadrante superior externo (QSE). A sua geometria foi aproximada por um cilindro e a taxa de geração de calor metabólico igual a 25.848 W/m^3 . As Figuras 49(a) e 49(b) expõem as imagens termográficas para esse caso.

Figura 49 – Imagens termográficas da Paciente #1844369-4. (a) Frontal (b) Perfil



Fonte: O autor

Em virtude de sua idade, a lipossustituição do seu parênquima mamário está em um grau mais avançado que à das pacientes anteriores, o que pode permitir a avaliação de qual dos

modelos propostos otimiza o estudo de pacientes mais velhas. Consoante com sua idade, sua mama é constituída de 69,9% de tecido glandular e 30,1% de tecido adiposo aproximadamente.

A construção da geometria, modelos 1 e 2, dessa mama foi utilizada para exemplificar a aplicação da metodologia proposta no presente trabalho. A aquisição da curva de perfil dessa paciente já foi apresentada anteriormente na Figura 18.

4.4.1 Resultados do Modelo Geométrico 1

Exibida na Figura 25, a geometria do Modelo 1 possui o volume aproximado de 0,765 dm³. A análise de convergência das malhas aparece na Tabela 19. Dos resultados exibidos, a variação de 0,01 °C entre as Malhas #3 e #4 indica a escolha da primeira, para atenuar o esforço computacional.

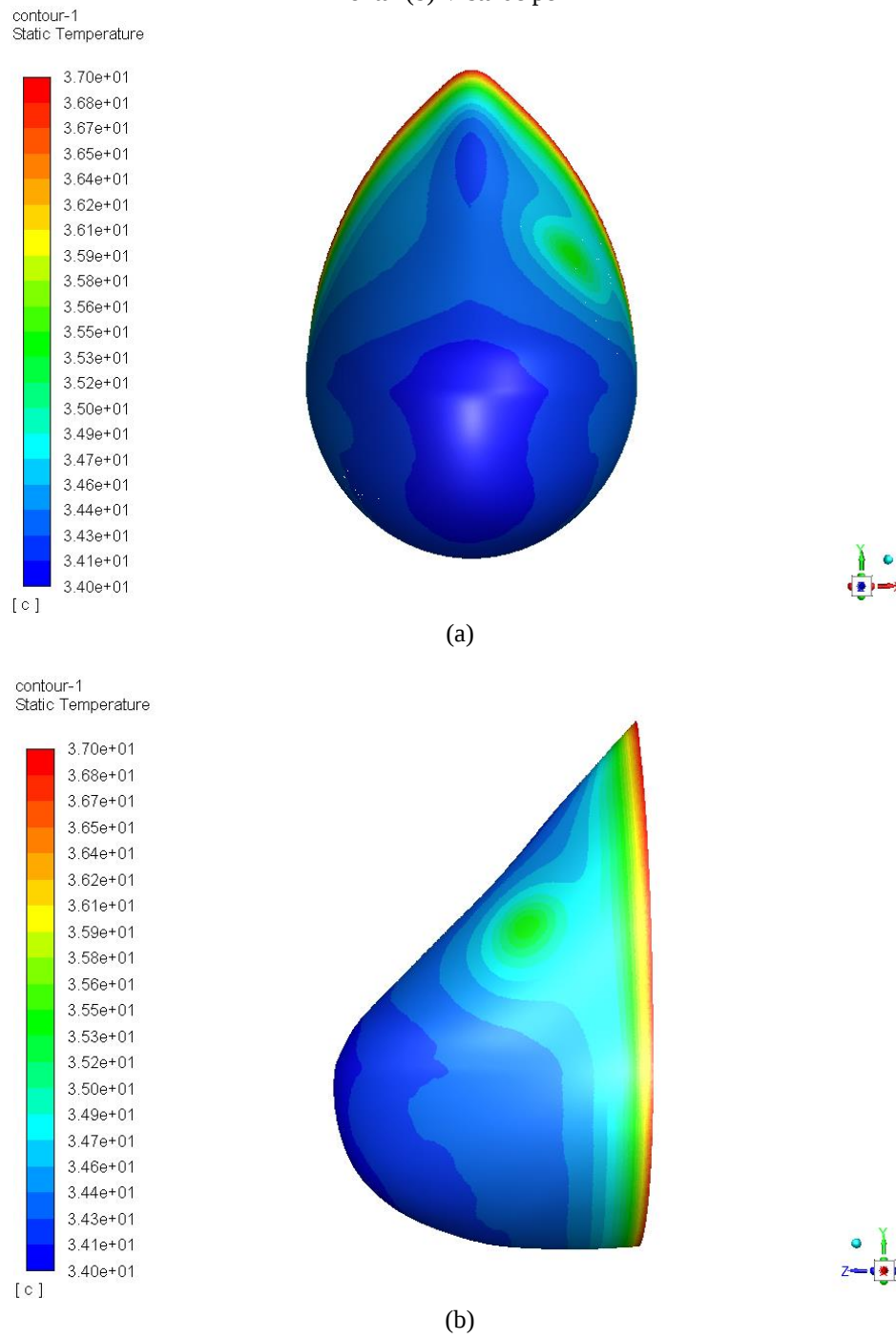
Tabela 19 – Convergência de malha do Modelo Geométrico 1 da Paciente #1844369-4

Malha	número de nós	Temperatura máxima (°C)
1	240296	35,37
2	338357	35,43
3	459084	35,46
4	560079	35,47

Fonte: O autor

As Figuras 50(a) e 50(b) mostram o perfil calculado de temperatura superficial dessa mama, conforme a escolha da Malha 3. Pelo resultado obtido, percebe-se o aquecimento provocado pelo tumor maligno no quadrante superior externo (QSE), com temperatura máxima local, $T_{\text{máx}}$, de 35,46°C. Comparando com o valor aferido pela câmera termográfica, este sendo 35,27°C, verificou-se uma diferença de 0,53%.

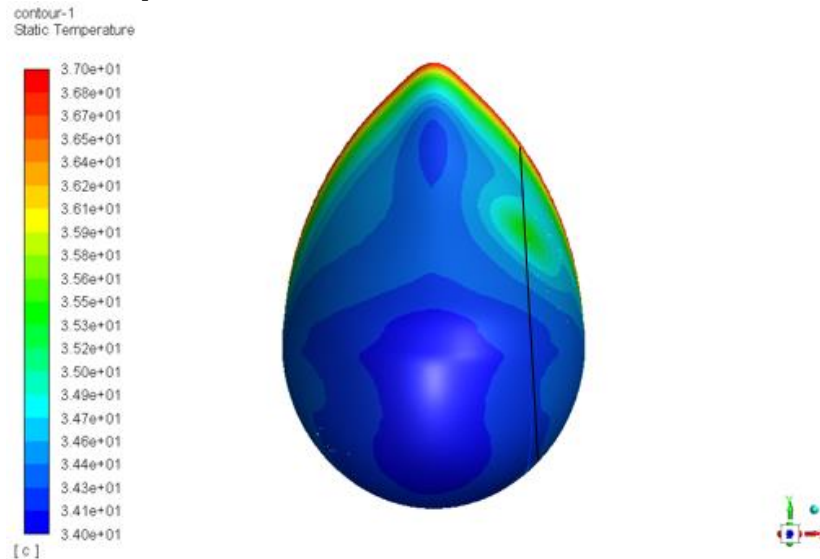
Figura 50 – Perfil calculado de temperatura (°C) do Modelo Geométrico 1 da Paciente #1844369-4. (a) Vista frontal (b) Vista de perfil



Para analisar a influência das condutividades térmicas do tecido mamário e do tumor no perfil de temperatura superficial da mama também foram analisados os coeficientes de sensibilidade associados. Identicamente aos casos passados, utilizou-se uma curva vertical passando pelo ponto de temperatura máxima superficial, ilustrado na Figura 51. A Figura 52

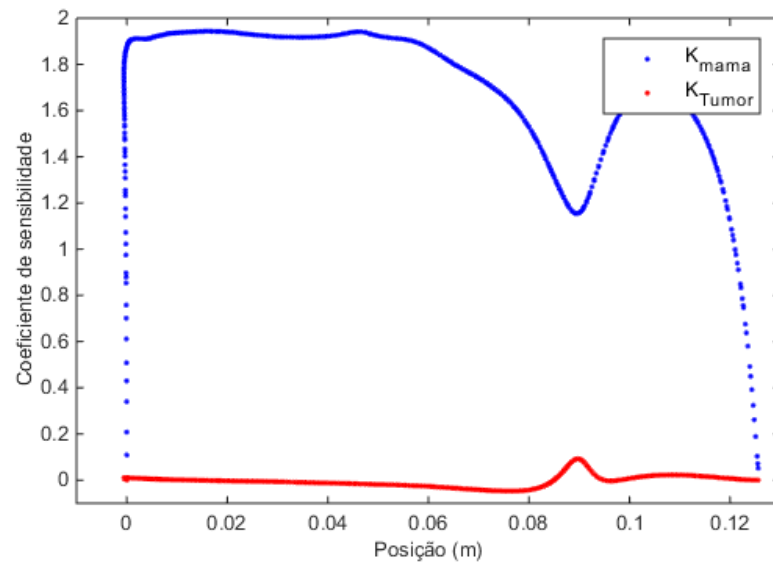
evidencia as curvas obtidas, nas quais constata-se o impacto da neoplasia sobre a temperatura superficial da mama.

Figura 51 – Linha vertical para análise de sensibilidade do Modelo Geométrico 1 da Paciente #1844369-4



Fonte: O autor

Figura 52 – Curva de sensibilidade das condutividades térmicas do Modelo Geométrico 1 da Paciente #1844369-4



Fonte: O autor

O resultado da análise de sensibilidade novamente indica que as condutividades térmicas podem ser estimadas simultaneamente, devido à sua independência linear. Após a solução do problema inverso proposto, a Tabela 20 apresenta os resultados obtidos. Observando as estimativas de cada caso do Modelo 1, percebe-se que a medida que a paciente envelhece, a condutividade térmica média da mama se torna mais baixa. Essa característica ocorre devido à

substituição do tecido glandular pelo adiposo. Em relação ao tumor, ambas pesquisas identificaram valores acima daqueles encontrados para alterações benignas.

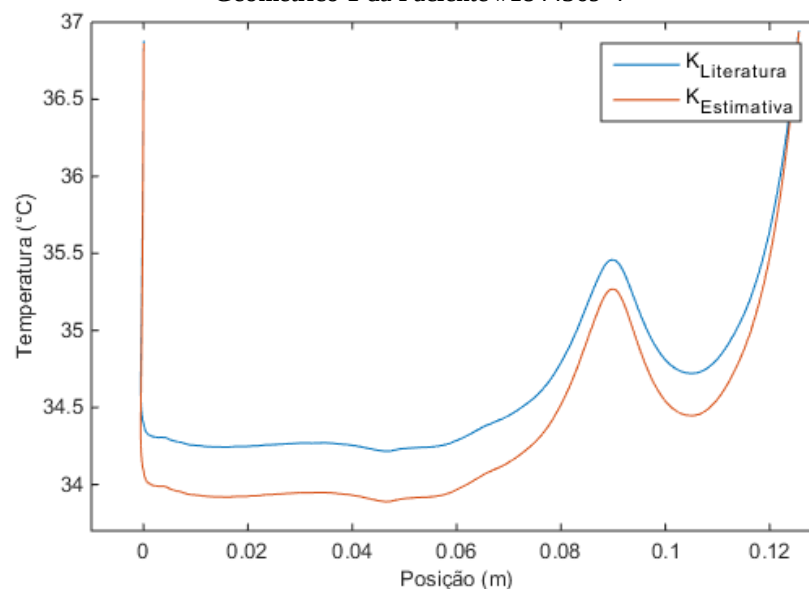
Tabela 20 – Estimativa das condutividades térmicas do Modelo Geométrico 1 da Paciente #1844369-4

Parâmetro	Referência (Tabela 3)	Bezerra (2013)		Presente trabalho	
		Estimativa	Diferença percentual	Estimativa	Diferença percentual
$k_{\text{mama}} (\text{W} \cdot \text{m}^{-1} \cdot \text{K}^{-1})$	0,48	0,4672	2,67%	0,4169	13,15%
$k_{\text{tumor}} (\text{W} \cdot \text{m}^{-1} \cdot \text{K}^{-1})$	0,48	0,6143	27,98%	0,5932	19,08%

Fonte: O autor

Assim como o Modelo 1 do segundo caso, as condutividades térmicas se distanciaram consideravelmente dos valores adotados pela literatura. Como o processo de estimativa do presente trabalho adota como referência a temperatura superficial da mama e essa região é constituída em sua grande parte por tecido adiposo, a simplificação geométrica do Modelo 1 continua sendo a possível causa dessa discrepância. O distanciamento causado na temperatura superficial por efeito da diferença entre os parâmetros termofísicos é exibido na Figura 53, curva obtida sobre a linha vertical da Figura 47.

Figura 53 – Curva comparativa da temperatura superficial com diferentes condutividades térmicas do Modelo Geométrico 1 da Paciente #1844369-4



Fonte: O autor

4.4.2 Resultados do Modelo Geométrico 2

A mama dessa paciente também foi utilizada como exemplo de construção do modelo 2 na metodologia, exibida na Figura 27. Sua parcela de tecido adiposo equivale à $0,230 \text{ dm}^3$ do

volume total de sua mama. Para a realização da análise de convergência da malha, também foi significativo remover o tecido glandular que envolvia parcialmente o tumor. Os resultados da malha são exibidos na Tabela 21. Apresentando uma diferença inferior a 0,01 °C, a Malha #4 foi adotada para o estudo desse caso.

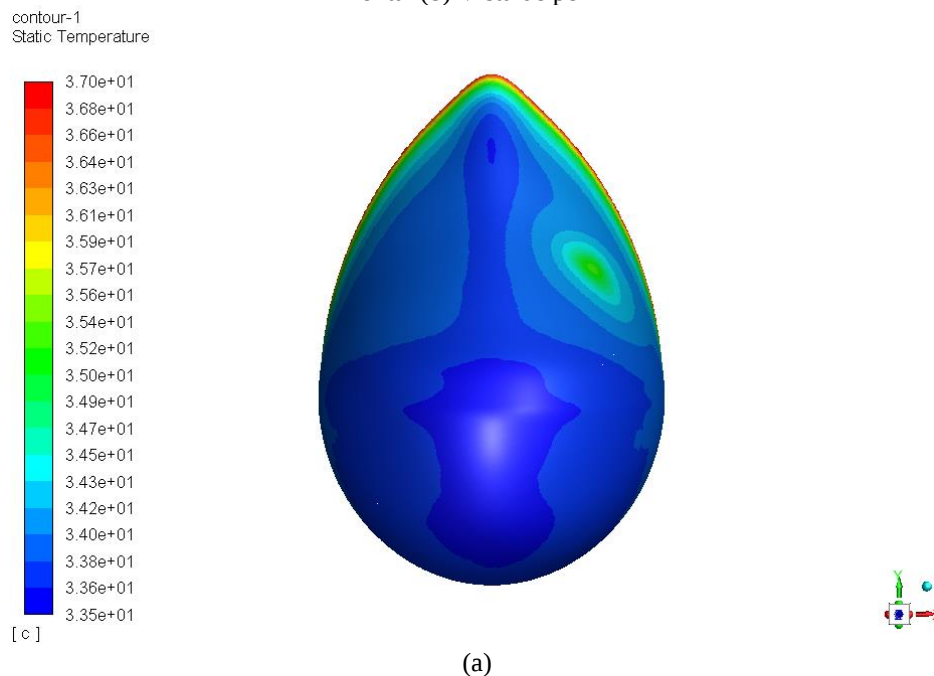
Tabela 21 – Convergência de malha do Modelo Geométrico 2 da Paciente #1844369-4

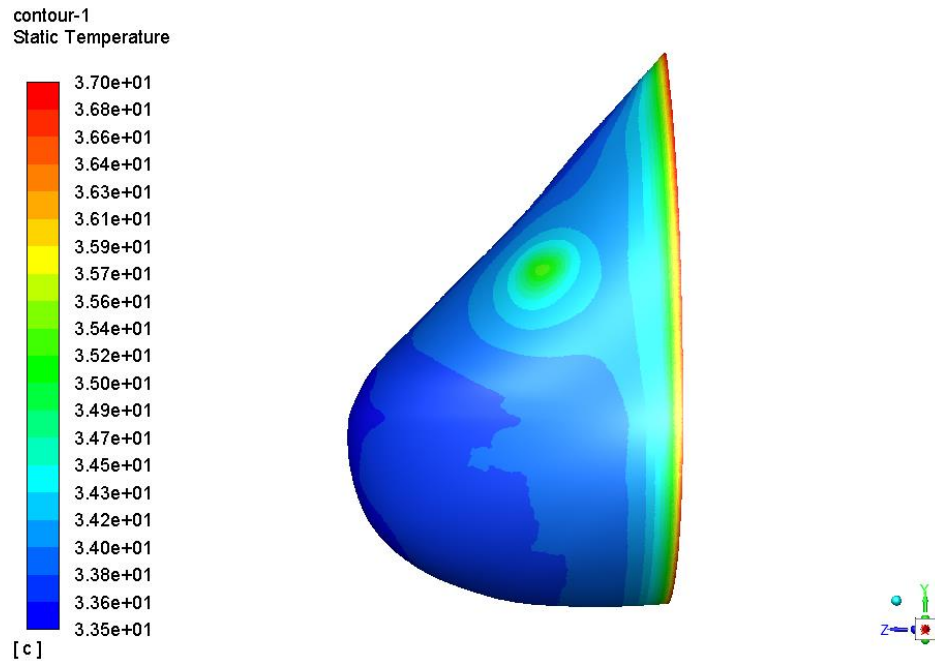
Malha	número de nós	Temperatura máxima (°C)
1	318316	35,54
2	518995	35,38
3	652421	35,32
4	746872	35,30
5	873582	35,30

Fonte: O autor

Do perfil calculado para as temperaturas, extraiu-se uma temperatura máxima no local de aquecimento, $T_{\text{máx}}$, igual a 35,30°C. Confrontando com o valor obtido pelo termograma, equivalente a 35,27°C, constatou-se uma diferença de aproximadamente 0,08%. O perfil citado é exibido nas Figuras 54(a) e 54(b).

Figura 54 – Perfil calculado de temperatura (°C) do Modelo Geométrico 2 da Paciente #1844369-4. (a) Vista frontal (b) Vista de perfil

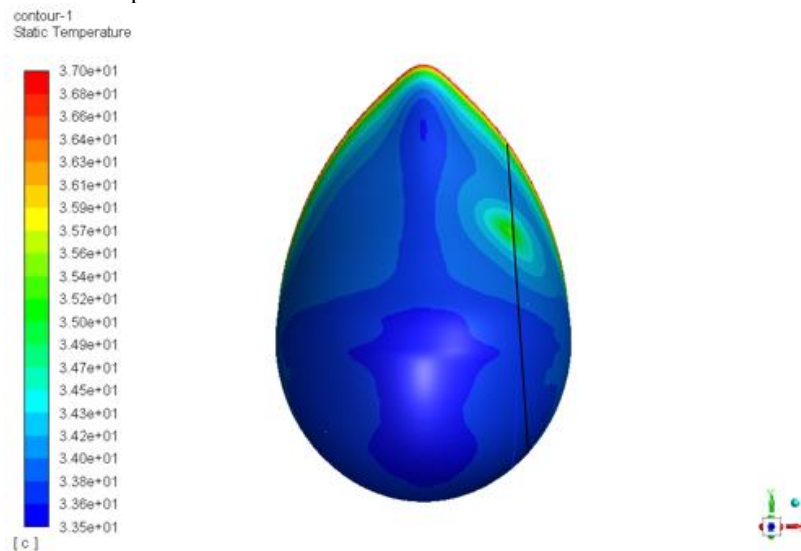




Fonte: O autor

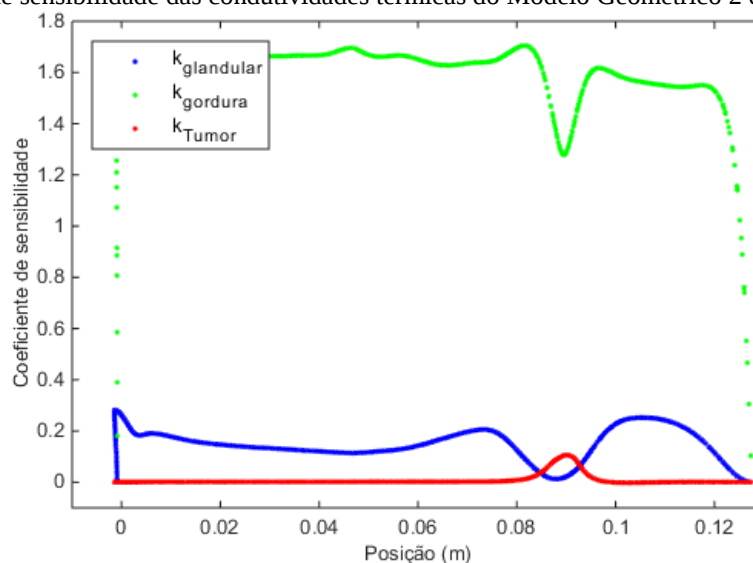
Após a inserção da curva vertical na superfície do volume, mostrada na Figura 55, fez-se a análise de sensibilidade da variação da condutividade térmica de cada tecido, $k_{\text{glandular}}$, k_{gordura} e k_{tumor} , sobre as temperaturas calculadas. O gráfico apresentado na Figura 56 ilustra os resultados encontrados, confirmando a possibilidade de estimá-los simultaneamente. O tecido glandular demonstrou impacto em quase toda a extensão da linha vertical, exceto na região de aquecimento situada aproximadamente sobre a região do tumor. Supõe-se que sua influência foi minimizada em virtude da forte ação do tecido tumoral e adiposo nessa zona.

Figura 55 – Linha vertical para análise de sensibilidade do Modelo Geométrico 2 da Paciente #1844369-4



Fonte: O autor

Figura 56 – Curva de sensibilidade das condutividades térmicas do Modelo Geométrico 2 da Paciente #1844369-4



Fonte: O autor

Neste caso também não foi possível estimar a condutividade do tecido glandular usando a temperatura máxima da região superficial afetada. Segundo a análise de sensibilidade, não existe um ponto em que todas as referidas propriedades termofísicas possam ser estimadas simultaneamente. Os resultados encontrados estão expostos na Tabela 22.

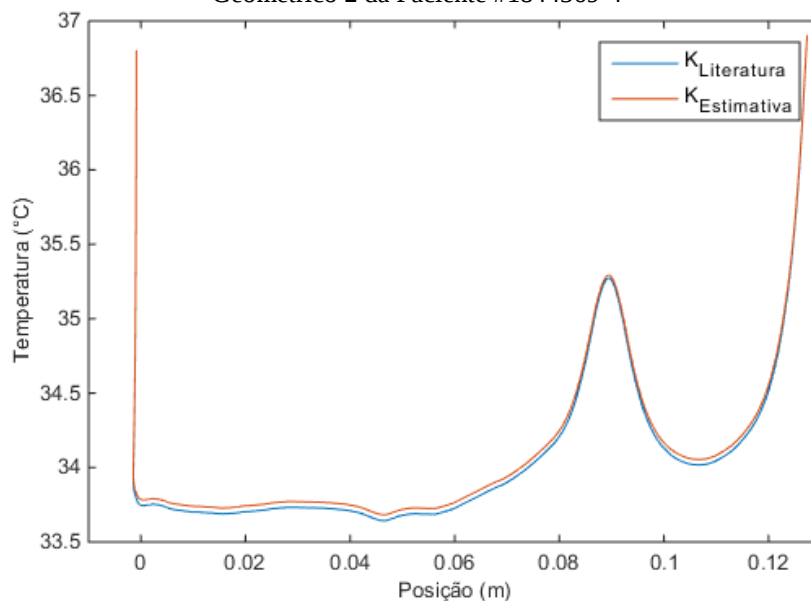
Tabela 22 – Estimativa das condutividades térmicas do Modelo Geométrico 2 da Paciente #1140005-1

Parâmetro	Referência (Tabela 3)	Presente trabalho	
		Estimativa	Diferença percentual
$k_{mama} (W.m^{-1}.K^{-1})$	0,48	Sem resultados	-
$K_{gordura} (W.m^{-1}.K^{-1})$	0,21	0,2053	2,24%
$k_{tumor} (W.m^{-1}.K^{-1})$	0,48	0,5586	14,07%

Fonte: O autor

O gráfico exibido na Figura 57 apresenta os perfis de temperatura calculados com as condutividades térmicas encontradas na literatura e com os valores estimados, ao longo da linha vertical inserida para a análise de sensibilidade. Como já esperado, a inclusão do tecido adiposo aproximou os resultados, demonstrando que a inclusão do tecido adiposo é significativa na modelagem geométrica dessa mama.

Figura 57 - Curva comparativa da temperatura superficial com diferentes condutividades térmicas do Modelo Geométrico 2 da Paciente #1844369-4



Fonte: O autor

4.4.3 Comparação entre os resultados da Paciente #1844369-4

Confrontando os Modelos 1 e 2 dessa paciente, nota-se uma aproximação entre os resultados pelos perfis calculados para as temperaturas. Apesar de valores mais próximos aos obtidos pela termografia e os encontrados na literatura, a inclusão do tecido adiposo acarretou no aumento do número de nós da malha de aproximadamente 200 mil, condição que torna a solução computacional mais onerosa. Em termos de temperatura superficial máxima na região afetada pelo tumor, a Tabela 23 demonstra que o Modelo 2 detém a melhor correspondência com os valores medidos pela termografia, contudo não se pode descartar aquela apresentada pelo Modelo 1.

Tabela 23 – Comparação da temperatura superficial máxima atingida na região da lesão obtida por cada modelo da Paciente #1844369-4

Parâmetro	Termografia	Modelo 1		Modelo 2	
		Temperatura (°C)	Diferença percentual	Temperatura (°C)	Diferença percentual
$T_{\text{máx}}$	35,27	35,46	0,53%	35,30	0,08%

Fonte: O autor

De acordo com a Equação 4.1 e a idade da paciente, foi possível estimar um percentual de 69,9% de tecido glandular e 30,1% de tecido adiposo. Na sequência, obteve-se uma condutividade térmica representativa da mama para a literatura e o Modelo 2. Diferente da paciente anterior, o presente caso demonstra maior aproximação entre a literatura e o segundo

modelo, conforme a Tabela 24. Acredita-se que essa divergência esteja interligada à diferença de idade das pacientes, sugerindo a utilização do Modelo 2 para mulheres mais velhas.

Tabela 24 – Comparação da condutividade térmica da mama obtida por cada Modelo da Paciente #1844369-4

Parâmetro	Modelo 1	Modelo 2	Adaptação da Literatura
$k_{\text{mama}} (\text{W} \cdot \text{m}^{-1} \cdot \text{K}^{-1})$	0,4169	0,3973	0,3987

Fonte: O autor

Estimou-se a condutividade térmica do tumor acima dos valores assumidos na literatura, mesmo com a inclusão do tecido adiposo. Salienta-se que não foi possível comparar as pacientes, uma vez que se trata de patologias distintas. Os valores obtidos estão exibidos na Tabela 25.

Tabela 25 – Comparação da condutividade térmica do tumor obtida por cada modelo da Paciente #1844369-4

Parâmetro	Modelo 1	Modelo 2	Literatura
$k_{\text{tumor}} (\text{W} \cdot \text{m}^{-1} \cdot \text{K}^{-1})$	0,5932	0,5586	0,48

Fonte: O autor

Assim, mostrou-se que a integração do tecido adiposo na representação mamária dessa paciente trouxe resultados mais fiéis à literatura. Deduz-se que a simplificação anatômica gerada pelo Modelo 1 seja satisfatória para análise de paciente mais novas, no qual o tecido adiposo possa ser desprezado, e à medida que o estudo envolva mulheres mais idosas, o Modelo 2 se torna o mais indicado.

5 CONCLUSÕES E SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

O presente trabalho propõe o desenvolvimento de uma nova metodologia para gerar uma geometria tridimensional de mama personalizada para cada paciente. A representação volumétrica obtida foi então utilizada para se proceder o estudo térmico do órgão feminino, desde a obtenção do perfil de temperatura, até a estimativa de suas propriedades termofísicas. Como grande diferencial, a curva de perfil individualizou cada volume gerado, tornando-a uma maneira alternativa que contornou algumas dificuldades que apareceram em modelagens computacionais de trabalhos anteriores.

Mediante os resultados obtidos, os seguintes pontos podem ser ressaltados:

- Mesmo sendo extraída manualmente, a curva de perfil da mama feminina demonstrou ser uma alternativa viável para aproximar a geometria mamária para a anatomia real do órgão, dado que a validação volumétrica demonstrou boa aproximação entre o objeto utilizado e sua geometria;
- Com algumas das imagens analisadas por Bezerra (2013), variando apenas a modelagem geométrica, o presente estudo conseguiu estimar todas as condutividades térmicas de suas mamas e nódulos, demonstrando que a geometria pode ser um fator influente nas simulações numéricas;
- A temperatura máxima no local de aquecimento assimétrico mostrou ser um parâmetro capaz para estimar as condutividades térmicas do tecido mamário e da lesão. Todavia, é interessante adotar outros sistemas de parametrizações para comparar os resultados;
- A inclusão do tecido adiposo aproximou os valores obtidos da modelagem computacional com os valores medidos pela termografia e os apresentados na literatura, demonstrando ser um tecido impactante na mama feminina. Entretanto, sua inclusão deve ser ponderada para pacientes mais novas, porque seu impacto tende a ser mais representativo à medida que ocorre a lipossustituição do parênquima mamário, fenômeno influenciado pelo envelhecimento;

- Para estudos mais simplificados, ambos os modelos propostos podem ser utilizados, pois nenhum apresentou diferenças expressivas em seus resultados;

Por trazer uma nova proposta geométrica da mama humana baseada em imagens termográficas, novos estudos podem ser realizados, tais como:

- Analisar pacientes com diferentes diagnósticos, como portadoras de cistos mamários ou que apresente mais de um nódulo na mama;
- Variar a distribuição da parcela de tecido adiposo no interior da mama, tornando-a mais fiel à anatomia e à fisiologia real da mama;
- Aperfeiçoar a técnica de obtenção da curva de perfil da mama das pacientes, como uma captura semiautomatizada, usando as diferenças de temperatura entre a mama e o plano de fundo. A técnica permitirá uma construção mais dinâmica e padronizada do volume tridimensional da mama, além de reduzir os erros provenientes do olho humano;
- Realizar a estimativa de outros parâmetros termofísicos, como da perfusão sanguínea e da localização das anomalias mamárias;
- Efetuar as estimativas por outros métodos numéricos e comparar os resultados obtidos, possibilitando a escolha do mais adequado para o estudo de mama feminina;
- Adotar sistemas de parametrizações mais detalhados para a estimativa dos parâmetros, tais como o mapeamento da superfície.

REFERÊNCIAS

- ADAM, M.; NG, E. Y. K.; TAN, J. H.; HENG, M. L.; TONG, J. W. K.; ACHARYA, U. R. **Computer aided diagnosis of diabetic foot using infrared thermography: A review.** Computers in Biology and Medicine, v. 33,n. 1, 2017.
- ARAÚJO, M. C.; LIMA, R. C. F.; DE SOUZA, R. M. C. R. **Interval symbolic feature extraction for thermography breast cancer detection.** Expert Systems with Applications, v. 41, n. 15, p. 6728–6737, nov. 2014.
- AVILA-CASTRO, I. A; HERNÁNDEZ-MARTÍNEZ, A. R.; ESTEVEZ, M.; CRUZ, M.; ESPARZA, R.; PÉREZ, R.; RODRÍGUEZ, A. L.. **Thorax thermographic simulator for breast pathologies.** Journal of Applied Research and Technology, v. 15, n. 2, p. 143–151, Abr. 2017.
- BARBOSA, A. **Câncer, direito e cidadania: como a lei pode beneficiar pacientes e familiares.** 14 ed. São Paulo: Atlas, 2012.
- BAYAREH, R.; MALDONADO, H.; TORRES, I. A.; VERA, A.; LEIJA, L. **Thermographic Study of the Diabetic Foot of Patients with Diabetes Mellitus and Healthy Patients.** Global Medical Engineering Physics Exchanges/Pan American Health Care Exchanges, Mar. 2018.
- BERG, W.A.; BLUME, J.D.; CORMACK, J.B. et al. **Combined Screening With Ultrasound and Mammography vs Mammography Alone in Women at Elevated Risk of Breast Cancer.** JAMA - J. Am. Med. Assoc. v. 299, n. 18, p. 2151–2163. Maio. 2008.
- BERG, W. A.; SECHTIN, A. G.; MARQUES, H.; ZHANG, Z. **Cystic Breast Masses and the ACRIN 6666 Experience.** Radiologic clinics of North America, v. 48, n. 5, Set. 2010.
- BERNARDES, A. Anatomia da mama feminina. In: OLIVEIRA, C. F. D. **Manual de ginecologia.** Lisboa, Portugal: Permanyer Portugal, v. II, 2011. Cap. 33, p. 167-174, 2010.

BEZERRA, L. A.; LIMA, R. C. F.; LYRA, P. R. M. **Estimativa da condutividade térmica da mama e de tumor mamário a partir de imagens por infravermelho**. Encontro Nacional de Engenharia Biomecânica. 2018.

BEZERRA, L. A.; OLIVEIRA, M. M.; ROLIM, T. L.; CONCI, A.; SANTOS, F. G. S., LYRA, P. R. M.; LIMA, R. C. F. **Estimation of breast tumor thermal properties using infrared images**. Elsevier, Signal Processing, v. 93, 2013.

BEZERRA, L. A., **Estimativa de parâmetros termofísicos da mama e de distúrbios mamários a partir de termografia por infravermelho utilizando técnicas de otimização**. Pernambuco: Universidade Federal de Pernambuco, 2013, 179 p. Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica).

BHOWMIK, M. K.; GOGOI, U. R.; DAS, K.; GOSH, A. K.; BHATTACHARJEE, D.; MAJUMDAR, G. **Standardization of infrared breast thermogram acquisition protocols and abnormality analysis of breast thermograms**. (J. N. Zalameda, P. Bison, Eds.) 11 Maio 2016.

BLACKWELL, B.F. **Sensitivity analysis and uncertainty propagation of computational models**, in: W.J. Minkowycz, E.M. Sparrow, J.Y. Murthy (Eds.), Handbook of Numerical Heat Transfer, second edition, in: J. Skilling (Ed.), vol. 5371, Kluwer Academic, Dordrecht, Netherlands, 1989.

BRITO, C.; PORTELA, M. C.; VASCONCELLOS, M. T. L. **Assistência oncológica pelo SUS a mulheres com câncer no Estado do Rio de Janeiro**. Rev. Saúde Pública. São Paulo, v. 39, n. 6, p. 874-881. 2005.

CERRATO, F.; LABOW, B. I. **Diagnosis and Management of Fibroadenomas in the Adolescent Breast**. Seminars in Plastic Surgery, v. 27, n. 1, p. 23-25, Fev. 2013.

CHARNY, C. **Mathematical models of bioheat equation**. In: CHO, Y. I., ed. Advances in Heat Transfer: Bioengineering Heat Transfer, Academic Press, Inc., Kluwer Academic, Dordrecht, Netherlands, v. 22, p. 19–155, 1992.

CHENG, W.; CORNWALL, R.; CROUCH, D. L.; LI, Z.; SAUL, K. **Contributions of muscle imbalance and impaired growth to postural and osseous shoulder deformity following brachial plexus birth palsy: A computational simulation analysis.** Elsevier, The Journal of Hand Surgery, v. 40, n. 6, p. 1170-1176, Jun. 2015.

CÔRTE, A. C. R.; HERNANDEZ, A. J. **Termografia médica infravermelha aplicada à medicina do esporte.** Revista Brasileira de Medicina do Esporte. V. 22, n.4, Ago. 2016.

DAS, K.; MISHRA, S. C. **Simultaneous estimation of size, radial and angular locations of a malignant tumor in a 3-D human breast – A numerical study.** Journal of Thermal Biology, v. 52, p. 147-156, Ago. 2015.

DAS, K.; MISHRA, S. C. **Estimation of tumor characteristics in a breast tissue with known skin surface temperature.** Journal of Thermal Biology, v. 38, n. 6, p. 311–317, 2013.

DIAKIDES, M.; BRONZINO, J. D.; PETERSON, D. R. **Medical Infrared Imaging: Principles and Practices.** Editora: CRC Press, 1ª edição, 2012.

DILLER, K. R. **Modeling of bioheat transfer processes at high and low temperatures.** In: CHO, Y. I., ed., *Advances in Heat Transfer: Bioengineering Heat Transfer*, Academic Press, Inc., v. 22, p. 157–357, 1982.

DUARTE, E. C.; BARRETO, S.M. **Transição demográfica e epidemiológica: a Epidemiologia e Serviços de Saúde revisita e atualiza o tema.** Epidemiol. Serv. Saúde. Brasília, v. 21, n. 4, p. 529-532, Dez. 2012.

ESPÍNDOLA, N. A. **Estimativa de parâmetros termofísicos da mama e de suas anomalias a partir do mapeamento de temperaturas da superfície de imagens por infravermelho.** Pernambuco: Universidade Federal de Pernambuco, 2017. 122 p. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica).

ETEHADTAVAKOL, M.; NG, E. Y. K. **Breast thermography as a potential non-contact method in the early detection of cancer: a review.** Journal of Mechanics in Medicine and Biology, v. 13, n. 02, Abr. 2013.

FERREIRA E SILVA, P.; AMORIM, M.H.C.; ZANDONADE, E.; VIANA, K.C.G. **Associação entre Variáveis Sociodemográficas e Estadiamento Clínico Avançado das Neoplasias da Mama em Hospital de Referência no Estado do Espírito Santo.** Revista Brasileira de Cancerologia. 59. 361-367. Maio 2013.

FIGUEIRA, R. N. M.; SANTOS, A. I.; CAMARGO, M. E.; KOCH, H. A. **Fatores que influenciam o padrão radiológico de densidade das mamas.** Radiology Brasil, v. 36, n. 5, 287 - 291, 2003.

GARDUÑO-RAMÓN, M. A.; VEJA-MANCILLA, S. G.; MORALES-HERNÁNDEZ, L. A.; OSORNIO-RIOS, R. A. **Supportive Noninvasive Tool for the Diagnosis of Breast Cancer Using a Thermographic Camesa as Sensor.** Sensors (Basel), v. 17, n. 3, 2017.

GAUTHERIE, M. **Thermopathology of breast cancer: measurements and analysis of in vivo temperature and blood flow.** Ann. N.Y. Acad. Sci., v. 335, p. 383–415, 1980.

GARCIA, O. P. **Efeito da convecção no humor vítreo sobre o dano térmico de um melanoma de coróide durante termoterapia transpupilar a laser.** Pernambuco: Universidade Federal de Pernambuco, 2015. 98 p. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica).

GAUTHERIE, M. **Thermopathology of breast cancer: measurements and analysis of in vivo temperature and blood flow.** Ann. N.Y. Acad. Sci., v. 335, p. 383-415, 1980.

GAVIRA, M. O. **Simulação computacional como uma ferramenta de aquisição de conhecimento.** São Carlos: Universidade de São Paulo, 2003, 163 p. Dissertação (Mestrado em Engenharia de Produção).

GONZÁLEZ, F. J. **Thermal simulation of breast tumors.** Revista Mexicana de Física, v. 53, n. 4, p. 323–326, Aug. 2007.

GOSSELIN, M.C.; NEUFELD, E.; MOSER, H.; HUBER, E.; FARCITO, S. **Development of a new generation of high-resolution anatomical models for medical device evaluation: the**

Virtual Population 3.0. Physics in Medicine and Biology, v. 59, n. 18, p. 5287–5303, Sept. 2014.

GUIMARÃES, E. R. S.; RANGEL, J. J. A.; VIANNA, D. S.; SHIMODA, E.; SKURY, A. L. **D. Análise de desempenho de modelos de otimização com simulação a eventos discretos.** Iberoamerican Journal of Industrial Engineering, v. 7, n. 13, p. 18-43, 2015.

HAN, F.; SHI, G.; LIANG, C.; WANG, L.; LI, K. **A simple and eficiente method for breast cancer diagnosis based on infrared termal imaging.** Cell biochemistry and biophysics, v. 71, n. 1, p. 491-498, 2015.

HASGALL, P. A. **IT'IS Database for thermal and electromagnetic parameters of biological tissues**, versão 3.0. IT'IS - The Foundation for Research on Information Technologies in Society. Zurich, Suíça. 2015.

HUANG, P.; GU, L.; YAN, J.; XU, H.; DONG, J.; CHEN, W.. **Virtual Surgery Planning of Breast Reconstruction Using Deformation Modeling and Curve Shape Approximation.** Information Technology Applications in Biomedicine, 2007. ITAB 2007. 6th International Special Topic Conference on. Toquio, Japão: [s.n.]. Nov. 2007. p. 127-130.

INCA. **Instituto Nacional de Câncer José Alencar Gomes da Silva Estimativas 2018: Incidência de Câncer no Brasil.** Rio de Janeiro, Brasil: Ministério da Saúde, 2017.

INCA. **Orientações para elaboração de laudo no sistema de informação do controle do câncer de mama.** Rio de Janeiro: edição eletrônica, 2011.

IWASAKI, T.; SATO, H.; SUGA, H.; TAKEMOTO, Y., INADA, E.; SAITOH, I. **Influence of pharyngeal airway respiration pressure on Class II mandibular retrusion in children: A computational fluid dynamics study of inspiration and expiration.** Orthodontics and Craniofacial Research, v. 20, n. 2, p. 95-101, Mai. 2017.

KANDLIKAR, S. G.; PEREZ-RAYA, I.; RAGHUPATHI, P. A.; GONZALEZ-HERNANDEZ, J. L.; DABYDEEN, D.; MEDEIROS, L.; PHATAK, P. **Infrared imaging**

technology for breast cancer detection – Current status, protocols and new directions. International Journal of Heat and Mass Transfer, v. 108, p. 2303–2320, Maio 2017.

KENNEDY, D. A.; LEE, T.; SEELY, D. **A Comparative Review of Thermography as a Breast Cancer Screening Technique.** Integrative Cancer Therapies, v. 8, n. 1, p. 9–16, Mar. 2009.

KEYSERLINGK, J. R.; AHLGREN, P. D.; YU, E.; BELLIVEAU, N. **Infrared Imaging of the Breast: Initial Reappraisal Using High-Resolution Digital Technology in 100 Successive Cases of Stage I and II Breast Cancer.** The Breast Journal, v. 4, n. 4, p. 245–251, Jul. 1998.

KIM, Y.; LEE, K.; KIM, W. **3D virtual simulator for breast plastic surgery.** Computer Animation and Virtual Worlds, v. 19, Ago. 2008.

KOCH, M. C.; ADAMIETZ, B.; JUD, S. M.; FASCHING, P. A.; HAEBERLE, L.; KARBACHER, S. **Breast volumetry using a three-dimensional surface assessment technique.** Aesthetic Plastic Surgery, v. 35, n. 5, p. 847-855, Out. 2011.

LAHIRI, B. B.; BAGAVATHIAPPAN, S.; JAYAKUMAR, T.; PHILIP J. **Medical applications of infrared thermography: A Review.** Elsevier, Infrared Physics & Technology, v. 55, n. 4, 2012.

LARSEN, M. J.; THOMASSEN, M.; GERDES, A. M.; KRUSE, T. A. **Hereditary Breast Cancer: Clinical, Pathological and Molecular Characteristics.** Breast Cancer: Basic and Clinical Research. v. 8, Out. 2014.

LAWSON, R. N. **Implications of surface temperatures in the diagnosis of breast cancer.** Canadian Medical Association Journal, v. 75, p. 309–310, 1956.

LEE, L. H.; CHEW, E. P.; TENG, S.; CHEN, Y. **Multi-objective simulation-based evolutionary algorithm for na aircraft spare parts allocation problem.** Elsevier, European Journal of Operational Research, v. 189, p. 476-491, 2008.

LÓPEZ, J. M.; FORTUNY, G.; PUIGJANER, D.; HERRERO, J.; MARIMON, F. **A comparative CFD study of four inferior vena cava filters**. International journal for numerical methods in biomedical engineering, v. 34, n. 7, Jul. 2018.

MAGALHÃES, C.; VARDASCA, R.; MENDES, J. **Recente use of medical infrared thermography in skin neoplasms**. Skin Research and Technology. V. 24, n. 4, 2018.

MALISKA, C. R. **Transferência de calor e mecânica dos fluidos computacional**. 2ª edição revisada e ampliada – Rio de Janeiro, LTC, 2014.

MARGOLIES, L. R.; PANDEY, G.; HOROWITZ, E. R.; MENDELSON, D. S. **Breast Imaging in the Era of Big Data: Structured Reporting and Data Mining**. American Journal of Roentgenology, v. 206, n. 2, p. 1-6, Fev. 2016.

MINISTÉRIO DA SAÚDE. **Protocolos da atenção básica: saúde das mulheres**. Brasília: Instituto Sírio-Libanês de Ensino e Pesquisa, 2016.

MORALES, C. A.; KOLOSOVAS, M. E. S.; GUEVARA, E.; REDUCINDO, M. M.; HERNÁNDEZ, A. B. B.; GARCIA, M. R. **An automated method for the evaluation of breast cancer using infrared thermography**. EXCLI Journal, 2018.

MURARU, D.; VERONESI, F.; MADDALOZZO, A.; DEQUAL, D.; FRAJHOF, L., RABISCHOFFSKY, A. **3D printing of normal and pathologic tricuspid valves from transthoracic 3D echocardiography data sets**. European Heart Journal – Cardiovascular Imaging, v. 18, n. 7, 2017.

NEVES, E. E.; BEZERRA, Y. S. F. **Método dos Volumes Finitos: uma abordagem prática e aplicação em problemas de difusão térmica com MATLAB®**. Carpe Diem: Revista Cultura e Científica do UNIFACEX. v. 11, n. 11, 2013.

NG, E. Y.-K. **A review of thermography as promising non-invasive detection modality for breast tumor**. International Journal of Thermal Sciences, v. 48, n. 5, p. 849–859, Maio 2009.

NG, E.-K.; SUDHARSAN, N. M. **An Improved Three-Dimensional Direct Numerical Modelling and Thermal Analysis of a Female Breast with Tumour**. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine, v. 215, n. 1, p. 25–37, Jan. 2001a.

NG, E.-K.; SUDHARSAN, N. M. **Effect of blood flow, tumour and cold stress in a female breast: A novel time-accurate computer simulation**. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine, v. 215, n. 4, p. 393–404, Abr. 2001b.

NG, E. Y.K.; SUDARSHAN, N.M. **Computer simulation in conjunction with medical thermography as an adjunct tool for early detection of breast cancer**. BMC Cancer, v. 4:17, p. 1-6, 2004.

NOCEDAL, J.; WRIGHT, S. J. **Numerical Optimization**. New York, 2^a edição, Springer, 2006.

OKAJIMA, J.; MARUYAMA, S.; TAKEDA, H.; KOMIYA, A. **Dimensionless solutions and general characteristics of bioheat transfer during thermal therapy**. Journal Thermal of Biology, v. 34, p. 377-384, 2009.

OLIVEIRA, M. M. **Desenvolvimento de protocolo e construção de um aparato mecânico para padronização da aquisição de imagens termográficas de mama**. Pernambuco: Universidade Federal de Pernambuco, 2012. 104 p. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica).

ONCOGUIA. **Tipos de câncer de mama**. Disponível em: <http://www.oncoguia.org.br/conteudo/tipos-de-cancer-de-mama/1382/34/>. Acesso em: 06 jun. 2018.

ÖZISIK, M.N.; ORLANDE, H.R.B. **Inverse heat transfer: Fundamentals and applications**. New York, Taylor & Francis, 2000.

PAVITHRA, P. R.; RAVICHANDRAN, K. S.; SEKAR, K. R.; MANIKANDAN, R. **The Effect of Thermography on Breast cancer Detection**. Systematic Reviews in Pharmacy, v. 9, n. 1, p. 10-16, Jan. 2018.

PESTANA, A. F. S. **Simulação computacional do escoamento em torno de asa traseira de automóvel de competição**. Porto: Faculdade de Engenharia, Universidade do Porto, 2010, 72 p. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica).

PINHO, S. R. A. **Apoio ao Diagnóstico de Imagens de Mamografia por Técnicas Computacionais**. Porto: Faculdade de Engenharia, Universidade do Porto, 2015, 76 p. Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica).

QUEIROZ, K. F. F. C. **Desenvolvimento e implementação de uma ferramenta computacional de uso médico para análise de imagens termográficas**. Recife: Universidade Federal de Pernambuco, 2016. 101 p. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica).

RAMÍREZ-TORRES, A.; RODRÍGUEZ-RAMOS, R.; SABINA, F. J.; GARCÍA-REIMBERT, C.; PENTA, R.; MERODIO, J. **The role of malignant tissue on the thermal distribution of cancerous breast**. Journal of Theoretical Biology, v. 426, p. 152–161, Ago. 2017.

RAY, K. M.; JOE, B. N.; FREIMANIS, R. I.; SICKLES, E. A.; HENDRICK, R. E. **Screening Mammography in Women 40-49 Years Old: Current Evidence**. American Journal of Roentgenology, v. 210, n. 2, p. 264-270, Fev. 2018.

REGENMORTEL, M. H. V. V. **Development of a preventive HIV Vaccine requires solving inverse problems wich is unattainable by rational vaccine design**. Frontiers in Immunology, Jan. 2018.

SANTOS, L. C.; BEZERRA, L. A.; ROLIM, T. L.; ARAÚJO, M. C.; SILVA, E. D. C.; LYRA, P. R. M.; CONCI, A.; LIMA, R. C. F. **Development os a computacional tool for parametric analysis influences in position and size of breast tumor in temperature profiles**. Annals of IX Congresso Iberoamericano of Ingeniería Mecânica. Islas Canarias, Spain. 2009.

SARKAR, S.; HORN, G.; MOULTON, K.; OZA, A.; BYLER, S.; KOKOLUS, S.; LONGACRE, M. **Cancer Development, Progression, and Therapy: An Epigenetic Overview**. International Journal of Molecular Sciences, v. 14, n. 10, Out. 2013.

SCHMIDT, I.; DUNCAN, B.; STEVENS, A. **Doenças crônicas não transmissíveis no Brasil: carga e desafios atuais**. In: Victora CG et al. Saúde no Brasil: a série The Lancet. Rio de Janeiro: Fiocruz; p. 61-74. 2011.

SILVA, A. N.; ARAÚJO, A. V.; GODOY, L. C.; MINETTE, L. J.; SUZUKI, J. A. **Contribution of computational simulation for layout analysis in a wooden furniture industry**. Revista Árvore, v. 41, n. 2, 2017.

SILVA, C. N. **Como o câncer (des)estrutura a família**. São Paulo: Ed. Anna Blume, p. 21-25, 1ª edição, 2001.

SILVA, J. D. **Modelagem Computacional dos Efeitos da Termoterapia Transpupilar em Tumores Oculares Através do Método dos Volumes Finitos em Malhas Não Estruturadas**. Pernambuco: Universidade Federal de Pernambuco, 2012, 174 p. Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica).

SILVA, J. D.; LYRA, P. R. M.; LIMA, R. C. F. **Análise computacional do dano térmico no olho humano portador de um melanoma de coroide quando submetido à termoterapia transpupilar a laser**. Revista Brasileira de Engenharia Biomédica, v. 29, p. 57–69, 2013.

SILVA NETO, A. J.; MOURA NETO, F. D. **Problemas Inversos - Conceitos fundamentais e aplicações**. Rio de Janeiro: Ed. UERJ, 2005.

SILVA, P. A.; RIUL, S. S. **Câncer de mama: fatores de risco e detecção precoce**. Revista Brasileira de Enfermagem (REBEn), v. 64, n. 6, Jan. 2012.

SOLEIMANI, M.; SHIPLEY, R. J.; SMITH, N.; MITCHELL, C. N. **Medical imaging and physiological modeling: linking physics and biology**. Biomedical Engineering OnLine, p. 3p, 2009.

SOLIVETTI, F. M.; DESIDERIO, F.; GUERRISI, A.; BONADIES, A.; MAINI, C. L.; DI FILIPPO, S. **HF ultrasound vs PET-CT and telethermography in the diagnosis of In-transit metástases from melanoma: a prospective study and review of the literature.** Journal of Experimental and Clinical Cancer Research, v. 33, n. 1, 2014.

SOUSA, R. V. **Problemas diretos e inversos em Química e Física Médica.** Minas Gerais: Universidade Federal de Minas Gerais, 2009, 175 p. Tese (Doutorado em Ciências – Química).

SOUZA, F. M.; BACHEGA, S. J. **Simulação computacional: Um estudo de caso em uma empresa automobilística.** Revista Gestão Industrial, v. 8, n. 1, p. 59-75, 2012.

TEPPER, O. M.; SMALL, K.; RUDOLPH, L.; CHOI, M, KARP, N. **Virtual 3-dimensional modeling as a valuable adjunct to aesthetic and reconstructive breast surgery.** The American Journal of Surgery, v. 192, n. 4, p. 548-551, Out. 2006.

TSANG, A. C. O.; LAI, S. S. M.; CHUNG, W. C.; TANG, A. Y. S.; LEUNG, G. K. K.; POON, A. K. K. **Blood flow in intracranial aneurysms treated with pipeline embolization devices: computational simulation and verification with Doppler ultrasonography on phantom models.** Ultrasonography, v. 34, n. 2, Abril 2015.

VALENTE, R. G.; SOARES, L. S.; SOBRAL, A. P. B.; SILVA, M. A.; OLIVEIRA, R. A.; NASCIMENTO, K. S. **Conhecimento de mulheres sobre medidas de detecção precoce do câncer de mama.** HU Revista, v. 43, n. 2, p. 127-132, Jun. 2017.

VARÓN, L. A. B. **Problema de estimativa de estado no tratamento de câncer como aquecimento por ondas eletromagnéticas na faixa de radiofrequência.** Rio de Janeiro: Universidade Federal do Rio de Janeiro, 2015. 204 p. Tese (Doutorado em Ciências em Engenharia Mecânica).

VIANA, M.J.A. **Reconstrução tridimensional da mama feminina a partir de imagens médicas por infravermelho com auxílio de geometrias substitutas.** Recife: Universidade Federal de Pernambuco, 2016. 193 p. Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica).

VIANA, M. J. A. **Simulação do perfil de temperatura na mama através de geometria substituta obtida a partir de prótese mamária externa**. Recife: Universidade Federal de Pernambuco, 2010. 119 p. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica).

WAHAB, A. A.; SALIM, M. I. M.; AHAMAT, M. A.; MANAF, N. A.; YUNUS, J.; LAI, K. W. **Thermal distribution analysis of three-dimensional tumor-embedded breast models with diferente breast density compositions**. Medical and biological engineering and computing, v. 54, n. 9, p. 1363-1373, 2015.

WORLD HEALTH ORGANIZATION. **National cancer control programmes: policies and managerial guidelines**. Geneva: 2ª edição; 2002.

ZADEH, H. G.; HADDADNIA, J.; AHMADINEJA, N.; BAGHDADI, M. R. **Assessing the Potential of Thermal Imaging in Recognition of Breast Cancer**. Asian Pacific Journal of Cancer Prevention, v. 16, n. 18, p. 8619–8623, 11 Jan. 2016.