



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

NADJA ACCIOLY ESPÍNDOLA

**PLANEJAMENTO DE EXPERIMENTOS PARA ESTIMATIVA DE PARÂMETROS  
TERMOFÍSICOS DA MAMA A PARTIR DE IMAGENS POR INFRAVERMELHO**

Recife

2024

NADJA ACCIOLY ESPÍNDOLA

**PLANEJAMENTO DE EXPERIMENTOS PARA ESTIMATIVA DE PARÂMETROS  
TERMOFÍSICOS DA MAMA A PARTIR DE IMAGENS POR INFRAVERMELHO**

Tese de doutorado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Pernambuco, como requisito parcial para obtenção do título de doutora em Engenharia Mecânica.

Área de concentração: Energia.

Orientadora: Prof.<sup>a</sup> Dra. Rita de Cássia Fernandes de Lima

Coorientador: Prof. Dr. Wellington Pinheiro dos Santos

Recife

2024

.Catalogação de Publicação na Fonte. UFPE - Biblioteca Central

Espindola, Nadja Accioly.

Planejamento de experimentos para estimativa de parâmetros termofísicos da mama a partir de imagens por infravermelho / Nadja Accioly Espindola. - Recife, 2024.  
160f.: il.

Tese (Doutorado) - Universidade Federal de Pernambuco, Centro de Tecnologia e Geociências, Programa de Pós-graduação em Engenharia Mecânica, 2024.

Orientação: Rita de Cássia Fernandes de Lima.

Coorientação: Wellington Pinheiro dos Santos.

1. Simulação numérica; 2. Otimização; 3. Biotransferência de calor; 4. Enxame de partículas; 5. Algoritmos bioinspirados; 6. Mapeamento de textura. I. Lima, Rita de Cássia Fernandes de. II. Santos, Wellington Pinheiro dos. III. Título.

UFPE-Biblioteca Central

NADJA ACCIOLY ESPÍNDOLA

**PLANEJAMENTO DE EXPERIMENTOS PARA ESTIMATIVA DE PARÂMETROS  
TERMOFÍSICOS DA MAMA A PARTIR DE IMAGENS POR INFRAVERMELHO**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica do Departamento de Engenharia Mecânica, Centro de Tecnologia e Geociências da Universidade Federal de Pernambuco como parte dos requisitos parciais para obtenção do título de doutor em Engenharia Mecânica.

Aprovado em: 02/09/2024.

**BANCA EXAMINADORA**

---

Prof<sup>ª</sup>. Dr<sup>ª</sup>. Rita de Cássia Fernandes de Lima (Orientadora)  
Universidade Federal de Pernambuco - UFPE

---

Prof. Dr. Alvaro Antonio Ochoa Villa (Examinador Interno)  
Instituto Federal de Pernambuco – IFPE

---

Prof. Dr<sup>ª</sup>. Luciete Alves Bezerra (Examinador Interno)  
Universidade Federal de Pernambuco – UFPE

---

Prof. Dr<sup>ª</sup>. Ana Lúcia Bezerra Candeias (Examinador Externo)  
Universidade Federal de Pernambuco - UFPE

---

Prof. Dr<sup>ª</sup>. Silvana Maria Bastos Afonso da Silva (Examinador Externo)  
Universidade Federal da Paraíba - UFPE

## AGRADECIMENTOS

A Deus por tudo.

Aos meus pais pela vida, pelo amor incondicional e pelo apoio, dedicação, orientação e condições oferecidas para minha formação. À minha avó materna (*in memoriam*). Era sempre ela que estava junto de mim quando meus pais não podiam.

À orientadora, Prof. Dr<sup>a</sup>. Rita de Cássia Fernandes de Lima, pelo conhecimento compartilhado, parceria e gentileza. A condução da professora Rita nas pesquisas, no mestrado e no doutorado, tornou esta jornada além de enriquecedora, agradável.

Ao coorientador Prof. Dr. Wellington Pinheiro dos Santos. Extremamente assertivo em suas sugestões ao trabalho. Sempre cordial, professor Wellington foi imprescindível para se chegar aos resultados obtidos neste estudo.

Ao Comitê de Acompanhamento do meu Doutorado em Engenharia Mecânica composto pela professora Prof. Dr<sup>a</sup>. Ana Lúcia Candeias e pelo Prof. Dr. Alvaro Antonio Ochoa Villa, pela disponibilidade e sugestões oferecidas ao estudo.

Aos colegas do LABTERMO e do Grupo de Pesquisas em Engenharia Biomecânica e demais discentes do PPGEM/UFPE, pelo convívio prazeroso e saudável, bem como pelas experiências trocadas durante a execução das pesquisas e em sala de aula.

Às pacientes e voluntárias, pelas imagens e dados pessoais disponibilizados. São de fundamental importância para a pesquisa. A todos meus amigos e familiares por compreenderem minha ausência e torcerem por mim.

A todos os professores da minha vida.

À coordenação, docentes e funcionários do PPGEM/UFPE pela oportunidade. Além da seriedade e cordialidade na condução deste programa de pós-graduação.

A CAPES e ao CNPq pelo apoio financeiro para realização das pesquisas.

“Para que amanhã não seja só um ontem com outro nome” (AmarElo, 2019).

## RESUMO

As altas taxas de incidência e mortalidade do câncer de mama o tornam o tipo de câncer mais frequente na população feminina, após o câncer de pele não melanoma. A atual recomendação do Ministério da Saúde do Brasil como estratégia de rastreamento é a realização bienal de exames mamográficos em mulheres entre 50 e 69 anos. Entretanto, tem sido questionada a relação entre o uso do rastreamento com mamografia e a redução da mortalidade por câncer de mama, elevando o interesse por outros métodos para realização do rastreamento de câncer de mama. Faz-se interessante estudar a termografia como um exame que complementa os atuais exames para diagnóstico de anomalias mamárias. Não se espera que a termografia substitua a mamografia. Para viabilização da termografia como técnica auxiliar na detecção de anomalias mamárias, precisa-se entender e conseguir representar as relações entre os fatores fisiológicos e patológicos e a medição das temperaturas superficiais da mama através de imagens por infravermelho. Neste trabalho, busca-se analisar a influência de determinados fatores na obtenção de estimativas de parâmetros termofísicos de duas pacientes do Hospital das Clínicas da Universidade Federal de Pernambuco (HC-UFPE) a partir da utilização de imagens por infravermelho (IR) e do mapeamento de texturas utilizando procedimentos de otimização baseados em programação matemática e em algoritmos baseados em padrões da natureza, aplicados para solução de problemas (algoritmos bioinspirados). A estrutura computacional utilizada compreende: *Flir Tools* (extração da matriz de temperatura da imagem por infravermelho), *SpaceClaim* (modelagem geométrica); pré-processador *GAMBIT*<sup>®</sup> e *Mesh*<sup>®</sup> (geração de malhas); *Fluent*<sup>®</sup> (simulação numérica); *framework* "Avaliação de Modelos Térmicos de Mama" (mapeamento de textura), rotinas no *MATLAB*<sup>®</sup> (resolução do problema de otimização) e o *Minitab*<sup>®</sup> (planejamento de experimentos). Foram utilizadas as funções *fmincon* (Método Programação Sequencial Quadrática) e *particleswarm* (Método Enxame de Partícula) do *Optimization Toolbox* do *MATLAB*<sup>®</sup> para resolver os problemas de otimização. Os resultados obtidos utilizando planejamento de experimentos (DOE – *Design of experiments*) indicam que a influência da condutividade térmica da mama é superior aos demais parâmetros termofísicos observados nesta tese. Este estudo está correlacionado com o projeto de pesquisa em andamento na Universidade Federal de Pernambuco (UFPE): "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), com registro no Ministério da Saúde CEP/CCS/UFPE N° 279/05.

Palavras-chave: Simulação numérica; otimização; biotransferência de calor; enxame de partículas; algoritmos bioinspirados; mapeamento de textura.

## ABSTRACT

The high incidence and mortality rates of breast cancer make it the most common type of cancer in the female population, after non-melanoma skin cancer. The recommendation of the Brazilian Ministry of Health as a screening strategy is to perform mammographic examinations every two years in women between the ages of 50 and 69. However, the relationship between the use of mammography screening and the reduction in mortality from breast cancer has been questioned, increasing interest in other methods for performing breast cancer screening. It is interesting to study infrared (IR) image as an examination that complements current examinations for diagnosing breast anomalies. Do not expected that IR image replace mammography. In order to make IR image viable as an auxiliary technique for detecting breast anomalies, it is necessary to understand and to be able to represent the relationships between physiological and pathological factors and the measurement of surface temperatures of the breast through infrared images. This study aims to analyze the influence of some factors in obtaining estimates of thermophysical parameters of two patients at the Hospital das Clínicas of the Federal University of Pernambuco (HC-UFPE) using infrared (IR) images and texture mapping. For this, it was used optimization procedures based on mathematical programming and algorithms based on patterns of nature, applied to problem solving (bioinspired algorithms). The computational structure used includes: SpaceClaim (geometric modeling); GAMBIT<sup>®</sup> and Mesh<sup>®</sup> (mesh generation); Fluent<sup>®</sup> (numerical simulation); "Avaliação de Modelos Térmicos da Mama" framework (texture mapping), MATLAB<sup>®</sup> routines (optimization problem resolution) and Minitab<sup>®</sup> (design of experiments). The functions *fmincon* (Sequential Quadratic Programming) and particleswarm (Particle Swarm) from the MATLAB<sup>®</sup> Optimization Toolbox were used to solve the optimization problems. The results obtained using the Design of Experiments (DOE) method indicate that the influence of breast thermal conductivity is greater than that of other thermophysical parameters observed in this thesis. This study is correlated with the research project at the Federal University of Pernambuco (UFPE): "Analysis of the feasibility of using a thermographic camera as an auxiliary tool in the diagnosis of breast cancer in a public hospital located in a tropical climate", approved by the Ethics Committee of the Federal University of Pernambuco (UFPE), registered with the Ministry of Health CEP/CCS/UFPE No. 279/05.

Keywords: Numerical simulation; optimization; bioheat transfer; particle swarm; bioinspired algorithms; texture mapping.

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Condições físicas de contorno em problemas de condução de calor.....	37
Figura 2 – Espectro eletromagnético.....	40
Figura 3 – Exames de imagem com espectro eletromagnético.....	42
Figura 4 – Representação esquemática das subáreas da computação natural.....	50
Figura 5 – Movimento das partículas – PSO.....	53
Figura 6 – Ilustração da técnica de mapeamento de textura 2D.....	55
Figura 7 – Fluxograma com a visão da geral da metodologia utilizada.....	56
Figura 8 – Fluxograma com a visão da geral da aplicação da estrutura computacional utilizada.....	58
Figura 9 – Fluxograma da simulação numérica.....	63
Figura 10 – Modelo geral de um processo.....	68
Figura 11 – Procedimento para planejamento de experimentos.....	69
Figura 12 – Análises realizadas utilizando planejamento de experimentos.....	71
Figura 13 – Imagens por infravermelho: (a) Paciente #1844369-4 (b) Paciente #1301345-4.....	77
Figura 14 – Malha #1 - Paciente #1844369-4. (a) visão da malha a partir da superfície frontal da mama (b) visão da malha a partir da superfície da mama junto ao tórax da paciente.....	79
Figura 15 – Gráfico de correlação das variáveis índice de relaxação e diferença – Malha #1.....	80
Figura 16 – Malha #2 - Paciente #1844369-4. (a) visão da malha a partir da superfície frontal da mama (b) visão da malha a partir da superfície da mama junto ao tórax da paciente.....	82
Figura 17 – Gráfico de correlação das variáveis índice de relaxação e diferença – Malha #2.....	83
Figura 18 – Gráfico de correlação das variáveis diferença temperatura simulada e erro da estimativa das condutividades térmicas do tecido mamário utilizando a Malha #1 – Método SQP.....	86
Figura 19 – Gráfico de correlação das variáveis diferença temperatura simulada e erro da estimativa – Método PSO – Malha #1.....	89
Figura 20 – Comparação erro estimativas de $k_{mama}$ e $k_{tumor}$ obtidos através dos Métodos SQP e PSO.....	90

Figura 21 – Paciente #1844369-4 - Mapeamento de textura .....	91
Figura 22 – Histograma temperatura mapeada-temperatura simulação numérica....	91
Figura 23 – Malha #3 - Paciente #1844369-4. (a) visão da malha a partir da superfície frontal da mama (b) visão da malha a partir da superfície da mama junto ao tórax da paciente. (c) perfil calculado para as temperaturas superficiais da mama.....	96
Figura 24 – Mapeamento Paciente #1844369-4 com a Malha #3 .....	98
Figura 25 – Histograma temperatura mapeada-temperatura simulação numérica....	99
Figura 26 – Gráficos de efeitos principais – Caso 1 .....	104
Figura 27 – Gráfico de Pareto – Caso 1 .....	104
Figura 28 – Paciente #1844369-4. (a) visão lateral da Malha #12 (b) visão lateral da Malha #14 .....	106
Figura 29 – Gráficos de Efeitos Principais (Caso 2).....	108
Figura 30 – Gráfico de Pareto dos Efeitos Padronizados (Caso 2).....	108
Figura 31 – Paciente #1301345-4. (a) visão lateral da Malha #9 (b) visão lateral da Malha #10 .....	110
Figura 32 – Gráficos de Efeitos Principais (Caso 3).....	111
Figura 33 – Gráfico de Pareto dos Efeitos Padronizados (Caso 3).....	112
Figura 34 – Malha #1 - Paciente #1301345-4. (a) visão lateral da Malha #7 (b) visão lateral da Malha #8 .....	114
Figura 35 – Gráficos de Efeitos Principais (Caso 4).....	115
Figura 36 – Gráfico de Pareto dos Efeitos Padronizados (Caso 4).....	116
Figura 37 – Gráficos de efeitos principais – Caso 5 .....	118
Figura 38 – Gráfico de Pareto – Caso 5.....	118
Figura 39 – Gráficos de efeitos principais – Caso 6 .....	120
Figura 40 – Gráfico de Pareto dos efeitos padronizados – Caso 6 .....	120
Figura 41 – Gráficos de efeitos principais – Caso 7 .....	122
Figura 42 – Gráfico de Pareto dos efeitos padronizados – Caso 7 .....	122
Figura 43 – Gráficos de efeitos principais – Caso 8 .....	124
Figura 44 – Gráfico de Pareto dos efeitos padronizados – Caso 8 .....	124
Figura 45 – Comparação entre a geometria da Prótese #2, o contorno da mama na imagem por infravermelho e a geometria gerada para a mama direita da Paciente #1844369-4.....	149
Figura 46 – Desenho da superfície que retrata a parede torácica de cada prótese	150

Figura 47 – Técnica para ajuste dimensional da superfície torácica da mama. (a) Utilização da reta horizontal (MH) para dimensionamento. (b) Geometria com dimensões ajustadas .....	151
Figura 48 – Extração manual do perfil da mama utilizando SpaceClaim® .....	151
Figura 49 – Ajuste da curva que passa pelo mamilo .....	152
Figura 50 – Geometria 3D com tecido glandular e tumoral .....	152
Figura 51 – Aparato mecânico desenvolvido no DEMEC.....	153
Figura 52 – Imagens termográficas obtidas de cada paciente pelo Grupo de Pesquisa .....	155
Figura 53 – Protocolo Ramón <i>et al.</i> (2017). (a) Regiões com temperaturas analisadas. (b) Temperaturas em função do tempo nos pontos indicados. (c) Temperaturas em função do tempo nos pontos indicados .....	157
Figura 51 – Exemplos de malhas da geometria substituta da mama .....	158
Figura 52 – Imagem termográfica apresentada pelo AVMTM.....	159
Figura 53 – Imagem do mapeamento frontal realizado pelo AVMTM .....	160

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Valores típicos do coeficiente de transferência de calor por convecção.	36
Tabela 2 – Algoritmo otimização por enxame de partículas (PSO)	52
Tabela 3 – Propriedades termofísicas de diversas referências	62
Tabela 4 – Exemplo tabela cruzada ou de dupla entrada de dois fatores com dois níveis cada	69
Tabela 5 – Exemplo tabela de contrastes de dois fatores com dois níveis cada	70
Tabela 6 – Malhas utilizadas – Paciente #1844369-4	75
Tabela 7 – Dados sobre anomalia da mama das Pacientes #1844369-4 e #1301345-4	77
Tabela 8 – Informações coletadas na captura da imagem por infravermelho	77
Tabela 9 – Análise convergência da Malha #1 – Paciente #1844369-4	78
Tabela 10 – Análise do índice de relaxação – Malha #1	80
Tabela 11 – Análise convergência da Malha #2 – Paciente #1844369-4	81
Tabela 12 – Análise do índice de relaxação – Malha #2	82
Tabela 13 – Temperatura máxima simulada – Malhas #2 e #3	83
Tabela 14 – Estimativas isoladas realizadas com a Malha #1 – Método SQP a partir do ponto de temperatura máxima da imagem por infravermelho	85
Tabela 15 – Estimativa simultânea realizadas com a Malha #1 – Método SQP a partir do ponto de temperatura máxima da imagem por infravermelho	87
Tabela 16 – Simulação numérica com os valores obtidos da condutividade térmica realizadas com a Malha #1 – Método SQP	87
Tabela 17 – Estimativas simultâneas realizadas com a Malha #1 – Método PSO a partir do ponto de temperatura máxima da imagem por infravermelho	88
Tabela 18 – Estimativas com a Malha #1 a partir do mapeamento – Método SQP	92
Tabela 19 – Estimativa com a Malha #1 a partir do mapeamento – Método PSO	92
Tabela 20 – Estimativas simultâneas realizadas com a Malha #2 – Método SQP a partir do ponto de temperatura máxima da imagem por infravermelho	93
Tabela 21 – Estimativa simultânea com a Malha #2 a partir da temperatura máxima da superfície da mama – Método SQP – Estimativa inicial 0,55 e intervalo de busca [0,24; 0,72]	94
Tabela 22 – Estimativas simultâneas com a Malha #2 a partir da temperatura máxima da superfície da mama – Método PSO	95

Tabela 23 – Estimativa com a Malha #3 realizadas simultaneamente a partir da temperatura máxima da superfície da mama – Método SQP .....	97
Tabela 24 – Estimativa com a Malha #3 realizadas simultaneamente a partir da temperatura máxima da superfície da mama – Método PSO .....	97
Tabela 25 – Estimativa simultânea com a Malha #3 realizadas simultaneamente a partir do mapeamento – Método SQP – Intervalo de busca [0,4; 0,6] .....	99
Tabela 26 – Segunda estimativa com a Malha #3 realizadas simultaneamente a partir do mapeamento de textura – Método SQP – Intervalo de busca [0,2 0,6] .....	100
Tabela 27 – Estimativa com a Malha #3 realizadas simultaneamente a partir do mapeamento de textura – Método PSO .....	100
Tabela 28 – Fatores e seus níveis – Caso 1 .....	102
Tabela 29 – Análise de variância – Caso 1 .....	103
Tabela 30 – Volume da anomalia da mama (Caso 1 x Caso 2) .....	105
Tabela 31 – Análise de convergência da malha com tumor aumentado – Caso 2..	105
Tabela 32 – Fatores e seus níveis (Caso 2).....	107
Tabela 33 – Análise de variância (Caso 2).....	107
Tabela 34 – Análise de convergência da malha para Paciente #1301345-4 – Caso 3 .....	109
Tabela 35 – Fatores e seus níveis (Caso 3).....	110
Tabela 36 – Análise de variância (Caso 3).....	111
Tabela 37 – Análise de convergência da malha para Paciente #1301345-4 – Caso 4 .....	113
Tabela 38 – Fatores e seus níveis – Caso 4 .....	114
Tabela 39 – Análise de variância – Caso 4 .....	115
Tabela 40 – Fatores utilizados e seus níveis máximo e mínimo – Casos 5 e 6 .....	117
Tabela 41 – Análise de variância – Caso 5 .....	117
Tabela 42 – Análise de variância – Caso 6 .....	119
Tabela 43 – Análise de variância – Caso 7 .....	121
Tabela 44 – Análise de variância – Caso 8 .....	123
Tabela 45 – Estimativas simultâneas das condutividades térmicas mamária e tumoral da Paciente #18443694 .....	125
Tabela 46 – Estimativas simultâneas das condutividades térmicas mamária e tumoral da Paciente #1301345-4.....	126
Tabela 47 – Especificações técnicas ThermaCam S45. ....	155



## LISTA DE QUADROS

Quadro 1 – Análises de sensibilidade realizadas .....	76
Quadro 2 – Influência dos fatores analisados – Grupo 1 .....	129
Quadro 3 – Influência dos fatores analisados – Grupo 2 .....	130
Quadro 4 – Protocolos utilizados por alguns grupos de pesquisa.....	156

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

1D	Uma dimensão
2D	Duas dimensões
3D	Três dimensões
AVMTM	Avaliação de Modelos Térmicos da Mama
BFGS	<i>Broyden-Fletcher-Goldfarb-Shanno</i>
BHTE	<i>Bioheat Transfer Equation</i>
CFD	<i>Computational Fluids Dynamics</i>
DEMEC	Departamento de Engenharia Mecânica
DOE	<i>Design of experiments</i>
HC	Hospital das Clínicas
IA	Inteligência Artificial
INCA	Instituto Nacional de Câncer
IR	Infravermelho
KKT	<i>Karush, Kunh e Tucker</i>
LAMECO	Laboratório de Medição de Coordenadas
LEMD	Lateral Externa da Mama Direita
LEME	Lateral Externa da Mama Esquerda
LIMD	Lateral Interna da Mama Direita
LIME	Lateral Interna da Mama Esquerda
MMC	Máquina de Medição de Coordenadas
MVF	Método dos Volumes Finitos
PSO	<i>Particle Swarm Optimization</i>

QIE	Quadrante Inferior Externo
QSE	Quadrante Superior Externo
SQP	<i>Sequencial Quadratic Programming</i>
SUS	Sistema Único de Saúde
UFPE	Universidade Federal de Pernambuco

## LISTA DE SÍMBOLOS

$A$	Área ( $m^2$ )
$A_i$	Fator de um experimento
$A_S$	Área da superfície ( $m^2$ )
$B_k$	Aproximação da inversa da matriz Hessiana
$c_t$	Calor específico do tecido ( $J\ kg^{-1}\ ^\circ C^{-1}$ )
$c_s$	Calor específico do sangue ( $J\ kg^{-1}\ ^\circ C^{-1}$ )
$d_k$	Direção de busca
$dT/dx$	Gradiente de temperatura em uma dimensão ( $K\ m^{-1}$ )
$E_n$	Poder emissivo dos corpos negros ( $W\ m^{-2}$ )
$f(x)$	Função objetivo
$f$	Frequência (Hz)
$g_i(x)$	Função de restrição
$g(x)$	Vetor gradiente
$g_{best}$	Melhor posição de todas as partículas
$h$	Coeficiente de transferência de calor por convecção ( $W\ m^{-2}.K^{-1}$ )
$k$	Condutividade térmica ( $W\ m^{-1}\ K^{-1}$ )
$H(x)$	Matriz Hessiana
$P_{best}$	Melhor posição de cada partícula
$\dot{q}$	Taxa volumétrica por unidade de volume ( $W\ m^{-3}$ )
$\dot{q}_{met}$	Taxa volumétrica de geração de calor metabólico ( $W\ m^{-3}$ )
$\dot{q}_{ext}$	Taxa volumétrica de geração de calor devido uma fonte externa ( $W\ m^{-3}$ )
$q''$	Fluxo de calor ( $W\ m^{-2}$ )
$\dot{Q}$	Taxa volumétrica de geração de calor ( $W\ m^{-3}$ )
$\dot{Q}_{cond}$	Taxa volumétrica de geração de calor por condução (W)
$\dot{Q}_{conv}$	Taxa volumétrica de geração de calor por convecção (W)
$\dot{Q}_{rad}$	Taxa volumétrica de geração de calor por radiação (W)
$\dot{Q}_n$	Taxa volumétrica de geração de calor por radiação em corpos negros (W)
$T$	tempo (s)
$T$	Temperatura (K)
$T_a$	Temperatura arterial (K)

$T_S$	Temperatura da superfície (K)
$T_V$	Temperatura do sangue venoso (K)
$T_t$	Temperatura do tecido (K)
$T_\infty$	Temperatura do fluido (K)
$x_i$	Variáveis de decisão
$Y_i$	Resposta de um experimento

### *Símbolos Gregos*

$\alpha_k$	Tamanho do passo na direção de busca
$\sigma$	Constante de Stefan-Boltzmann ( $W\ m^{-2}\cdot K^{-4}$ )
$\varepsilon$	Emissividade
$\alpha_r$	Absortividade
$\alpha$	Difusividade térmica ( $m^2/s$ )
$\lambda$	Comprimento de onda (m)
$v$	Velocidade da onda (m/s)
$\rho_t$	Massa específica do tecido ( $kg\ m^{-3}$ )
$\rho_s$	Massa específica do sangue ( $kg\ m^{-3}$ )
$\omega_s$	Perfusão sanguínea ( $s^{-1}$ )
$\tau$	Tempo de duplicação do tumor (s)
$\mathcal{L}(x, \lambda, \mu)$	Função Lagrangeana
$\lambda$	Multiplicador de Lagrange
$\mu$	Multiplicador de Lagrange
$\nabla f(x)$	Gradiente de $f(x)$
$\nabla^2$	Operador Laplaciano

### *Subscritos*

$a$	arterial
$cond$	Condução
$conv$	Convecção
$i$	índice de uma variável
$lb$	Limite inferior
$met$	metabólico
$n$	Corpo negro

<i>rad</i>	Radiação
<i>s</i>	Sangue
<i>t</i>	tecido
<i>up</i>	limite superior

## SUMÁRIO

<b>1. INTRODUÇÃO</b> .....	<b>26</b>
1.1 Motivação.....	26
1.2 Justificativa.....	29
1.3 Objetivos .....	29
1.3.1 Objetivo geral .....	29
1.3.2 Objetivos específicos.....	30
1.4 Organização do trabalho .....	30
<b>2. TRABALHOS CORRELACIONADOS COM O TEMA</b> .....	<b>32</b>
<b>3. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA</b> .....	<b>35</b>
3.1 Transferência de calor em tecidos vivos .....	35
3.2 Termografia infravermelha .....	39
3.3 Otimização .....	43
3.3.1 Métodos de otimização baseados no gradiente .....	44
3.3.1.1 Programação Quadrática Sequencial ( <i>Sequential Quadratic Programming - SQP</i> ) .....	47
3.3.2 Algoritmos bioinspirados ou computação natural .....	49
3.3.2.1.1 Otimização por enxame de partículas ( <i>PSO - Particle Swarm Optimization</i> ) .....	51
3.5 Mapeamento de textura .....	54
<b>4. METODOLOGIA</b> .....	<b>56</b>
4.1 Modelagem matemática .....	59
4.2 Simulação numérica.....	63
4.3 Estimativa de parâmetros termofísicos.....	65
4.4 Planejamento de Experimentos ( <i>DOE – Design Of Experiments</i> ).....	68
<b>5. RESULTADOS</b> .....	<b>75</b>
5.1 Análise de Sensibilidade - Paciente #1844369-4 .....	78

5.1.2	Análise de Sensibilidade - interferência do índice de relaxação para a Malha #1	78
5.1.3	Análise de Sensibilidade - interferência do índice de relaxação para a Malha #2	81
5.1.4	Análise de Sensibilidade -interferência do índice de relaxação na estimativa de parâmetros termofísicos - Malha #1	84
5.1.4.1	<i>Estimativas das condutividades térmicas utilizando a Malha #1 a partir da temperatura máxima– Método SQP</i>	84
5.1.4.2	<i>Estimativas das condutividades térmicas utilizando a Malha #1 a partir da temperatura máxima– Método PSO</i>	87
5.1.4.3	<i>Estimativas das condutividades térmicas utilizando a Malha #1 a partir do mapeamento de textura – Método SQP</i>	90
5.1.4.4	<i>Estimativas das condutividades térmicas utilizando a Malha #1 a partir do mapeamento de textura – Método PSO</i>	92
5.1.5	Análise de Sensibilidade -interferência do índice de relaxação na estimativa de parâmetros termofísicos - Malha #2	93
5.1.5.1	<i>Estimativas das condutividades térmicas utilizando a Malha #2 a partir da temperatura máxima– Método SQP</i>	93
5.1.5.2	<i>Estimativas das condutividades térmicas utilizando a Malha #2 a partir da temperatura máxima– Método PSO</i>	94
5.1.6	Análise de Sensibilidade - interferência do índice de relaxação na estimativa de parâmetros termofísicos - Malha #3	96
5.1.6.1	<i>Estimativas das condutividades térmicas utilizando a Malha #3 a partir da temperatura máxima– Método SQP</i>	97
5.1.6.2	<i>Estimativas das condutividades térmicas utilizando a Malha #3 a partir da temperatura máxima– Método PSO</i>	97
5.1.6.3	<i>Estimativas das condutividades térmicas utilizando a Malha #3 a partir do mapeamento de textura – Método SQP</i>	98
5.1.6.3	<i>Estimativas das condutividades térmicas utilizando a Malha #3 e o mapeamento de textura – Método PSO</i>	100
<b>5.2</b>	<b>Análise da influência de parâmetros termofísicos sobre os perfis de temperatura superficial da mama, utilizando DOE</b>	<b>101</b>
5.2.1	Casos Analisados	102

5.2.1.1	Caso 1 - Paciente #18443694 com tumor de tamanho indicado na ultrassonografia – DOE com dez fatores.....	102
5.2.1.2	Caso 2 - Paciente #18443694 com tumor aumentado artificialmente - DOE com dez fatores.....	105
5.2.1.3	Caso 3 - Paciente #1301345-4 com tumor com dimensão indicada na ultrassonografia – DOE com dez fatores.....	109
5.2.1.4	Caso 4 - Paciente #1301345-4 com anomalia aumentada virtualmente – DOE com dez fatores.....	113
5.2.1.5	Caso 5 - Paciente #18443694 com tumor de tamanho indicado na ultrassonografia – DOE com oito fatores.....	116
5.2.1.6	Caso 6 - Paciente #18443694 com tumor aumentado artificialmente - DOE com oito fatores.....	119
5.2.1.7	Caso 7 - Paciente #1301345-4 com tumor de tamanho indicado na ultrassonografia – DOE com oito fatores.....	121
5.2.1.8	Caso 8 - Paciente #1301345-4 com tumor aumentado artificialmente - DOE com oito fatores.....	123
<b>5.3</b>	<b>Estimativas Simultâneas das condutividades térmicas da mama e do tumor</b>	<b>125</b>
<b>5.3</b>	<b>Considerações finais dos resultados.....</b>	<b>126</b>
<b>6.</b>	<b>CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS.....</b>	<b>132</b>
<b>6.1</b>	<b>Sugestões para trabalhos futuros.....</b>	<b>133</b>
<b>7.</b>	<b>PRODUÇÃO BIBLIOGRÁFICA REFERENTE AO PRESENTE ESTUDO.....</b>	<b>135</b>
	<b>REFERÊNCIAS.....</b>	<b>136</b>
	<b>APÊNDICE A – MODELAGEM GEOMÉTRICA.....</b>	<b>148</b>
	<b>APÊNDICE B – AQUISIÇÃO DE IMAGENS.....</b>	<b>153</b>
	<b>APÊNDICE C – MAPEAMENTO DE TEXTURA.....</b>	<b>158</b>

## 1. INTRODUÇÃO

### 1.1 Motivação

Com estimativa de 73.610 de novos casos em 2023 (30,1% dos novos casos de câncer em mulheres) no Brasil, o câncer de mama é o mais frequente na população feminina, após o câncer de pele não melanoma e possui taxa ascendente de mortalidade. Em 2020, foram 17.825 mulheres que perderam a vida devido ao câncer de mama no Brasil, representando um risco de 16,47 óbitos por cem mulheres (INCA, 2022).

As estratégias para detecção precoce do câncer de mama no Brasil foram iniciadas logo após a implementação do Sistema Único de Saúde (SUS) em 1990. São estratégias voltadas ao diagnóstico precoce e ao rastreamento. A atual recomendação do Ministério da Saúde como estratégia de rastreamento é a realização bienal de exames mamográficos em mulheres entre 50 e 69 anos. Entretanto, tem sido questionado o uso da mamografia no auxílio da redução da taxa de mortalidade devido câncer de mama em mulheres (INCA, 2015; INCA, 2019; Migowski et al., 2018a).

Segundo Gamagami (1996) apud Keyserlingk et al. (2000) foi observado hipervascularidade e hipertermia em 86% de cânceres de mama não palpáveis em estudo sobre a angiogênese utilizando imagens por infravermelho. Também afirma que o uso de imagem IR ajudou a detectar 15% de casos de tumores malignos que não foram possíveis visualizar através do exame de mamografia.

Desta forma, percebe-se um interesse por outros tipos de exames para rastreamento do câncer de mama (Migowski et al, 2018a). Faz-se interessante estudar a termografia como um exame que complemente os atuais exames para rastreamento e diagnóstico de anomalias mamárias. Não se espera que a termografia substitua a mamografia, pois um exame estrutural (como mamografia e ultrassom) não pode ser substituído por um exame funcional (termografia) (Motta, 2010 apud Resmini, 2011).

Para tal, precisa-se entender e conseguir representar as relações entre os fatores fisiológicos e patológicos e a medição das temperaturas superficiais da mama através de imagens por infravermelho (Ng e Sudharsan, 2001; Jian, 2008 apud Jian et al., 2010). Desta forma, faz-se necessário resolver problemas inversos (ou mal-postos), através de procedimentos de otimização, para realizar estimativas de parâmetros termofísicos da mama, por não se ter certeza dos valores encontrados na literatura. Essa incerteza é decorrente da dificuldade de medir os citados parâmetros *in vivo* (Özisik e Orlande, 2000; Beck et al., 1985 apud Jiang et al., 2010).

Estimativas realizadas por Bezerra (2013) conseguiram resultados considerados satisfatórios apenas quando a temperatura máxima sobre a região do tumor foi utilizada na análise. As tentativas de estimativas de parâmetros termofísicos da mama a partir do mapeamento de textura realizadas por Espíndola (2017) não apresentaram resultados satisfatórios. Entretanto, a dissertação de Espíndola (2017) passou a utilizar o mapeamento de textura para estimar os parâmetros termofísicos.

Neste trabalho, busca-se identificar os principais fatores que influenciam o perfil de temperatura superficial da mama de duas pacientes do Hospital das Clínicas de Pernambuco. Para tal, foram estabelecidos planejamentos de experimentos para a realização das simulações numéricas, identificando os principais parâmetros a serem estimados posteriormente. Para as estimativas de parâmetros termofísicos do tecido mamário e da anomalia realizados neste estudo foram utilizados algoritmos de otimização determinísticos e baseados em padrões da natureza (bioinspirados), a partir da utilização do mapeamento de texturas utilizando e de imagens por infravermelho.

O tema desta tese está correlacionado com o projeto de pesquisa em andamento na Universidade Federal de Pernambuco (UFPE): "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), com registro no Ministério da Saúde CEP/CCS/UFPE Nº 279/05 e em andamento desde novembro de 2005.

Os apoios financeiros do referido projeto foram obtidos através dos seguintes projetos:

- “Processamento e análise de imagens aplicadas à mastologia”: Projeto aprovado no Edital CAPES Pró-Engenharias entre a Universidade Federal Fluminense e a Universidade Federal de Pernambuco (2008 - 2013);

- “Validação do uso de imagens médicas termográficas como ferramenta auxiliar de detecção precoce de câncer de mama através de simulação computacional e como elemento de triagem em populações de baixa renda residentes em áreas rurais” - CNPq Universal 2013 (2103 – 2016).

- “Análise de imagens médicas por infravermelho através de simulação numérica e técnicas de otimização” - CNPq Universal 2014 (2014 – 2017).

- “Análise de imagens termográficas e da propagação de incertezas através da simulação numérica usando: método inverso de transferência de calor, método dos volumes finitos, processamento de imagens digitais” – CNPq Universal 2016 (2016 - atual).

- “Classificação de imagens termográficas de mama, estabelecimento de novas técnicas de geração de volumes tridimensionais de mama, análise de mapeamento de texturas em imagens médicas digitais, simulação de processos hipertérmicos em olho humano e uso de médico” – CNPq Universal 2018 (2018 - 2021).

- “Análise de imagens termográficas de pacientes com câncer de mama e investigação para triagem de pacientes com diabetes” - CNPq/MCTI/N31/2018 Meninas nas Ciências Exatas (2019 – 2021).

- “Análise da transferência de calor em aplicações da biomecânica incluindo cálculo de dano térmico em tumores de coróide, estimativa de parâmetros e classificação supervisionada de patologias mamárias usando termografia” - CNPq 2023 (2023 – atual).

## 1.2 Justificativa

O Grupo de Engenharia Biomecânica do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Pernambuco (DEMEC/UFPE) possui vinte e duas dissertações e nove teses usando imagens por infravermelho aplicadas à biotransferência de calor. Os trabalhos desenvolvidos pelo grupo de pesquisa envolvem basicamente as seguintes linhas de pesquisa:

- Estimativas de parâmetros termofísicos de tecidos vivos;
- Simulação numérica de procedimentos médicos hipertérmicos e sistemas biológicos;
- Processamento de imagens médicas digitais;
- Classificação de patologias mamárias;

A temática do presente trabalho está diretamente relacionada aos três primeiros tópicos acima, cuja proposta principal deste trabalho é dar continuidade e ampliar a análise feita em dissertação de mestrado por Espíndola (2017) para estimativas de parâmetros termofísicos da mama utilizando mapeamento de textura a partir da imagem por infravermelho.

A autora concluiu que o Método SQP (Programação Sequencial Quadrática) não apresentou resultados satisfatórios. Desta forma, faz-se necessário analisar os fatores que influenciaram no resultado do estudo anterior e aplicar novos algoritmos de otimização que pudessem apresentar resultados satisfatórios das estimativas dos parâmetros termofísicos da mama utilizando o mapeamento de textura. A seguir serão apresentados o objetivo geral e os específicos até a etapa atual deste estudo.

## 1.3 Objetivos

### 1.3.1 Objetivo geral

Desenvolver metodologia e analisar a viabilidade de estimar parâmetros termofísicos da mama e de suas patologias utilizando mapeamento de textura e algoritmos bioinspirados a partir da imagem por infravermelho em duas pacientes do Hospital das Clínicas de Pernambuco.

### 1.3.2 Objetivos específicos

- Identificar e realizar a análise de fatores que influenciam o ponto de máxima temperatura da superfície da mama na região do tumor utilizando a técnica de análise de sensibilidade.
- Identificar e realizar a análise de fatores que influenciam o ponto de máxima temperatura da superfície da mama na região do tumor utilizando a técnica de planejamento de experimentos.
- Realizar estimativas das condutividades térmicas dos tecidos mamário e tumoral a partir do ponto de máxima temperatura da imagem por infravermelho utilizando simulações numéricas e métodos de otimização determinísticos (Método Programação Sequencial Quadrática) e bioinspirados (Enxame de Partículas);
- Realizar estimativas das condutividades térmicas dos tecidos mamário e tumoral a partir do mapeamento de textura utilizando simulações numéricas e métodos de otimização determinísticos (Método Programação Sequencial Quadrática) e bioinspirados (Enxame de Partículas).

## 1.4 Organização do trabalho

Este trabalho está dividido em seis principais capítulos. No Capítulo 1 foi apresentada uma introdução que engloba a motivação, a justificativa e os objetivos geral e específicos do projeto desenvolvido.

No capítulo 2 serão citados trabalhos correlacionados com o tema desta tese, que incluem: estimativas de parâmetros termofísicos, problema inverso de transferência de calor e algoritmos de otimização aplicados em estudos sobre o uso da termografia no auxílio da detecção de anomalias mamárias.

No Capítulo 3 apresentados os conceitos necessários para compreensão da tese: transferência de calor em tecidos vivos, termografia infravermelha, otimização e mapeamento de textura.

No Capítulo 4 é descrita a metodologia adotada para o desenvolvimento do projeto, que compreende a modelagem matemática e apresentação dos modelos para simulação numérica, estimativa de parâmetros termofísicos e planejamento de experimentos.

No Capítulo 5 são apresentados os resultados e discussões das análises de sensibilidade, da implementação do planejamento de experimentos e das estimativas de parâmetros termofísicos.

Por fim, o Capítulo 6 fornece as conclusões e as sugestões para trabalhos futuros, seguido pelas Referências e pelos Apêndices.

## 2. TRABALHOS CORRELACIONADOS COM O TEMA

Trabalhos correlacionados sobre estimativas de parâmetros termofísicos através da resolução de problemas inversos de transferência de calor incluem:

Paruch e Majchrzak (2007) estimaram simultaneamente a condutividade térmica, perfusão sanguínea, taxa volumétrica de geração de calor, tamanho e localização do tumor utilizando algoritmo evolucionário e o algoritmo baseado em gradientes “mínimos quadrados”. Para tal, representou geometricamente a mama como uma semi-esfera (3D) e como um círculo (2D).

Mital e Pidaparti (2008) realizaram estimativas da profundidade, tamanho e taxa volumétrica de geração de calor do tumor utilizando rede neural artificial e algoritmo genético a partir de dados de temperatura da superfície de uma geometria substituta da mama em 2D (duas dimensões).

Agnelli et al (2011) resolveram problemas inversos de transferência de calor utilizando o algoritmo *Pattern Search* afim de estimar a taxa volumétrica de geração de calor e o raio e o centro do tumor. Foi utilizado um retângulo (2D) e um prisma retangular (3D) para representação geométrica da mama.

Luna et al. (2012) estimaram simultaneamente o tamanho, a localização, perfusão sanguínea e a taxa volumétrica de geração de calor da neoplasia utilizando temperaturas superficiais acima da lesão mamária. Utilizou um retângulo (2D) como modelo geométrico do estudo. O algoritmo de otimização utilizado foi o recozimento simulado (*simulated annealing*).

Das e Mishra (2013) também usaram um retângulo (2D) como modelo geométrico do estudo. Entretanto, utilizaram algoritmo genético para estimativas da perfusão sanguínea, localização e espessura do tumor.

Bezerra et al. (2013) realizaram estimativas das condutividades térmicas e as perfusões sanguíneas, da mama e do tumor, a partir do ponto de máxima temperatura

superficial sobre a região do tumor utilizando o algoritmo SQP e imagens termográficas. Para tal, os autores utilizaram o modelo geométrico da mama em 3D desenvolvido por Viana (2010).

Hossain e Mohammadi (2016) realizaram estimativas de parâmetros do tumor (profundidade, diâmetro e taxa volumétrica de geração de calor) utilizando algoritmo genético e um modelo geométrico da mama em 3D composto por um prisma retangular (tórax), um cilindro e uma esfera (mama).

Bahador et al. (2018) utilizaram um cilindro como modelagem geométrica da mama (com uma fonte de aquecimento internamente). Estimaram a profundidade e taxa volumétrica de geração de calor usando algoritmo genético.

Através da pesquisa bibliográfica realizada para desenvolvimento deste estudo, não foi possível identificar trabalhos anteriores sobre estimativas de parâmetros termofísicos da mama a partir do mapeamento de texturas utilizando PSO e imagens por IR.

Por outro lado, o algoritmo enxame de partículas (PSO) tem sido amplamente utilizado em pesquisas sobre classificação de patologias mamárias. Trabalhos recentemente publicados sobre a temática incluem: Sya'idah et al (2024); Joshi et al (2024); Silva et al (2024); Silva et al (2021) e Rodrigues et al. (2019), entre outros.

Também não foi possível identificar estudos sobre a influência de parâmetros termofísicos no perfil de temperatura superficial simulada a partir da utilização de imagens por infravermelho e de uma técnica estatística, como o DOE utilizado aqui. Observou-se apenas o uso da análise de sensibilidade para avaliar a influência dos parâmetros indicados em cada pesquisa.

Figueiredo et al. (2020), por exemplo, avaliou a influência da condutividade térmica da mama e do tumor, da perfusão sanguínea da mama e do tumor, da taxa volumétrica de geração de calor do tumor, do tamanho e profundidade do tumor no perfil de temperatura superficial de uma semiesfera (representação geométrica da mama utilizada para a análise).

Acrescenta-se que a modelagem geométrica nesta tese é específica para cada paciente, diferentemente da maioria dos estudos publicados. Sendo assim, esta tese possui contribuição inovadora para as pesquisas sobre a viabilidade do uso da termografia como ferramenta auxiliar para detecção de anomalias mamárias.

### 3. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

#### 3.1 Transferência de calor em tecidos vivos

Analisando os modos de transferência de calor, sempre que existir diferença de temperatura no espaço, necessariamente haverá transferência de calor. Calor é a quantidade de energia transferida entre os sistemas envolvidos e taxa de transferência de calor é a quantidade de calor transferido por unidade de tempo. Condução, convecção e radiação são os processos ou modos nos quais a transferência de calor pode ocorrer simultaneamente. A condução obedece à Lei de Fourier da condução térmica. No caso de condução unidimensional, apresentado na Equação 3.1, a taxa de transferência de calor através da condução ( $\dot{Q}$ ) é proporcional à área normal de transferência de calor ( $A$ ) e ao gradiente de temperatura em uma dimensão ( $dT/dx$ ). A constante de proporcionalidade  $k$ , chamada de condutividade térmica, mede a capacidade de um material conduzir calor (Çengel e Ghajar, 2012; Bergman et al., 2015).

$$\dot{Q}_{cond} = -kA \frac{dT}{dx} \quad (3.1)$$

A convecção, expressa pela Lei de Resfriamento de Newton, é o modo de transferência entre sólidos e fluidos adjacentes em movimento, podendo ser classificada em convecção natural (livre) ou forçada. Pode-se observar na Equação 3.2, que a taxa de transferência de calor por convecção é proporcional à diferença de temperatura da superfície ( $T_S$ ), e do fluido ( $T_\infty$ ), à área sobre a qual a transferência de calor ocorre ( $A_S$ ) e ao coeficiente de transferência de calor por convecção ( $h$ ). Diferentemente da condutividade térmica, o coeficiente convectivo não é uma propriedade do fluido, sendo determinado experimentalmente e calculado através de correlação empírica. A Tabela 1 apresenta valores típicos do coeficiente convectivo de transferência de calor (Çengel e Ghajar, 2012).

$$\dot{Q}_{conv} = hA_S(T_S - T_\infty) \quad (3.2)$$

Tabela 1 – Valores típicos do coeficiente de transferência de calor por convecção.

Tipo de Convecção		$h$ (W/m <sup>2</sup> .K)
Natural	Gases	2 - 25
	Líquidos	10 – 1.000
Forçada	Gases	25 - 250
	Líquidos	50 – 20.000

Fonte: Adaptado de Çengel e Ghajar (2012).

A radiação térmica, por sua vez, refere-se à energia emitida de qualquer matéria que se encontre em temperatura acima do Zero Absoluto e, diferentemente da condução e convecção, não precisa de meio/matéria para que ocorra a transferência de energia. Ocorre, inclusive, no vácuo por ser uma radiação eletromagnética. O poder emissivo em W/m<sup>2</sup>,  $E_n$ , dos corpos negros (que emite radiação à uma taxa máxima) é determinado pela Lei de Stefan-Boltzmann da radiação térmica (Equação 3.3), onde  $\sigma$ , constante de Stefan-Boltzmann, é igual a  $5,670 \times 10^{-8}$  W/m<sup>2</sup>.K<sup>4</sup> e  $T_s$  é a temperatura absoluta da superfície do corpo (Bergman et al., 2015).

$$E_n = \sigma T_s^4 \quad (3.3)$$

Para os objetos reais, diferentemente de corpos negros que são perfeitos emissores e absorvedores de radiação térmica, faz-se necessário considerar os efeitos referentes à emissividade ( $\epsilon$ ) e à absortividade ( $\alpha$ ) dos corpos. A taxa líquida de transferência de calor entre um corpo negro e a vizinhança pode ser determinada através da Equação 3.4, onde  $A_s$  é a área da superfície do corpo (Bergman et al., 2015).

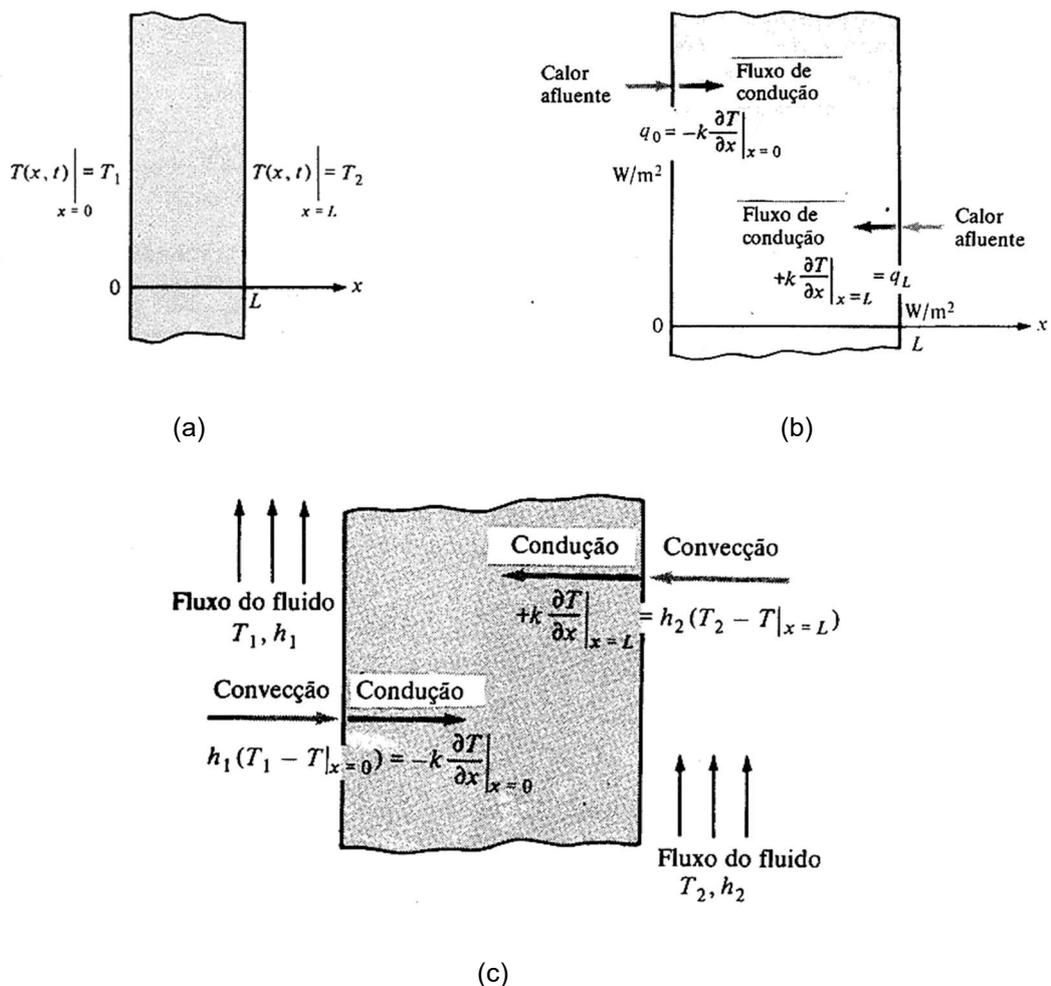
$$\dot{Q}_{rad} = \epsilon \dot{Q}_n = \epsilon E_n A_s = \epsilon \sigma A_s T_s^4 \quad (3.4)$$

Quando considerada a condução de calor em três dimensões, a Equação Geral da Difusão de Calor apresentada na Equação 3.5 para problemas com condutividade térmica ( $k$ ) constante, onde  $\alpha$  e  $\dot{q}$  representam, respectivamente, a difusividade térmica e taxa de geração de calor constante por unidade de volume.  $T$  representa temperatura e  $t$ , tempo (Çengel e Ghajar, 2012).

$$\nabla^2 T + \frac{\dot{q}}{k} = \frac{1}{\alpha} \frac{\partial T}{\partial t} \quad (3.5)$$

Em uma placa submetida a temperaturas uniformes em  $x=0$  e  $x=L$  (Figura 1), as condições de contorno de temperatura dada, ou condição de contorno de 1ª espécie ou de Dirichlet (Figura 1.a), podem ser escritas conforme as Equações 3.6 e 3.7. As Equações 3.8 e 3.9 para condições de contorno de fluxo de calor especificado, ou condição de contorno de 2ª espécie ou de Neumann (Figura 1.b), e condições de contorno convectivas, ou condição de contorno de 3ª espécie ou de Cauchy ou condição do contorno mista (Figura 1.c), pode ser representada pelas Equações 3.10 e 3.11, onde  $q_0''$  e  $q_L''$  são fluxos de calor (Özsisik, 1990).

Figura 1 – Condições físicas de contorno em problemas de condução de calor



Fonte: Adaptado de Özsisik (1990).

$$T(x, t)|_{x=0} = T(0, t) = T_1 \quad (3.6)$$

$$T(x, t)|_{x=L} = T(L, t) = T_2 \quad (3.7)$$

$$-k \left. \frac{\partial T}{\partial x} \right|_{x=0} = q_0'' \quad (3.8)$$

$$+k \left. \frac{\partial T}{\partial x} \right|_{x=L} = q_L'' \quad (3.9)$$

$$h_1 [T_1 - T(x, t)|_{x=0}] = -k \left. \frac{\partial T}{\partial x} \right|_{x=0} \quad (3.10)$$

$$h_2 [T_2 - T(x, t)|_{x=L}] = +k \left. \frac{\partial T}{\partial x} \right|_{x=L} \quad (3.11)$$

O estudo e a aplicação de conceitos de transferência de calor têm sido extremamente importantes para a sociedade, inclusive com aplicações e significativos avanços na engenharia biomédica. Cirurgias a laser, criocirurgias e tratamentos hipertérmicos são exemplos de procedimentos médicos que operam através do aquecimento ou do resfriamento, destruindo tecidos doentes e preservando os tecidos adjacentes saudáveis (Bergman et al., 2015).

A temperatura corporal do ser humano mantém-se constante, entre 33 e 42 graus Celsius, independente do meio ambiente ao qual está inserido através do processo fisiológico denominado termorregulação. Mudanças no valor da temperatura corporal caracterizam um indicativo de doença. A taxa de fluxo sanguíneo, as estruturas do tecido subcutâneo e o Sistema Nervoso Simpático (SNS) influenciam a regulação da temperatura da pele, sendo o SNS o regulador primário da circulação sanguínea na pele. Termorreceptores da pele são responsáveis por reconhecer a temperatura do ambiente. No caso de um aumento da temperatura ocorre a vasodilatação e conseqüente aumento do fluxo sanguíneo e nos casos de redução da temperatura ocorre a vasoconstrição, reduzindo o fluxo sanguíneo. Todo este processo fisiológico associa-se aos métodos de transferência de calor: condução,

convecção e radiação (Charkoudian, 2003; Blatteis, 1998; Kellog e Pergola, 2000 apud Côrte e Hernandez, 2016).

Conforme Hardy (1970, apud Fiala, 1998), a temperatura corporal interna nas condições fisiológicas de conforto térmico geral em baixo nível de atividade para um estado estacionário apresenta-se entre 36,6 a 37,1 graus Celsius. A temperatura média da pele, nas mesmas condições, situa-se entre 32,5 e 35 graus Celsius para as mulheres e 33 a 34,5 graus Celsius para os homens.

O início da utilização da termologia na medicina foi através de Hipócrates em 400 a.C., que examinava o calor irradiado do corpo através do dorso das mãos (Côrte e Hernandez, 2016; Presídio et al., 2016). A associação entre a temperatura corporal e a doença tem sido utilizada em estudos onde há alteração do fluxo sanguíneo devido à anormalidade clínica. Desta forma, a imagem termográfica pode ser utilizada na medicina no auxílio do diagnóstico e acompanhamento da patologia. Não se recomenda a utilização isolada da termografia como ferramenta diagnóstica, visto que, diferentemente de outros exames de imagem, não é capaz de mostrar dados de uma superfície profunda do corpo (Ring e Ammer, 2012 apud Côrte e Hernandez, 2016).

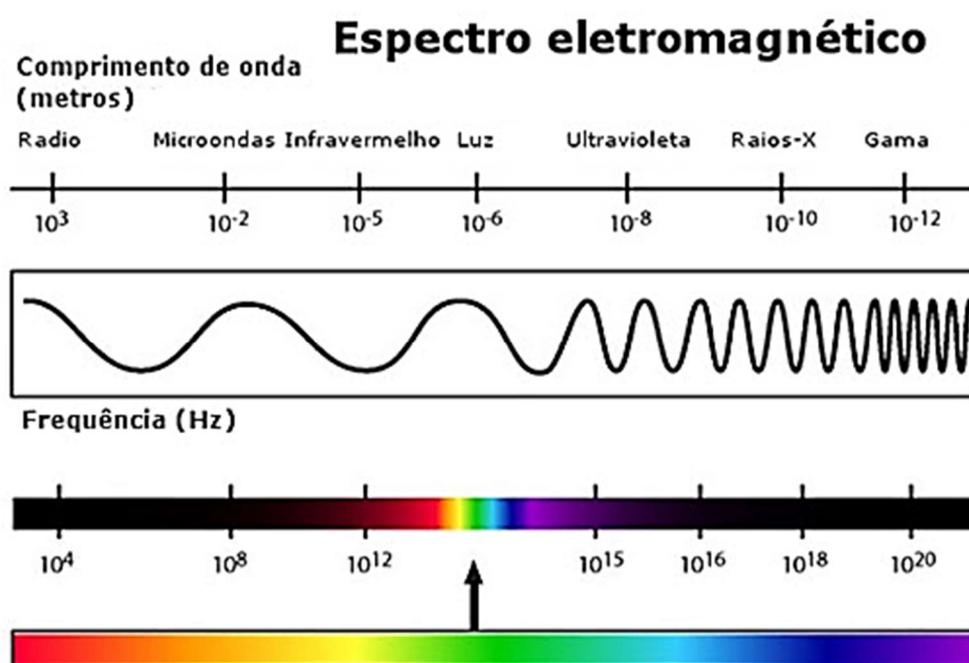
A resolução de problemas de transferência de calor pode ser realizada através do método direto ou do método inverso, sendo o método inverso amplamente utilizado para estimar parâmetros termofísicos a partir do conhecimento do perfil de temperatura do corpo em análise. Problemas inversos ou problemas mal-postos em transferência de calor são geralmente resolvidos através de procedimentos de otimização. (Özisik e Orlande, 2000).

### **3.2 Termografia infravermelha**

Newton utilizou a palavra espectro (aparição ou imagem) para descrever a conversão da luz branca em cores distintas ao atravessar um prisma. As possibilidades de frequências eletromagnéticas emitidas ou absorvidas por um objeto fazem parte do espectro eletromagnético. “As cores são radiações eletromagnéticas que o olho humano pode perceber” A faixa do espectro eletromagnético da luz branca visível ao olho humano possui comprimento de onda ( $\lambda$ ) entre 400 a 800 nanômetros

(nm). Tanto o comprimento de onda ( $\lambda$ ), quanto a frequência ( $f$ ) podem ser utilizadas para representar o espectro eletromagnético (Figura 2) uma vez que o comprimento de onda ( $\lambda$ ), a frequência ( $f$ ) estão relacionados através da velocidade da onda no meio ( $v$ ). A relação entre as variáveis pode ser observada na Equação 3.12 (Azevedo et al., 2018).

Figura 2 – Espectro eletromagnético



Fonte: Azevedo et al. (2018).

$$f = \frac{v}{\lambda} \quad (3.12)$$

A radiação infravermelha abrange aproximadamente os comprimentos de onda entre  $0,75\mu\text{m}$  e  $100\mu\text{m}$ . O corpo humano emite ondas de aproximadamente  $9,3\mu\text{m}$  (Portugal, 2013 apud Borchardt, 2013).

Os estudos de William Herschel, entre 1800 e 1830, apresentaram que o calor radiante possuía algumas propriedades da luz, como reflexão e refração. Através de experimentos realizados pelo cientista, ele concluiu que o poder de aquecimento e iluminação dos raios prismáticos poderiam ser diferentes, sendo algumas cores mais

aptas a gerar calor. Alguns raios que mesmo não sendo perceptíveis à visão, produziram calor, sendo os raios invisíveis os que detinham o máximo poder de aquecimento. Estes raios com o máximo poder de aquecimento estariam a menos de meia polegada da projeção utilizada no experimento para o vermelho visível (Oliveira e Silva, 2014). William Herschel conseguiu mensurar a temperatura de cada cor do arco-íris, compreendendo o espectro de cores e denominou infravermelho, a extensão específica que fica abaixo do comprimento de onda da luz visível de uma escala utilizada para classificar no espectro eletromagnético (Côrte e Hernandez, 2016).

A termografia surgiu apenas em 1840 quando John Herschell (filho de William Herschell) conseguiu obter as primeiras imagens utilizando o sistema infravermelho utilizando a técnica evaporográfica, ou seja, a formação de uma imagem ao evaporar álcool em uma superfície revestida de carbono (Hudson, 1969 apud Santos et al., 2020). Desde então, a termografia evoluiu, substituindo muitas das outras formas de medição de temperatura e se tornou um instrumento de medida eficaz no diagnóstico de patologias, sendo reconhecida como um instrumento diagnóstico factível pela *American Medical Association* em 1987.

Diferentemente de outros instrumentos de diagnóstico por imagem que utiliza porções do espectro eletromagnético (Figura 3), a câmara termográfica não é um instrumento radioativo, portanto pode ser utilizado sem restrições com segurança (Rogalski, 2011; Diakides e Bronzino, 2008; Hidelbrant e Ammer, 2010 apud Côrte e Hernandez, 2016). Além disso, é um exame não invasivo, de baixo custo e de fácil realização. É ainda capaz de detectar alterações mamárias em mulheres mais jovens para as quais não se recomenda exames de rastreamento por mamografia (Queiroz, 2014).



porém a consolidação da prática na medicina ainda requer publicações de trabalhos científicos (Ring e Ammer, 2012; Kontos et al., 2011 apud Côrte e Hernandez, 2016).

### 3.3 Otimização

Otimização consiste em utilizar um conjunto de técnicas, métodos, procedimentos e algoritmos na busca de encontrar o ótimo ou o melhor através de medições quantitativas, sendo o ótimo, o máximo ou o mínimo de uma determinada circunstância. A abordagem mais usual para solução de problemas de otimização é baseada em métodos numéricos, onde procedimentos iterativos são utilizados para gerar soluções que são progressivamente aprimoradas. O processo é iniciado com uma estimativa inicial e finalizado quando satisfaz algum critério de convergência (Antonioni e Lu, 2007).

Um processo importante em otimização é a determinação do modelo matemático para representação de um problema real. Para construir o modelo matemático, faz-se necessário definir as variáveis do problema e as relações matemáticas entre tais variáveis (Arenales et al., 2011).

O modelo padrão de um problema de otimização possui um conjunto de equações (função objetivo e restrições de igualdade) e inequações (restrições de desigualdade) (Belfiore e Fávero, 2013). A otimização pode ser classificada em otimização com e sem restrições. As otimizações sem restrição buscam determinar o mínimo ou máximo de uma função qualquer, enquanto otimização com restrições tentam identificar o ponto ótimo considerando as restrições em função das variáveis do problema. Problemas de otimização com restrição podem ser formulados conforme as Equações 3.13 a 3.17 (Belfiore e Fávero, 2013; Lazzari, 2020).

$$\max \text{ ou } \min f(x_1, x_2, x_3, \dots, x_n) \quad (3.13)$$

Sujeito a:

$$g_1(x_1, x_2, x_3, \dots, x_n) \{ \leq, =, \geq \} b_1; \quad (3.14)$$

$$g_2(x_1, x_2, x_3, \dots, x_n) \{\leq, =, \geq\} b_2; \quad (3.15)$$

$$\vdots \quad \quad \quad \vdots \quad \quad \quad \vdots$$

$$g_m(x_1, x_2, x_3, \dots, x_n) \{\leq, =, \geq\} b_m; \quad (3.16)$$

$$x^{lb} \leq x_j \leq x^{up} \text{ (Limites da variável de projeto)} \quad (3.17)$$

onde:

$x_j$  são variáveis de decisão,  $j = 1, 2, \dots, n$ ;

$f(x_1, x_2, x_3, \dots, x_n)$  é a função objetivo;

$g_i(x_1, x_2, x_3, \dots, x_n)$  representam a restrição (igualdade ou desigualdade),  $i = 1, 2, \dots, m$

$b_i$  é o termo independente.

Os problemas de otimização buscam identificar o ótimo global, porém visto que os problemas de otimização podem ter mais de um máximo ou mínimo local a depender das restrições e dos valores iniciais impostos ao procedimento de cálculo numérico iterativo. Isso pode acarretar que um ou mais pontos de ótimo podem ser descartados (inclusive o ótimo global). Em casos nos quais não se determine o ótimo global, pode-se aceitar ou não aceitar um ótimo local como solução do problema (Antoniou e Lu, 2007).

Diversas técnicas de busca podem ser utilizadas para resolução de problemas de otimização podendo ser classificadas em duas categorias: os métodos convencionais baseados em gradientes (métodos determinísticos) e os métodos livres de gradientes, denominados de métodos não determinísticos, pertencentes à área da computação natural (Magnier e Haghghat, 2010 apud Paula, 2015).

### 3.3.1 Métodos de otimização baseados no gradiente

Os métodos determinísticos baseiam-se em métodos de programação matemática para determinar a solução do problema de otimização (Nocedal e Wright, 2006). Considerando uma função objetivo  $f(x)$  de  $n$  variáveis  $(x_1, x_2, \dots, x_n)$ , a primeira

derivada parcial da função  $f(x)$  em relação à  $x_i$  em um dado ponto ( $x^*$ ) e representada por  $c_i$  pode ser verificada através da Equação 3.18 (Arora, 2004).

$$c_i = \frac{\partial f(x^*)}{\partial x_i}; i = 1 \text{ a } n \quad (3.18)$$

Os algoritmos utilizados em problemas de otimização são iterativos e são inicializados com uma estimativa inicial para variável  $x$ . A atualização do valor de  $x$  é obtida através da Equação 3.19 (Nocedal e Wright, 2006).

$$x_{k+1} = x_k + \alpha_k d_k \quad (3.19)$$

onde:  $x_k$  é um ponto da iteração  $k$ ; o vetor  $d_k$ , uma direção de busca; e o escalar  $\alpha_k$  é o tamanho do passo na direção de busca.

O gradiente é um vetor coluna composto pelas derivadas parciais  $\frac{\partial f(x^*)}{\partial x_1}$ ,  $\frac{\partial f(x^*)}{\partial x_2}, \dots, \frac{\partial f(x^*)}{\partial x_n}$  (Equações 3.20 e 3.21). O vetor gradiente  $g(x)$  é normal ao plano tangente no ponto  $x^*$  e aponta na direção do máximo aumento da função (Arora, 2004).

$$g(x) = \left[ \frac{\partial f}{\partial x_1} \frac{\partial f}{\partial x_2} \dots \frac{\partial f}{\partial x_n} \right]^T = \nabla f(x) \quad (3.20)$$

onde:

$$\nabla = \left[ \frac{\partial}{\partial x_1} \frac{\partial}{\partial x_2} \dots \frac{\partial}{\partial x_n} \right]^T \quad (3.21)$$

A matriz das segundas derivadas parciais da função objetivo  $f(x)$  é chamada de Matriz Hessiana e pode ser representada através da Equação 3.22 (Antoniou e Lu, 2007).

$$H(x) = \nabla g^T = \nabla\{\nabla^T f(x)\} = \begin{bmatrix} \frac{\partial^2 f}{\partial x_1^2} & \frac{\partial^2 f}{\partial x_1 \partial x_2} & \cdots & \frac{\partial^2 f}{\partial x_1 \partial x_n} \\ \frac{\partial^2 f}{\partial x_2 \partial x_1} & \frac{\partial^2 f}{\partial x_2^2} & \cdots & \frac{\partial^2 f}{\partial x_2 \partial x_n} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ \frac{\partial^2 f}{\partial x_n \partial x_1} & \frac{\partial^2 f}{\partial x_n \partial x_2} & \cdots & \frac{\partial^2 f}{\partial x_n^2} \end{bmatrix} \quad (3.22)$$

Métodos de otimização baseados em gradientes podem utilizar apenas  $g(x)$  ou  $\nabla f(x)$  e  $H(x)$ . O vetor gradiente e a Matriz Hessiana tendem a simplificar o processo de otimização, entretanto, em certas aplicações pode ser pouco econômico, demorado ou impossível de deduzir e calcular as derivadas parciais de  $f(x)$  (Antoniou e Lu, 2007). São exemplos de métodos baseados em gradientes: o Método de Descida Máxima, Método de Newton, Método Quase-Newton, Método de Levenberg-Marquardt, Método de Programação Sequencial Quadrática, Método de Gradiente Conjugado (Colaço et al., 2006; Campos Velhos, 2001 apud Bezerra, 2013).

Bezerra (2013) realizou estimativas da condutividade térmica da mama utilizando os métodos SQP e Levenberg-Marquardt. A mama foi modelada como uma semi-esfera, com uma pequena base cilíndrica imitando a região de contorno com o tórax. O método SQP convergiu mais para o ponto ótimo em todos os casos analisados. Desta forma, a autora conclui que o algoritmo SQP mostrou-se mais eficiente que o método Levenberg-Marquardt.

Por outro lado, Paruch e Majchrzak (2007), concluíram que o processo de iteração nem sempre foi convergente quando utilizaram o método dos mínimos quadrados (baseado em gradientes). Os resultados das estimativas a partir da utilização do algoritmo evolucionário convergiu rapidamente para os valores reais dos parâmetros termofísicos e geométricos considerados no estudo.

O método baseado em gradiente utilizado neste trabalho foi Programação Quadrática Sequencial ou *Sequential Quadratic Programming* (SQP).

### 3.3.1.1 Programação Quadrática Sequencial (Sequential Quadratic Programming - SQP)

O método de Programação Quadrática Sequencial, ou SQP efetua a resolução de subproblemas quadráticos a cada iteração, baseada na aproximação Quase-Newton (Método de Direção de Busca) da Hessiana da função de Lagrange. O SQP é considerado um dos métodos mais efetivos em problemas de restrições não lineares (Nocedal e Wright, 2006).

De acordo com Antoniou e Lu (2007), alguns métodos de otimização não-lineares utilizam aproximações lineares ou quadráticas para a função objetivo e suas restrições. Estas aproximações podem ser obtidas através do uso da Série de Taylor. A aproximação quadrática está representada na Equação 3.23.

$$f(x + d_k) \approx f(x) + g(x)^T d_k + \frac{1}{2} d^T H(x) d_k \quad (3.23)$$

onde:  $g(x)$  é o vetor gradiente e  $H(x)$  a Matriz Hessiana, no ponto  $x$ .

A Equação 3.24 representa a função Lagrangeana associada ao problema de otimização, com restrições de igualdade e de desigualdade representadas respectivamente por  $h(x)$  e  $c(x)$  e  $\lambda$  e  $\mu$  são multiplicadores de Lagrange (Nocedal e Wright, 2006).

$$\mathcal{L}(x, \lambda, \mu) = f(x) + \sum_{k=1}^m \lambda_k h_k(x) + \sum_{l=1}^p \mu_l c_l(x) \quad (3.24)$$

A Equação 3.25 é utilizada para determinação da direção de busca pelos Métodos de Direção de Busca Quase-Newton (Nocedal e Wright, 2006).

$$d_k = -B_k g_k \quad (3.25)$$

onde:  $B_k$  é uma aproximação da inversa da Matriz Hessiana obtida pelo Método Broyden-Fletcher-Goldfarb-Shanno (BFGS) através das Equações 3.26 a 3.28.

$$B_{k+1} = B_k - \frac{B_k s_k s_k^T B_k}{s_k^T B_k s_k} + \frac{y_k s_k^T}{y_k^T s_k} \quad (3.26)$$

onde:

$$s_k = x_{k+1} - x_k \quad (3.27)$$

$$y_k = \nabla \mathcal{L}_{k+1} - \nabla \mathcal{L}_k \quad (3.28)$$

Considerando que  $x^*$  é um mínimo local, uma solução ótima para o problema deve satisfazer às condições de Karush, Kunh e Tucker (condições KKT), apresentadas nas Equações 3.29 a 3.32.

Estacionaridade:

$$\nabla_x \mathcal{L}(x^*, \lambda^*, \mu^*) = 0 \quad (3.29)$$

Viabilidade:

$$h_k(x^*) = 0 \quad k = 1 \dots m \quad (3.30)$$

$$c_l(x^*) \leq 0 \quad l = 1 \dots p$$

Positividade:

$$\lambda_l \geq 0 \quad l = 1 \dots p \quad (3.31)$$

Complementaridade:

$$\lambda_l g_l(x^*) \geq 0 \quad l = 1 \dots p \quad (3.32)$$

O modelo do problema de otimização utilizado neste trabalho está sujeito apenas a restrições de desigualdade. Desta forma, a função langrangeana (Equação 3.33), seu gradiente (Equação 3.34) e hessiana (Equação 3.35) são:

$$\mathcal{L}(x, \lambda, \mu) = f(x) + \sum_{l=1}^p \mu_l c_l(x) \quad (3.33)$$

$$\nabla_x \mathcal{L}(x, \mu) = \nabla f(x) + \sum_{l=1}^p \mu_l \nabla c_l(x) \quad (3.34)$$

$$\nabla_x^2 \mathcal{L}(x, \mu) = \nabla^2 f(x) + \sum_{l=1}^p \mu_l \nabla^2 c_l(x) \quad (3.35)$$

Desta forma, de acordo com Teles e Gomes (2010), o problema de otimização não-linear é resolvido, a cada iteração, tendo a função objetivo substituída por uma aproximação quadrática (Equação 3.36) e a restrição de desigualdade não-linear substituída por aproximação linear (Equação 3.37).

$$\min_x f(x_k) + d_k \nabla f(x_k)^T + \frac{1}{2} d_k^T \nabla^2 \mathcal{L}(x_k) d_k \quad (3.36)$$

sujeito a:

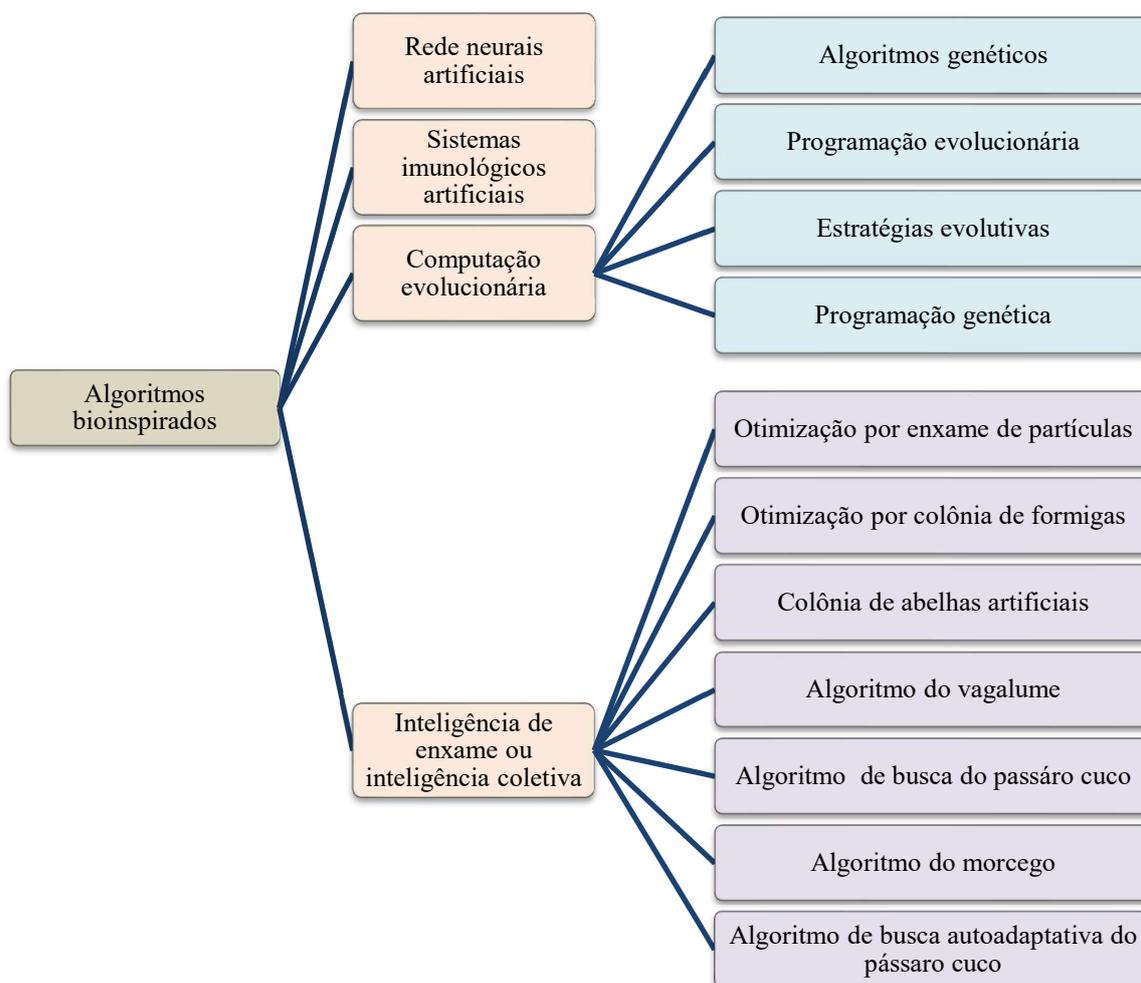
$$\nabla c_l(x_k)^T d_k + c_l(x_k) \leq 0 \quad l = 1 \dots p \quad (3.37)$$

De acordo com *The Math Works* (2001), no *software* MATLAB®, a implementação do SQP consiste em três etapas: atualização da matrix Hessiana da função Lagrangeana, solução do problema de programação quadrática e cálculo da direção de busca e da função mérito. As funções *fmincon*, *fminimax*, *fgoalattain* e *fseminf* do MATLAB® utilizam o algoritmo SQP para solução de problemas de otimização baseados em gradientes.

### 3.3.2 Algoritmos bioinspirados ou computação natural

Algoritmos bioinspirados (ou computação natural) é uma área de pesquisa da ciência da computação que estuda o desenvolvimento de ferramentas computacionais através de padrões encontrados na natureza para resolução de problemas (Castro; Von Zuben, 2004 apud Barbosa, 2017). Na Figura 4 tem-se a representação esquemática das sub-áreas da computação natural com alguns tipos de algoritmos da computação evolutiva e de inteligência por enxame.

Figura 4 – Representação esquemática das subáreas da computação natural



Fonte: Adaptado de Barbosa (2017).

Neste trabalho será abordada apenas a seguinte subárea da computação natural: Inteligência de Enxame.

## INTELIGÊNCIA DE ENXAME

A inteligência de enxame é um ramo da Inteligência Artificial (IA), proposto no final da década de 80, que utiliza comportamentos coletivos e sociais de organismos ou indivíduos para construção de algoritmos e ferramentas computacionais de resolução de problemas (Beni; Wang, 1993 apud Barbosa, 2017).

Assim como os algoritmos da computação evolucionária, os algoritmos de inteligência de enxame são baseados na inicialização aleatória de uma população de

soluções possíveis. A finalização da busca da solução ótima dá-se através de iterações até alcançar um resultado satisfatório ou atingir um determinado número de iterações previamente fixado (Barbosa, 2017).

Conforme Millonas (1994) *apud* Serapião (2009), as principais propriedades de um sistema de inteligência coletiva são: proximidade (iteração entre os agentes); qualidade (os agentes possuem a capacidade de avaliar seu comportamento); diversidade (o sistema pode reagir a situações inesperadas); estabilidade (o comportamento de um agente pode não ser afetado por uma variação ambiental) e adaptabilidade (capacidade de se adequar às variações ambientais).

Entretanto há diferenças em relação aos algoritmos da computação evolucionária. Nos algoritmos de inteligência de enxame não há um processo de seleção, desta forma não há competição para sobrevivência (característica dos algoritmos da computação evolucionária), mas sim, um aperfeiçoamento dos indivíduos no processo iterativo (Eiben; Smith, 2003 *apud* Barbosa, 2017).

#### 3.3.2.1.1 Otimização por enxame de partículas (PSO - Particle Swarm Optimization)

O PSO, proposto em 1995 por Kennedy e Eberhart, é um algoritmo que busca uma solução para um problema de otimização através da troca de informação entre indivíduos (partículas) e uma população (enxame), sendo influenciado pela experiência acumulada tanto de cada uma das partículas quanto do enxame.

Conforme Kennedy *et al.* (2001, *apud* Serapião, 2009), o processo de adaptação natural pode ser resumido em três princípios: avaliação (os indivíduos podem estimar seu comportamento a partir da capacidade de sentir o ambiente); comparação (utiliza a comparação entre si como uma forma de referência) e imitação (importante para a aquisição e manutenção de habilidades mentais).

O primeiro passo do algoritmo PSO é a geração de uma população inicial com  $n$  partículas e as distribuir aleatoriamente no espaço de busca, com cada partícula representando uma solução do problema. Para cada partícula é armazenada a sua melhor posição encontrada ( $Pbest_i$ ) e a melhor posição de todas as partículas em cada

iteração ( $g_{best}$ ). A cada iteração é realizada a atualização do vetor velocidade (Equação 3.38) e do vetor posição (Equação 3.39). As partículas se deslocam, com base nas direções de  $P_{best_i}$  e  $g_{best}$ , aproximando-se da solução ótima. O algoritmo repete as etapas de cada iteração até que o critério de parada seja atingido (Barbosa, 2017).

$$v_i^{t+1} = w \times v_i^t + c_1 \times r_1 \times (P_{best_i} - x_i^t) + c_2 \times r_2 \times (g_{best_i} - x_i^t) \quad (3.38)$$

$$x_i^{t+1} = x_i^t + v_i^{t+1} \quad (3.39)$$

onde:  $w$  é o peso de inércia para limitar o valor da velocidade das partículas,  $c_1$  é o coeficiente cognitivo referente à importância da informação local ou da melhor posição encontrada pela própria partícula,  $c_2$  é o coeficiente social referente à importância da informação global ou da melhor posição encontrada dentre todas as partículas e  $r_i$  é um valor aleatório entre 0 e 1. A Tabela 2 apresenta o pseudocódigo da otimização por enxame de partículas.

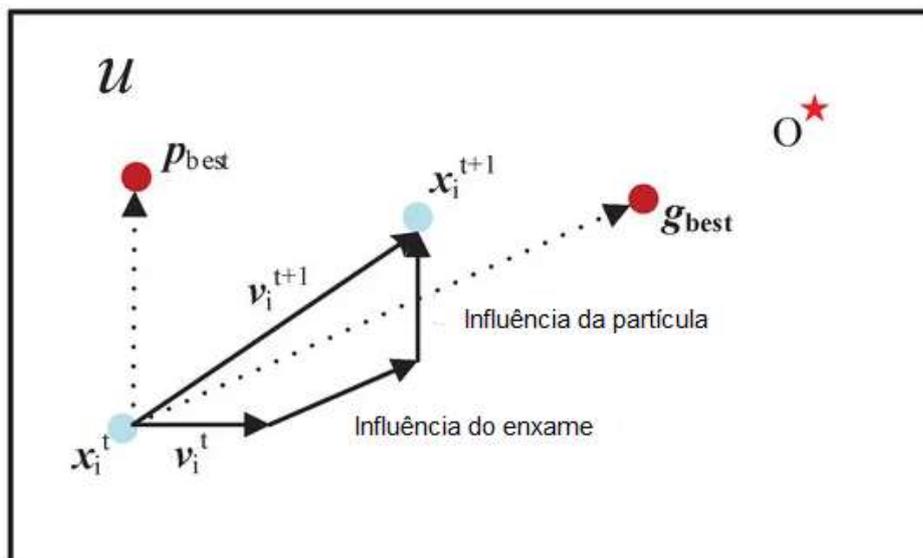
Tabela 2 – Algoritmo otimização por enxame de partículas (PSO)

1	<b>início</b>
2	Definir o número de dimensões $d$ do problema;
3	Definir a função objetivo $f(x)$ , $x = (x_1, \dots, x_d)^T$
4	Definir o número de indivíduos e o número máximo de gerações;
5	Gerar uma população inicial de $n$ partículas com posição $x_i$ e velocidade $v_i (i = 1, 2, \dots, n)$ ;
6	Definir o peso de inércia $w$ e os coeficientes cognitivo ( $c_1$ ) e social ( $c_2$ );
7	Avaliar as partículas da população inicial usando a função objetivo;
8	Defina $P_{best_i}$ como a melhor posição encontrada pela partícula $i$ ;
9	Defina $g_{best}$ como a melhor solução encontrada por todas as partículas;
10	<b>repita</b>
11	Mova todas as partículas na direção da melhor posição encontrada até então
12	Atualize a melhor posição de cada partícula ( $P_{best_i}$ );
13	Atualize a melhor posição encontrada por todas as partículas ( $g_{best}$ );
14	<b>até critério de parada ser atingido;</b>
15	<b>fim</b>

Fonte: Barbosa (2017).

A Figura 5 apresenta graficamente um procedimento de otimização PSO. A área  $u$  é o espaço de soluções possíveis de uma função e  $O$  representa o ponto ótimo a ser identificado através do algoritmo PSO. As influências das partículas e do enxame são respectivamente paralelas às linhas que unem  $P_{best}$  e  $g_{best}$  a  $x_i(t)$  (Zhang; Zou; Shen, 2018).

Figura 5 – Movimento das partículas – PSO



Fonte: Zhang; Zou; Shen (2018).

Kennedy e Eberhart (2001) afirmam que a otimização por enxame de partículas é computacionalmente eficiente, sendo fácil de entender e implementar. São algoritmos mais rápidos que outros algoritmos evolucionários em funções *benchmark* (esfera, Rastrigin, Griewank e Rosenbrock), muito embora não necessitem muitas linhas de código. São extremamente resistentes a ficarem insistindo em ótimos locais.

Abdullah (2024) também cita que o PSO é um algoritmo de otimização eficaz. A técnica é eficiente na busca de ótimos globais, simples de construir e capaz de lidar com problemas não lineares e não convexos.

O PSO possui como principal desvantagem a redução do desempenho na otimização de funções com muitos mínimos locais em espaços de alta

dimensionalidade, influenciando na robustez do algoritmo (Kennedy, 2011 apud Barbosa, 2017).

### 3.5 Mapeamento de textura

A aplicação de texturas em computação gráfica tem sido amplamente utilizada para a inclusão de detalhes nos objetos, como a aparência de casca de laranja ou ranhuras, no processo de renderização (utilização de dados que descrevem uma cena virtual para criação de uma imagem por computador). A escolha pelo processo de texturização é preferível em relação a fazer alterações na própria geometria, pois alterações da malha tendem a aumentar o esforço computacional requerido para representação do objeto virtual (Azevedo et al., 2018).

A incorporação do “realismo” nas imagens sintetizadas em computador através do processo de texturização foi inicialmente proposta por Catmull na década de 1970 e tinha como objetivo de modificar a coloração/sombreamento em superfícies curvas de objetos (Catmull, 1974).

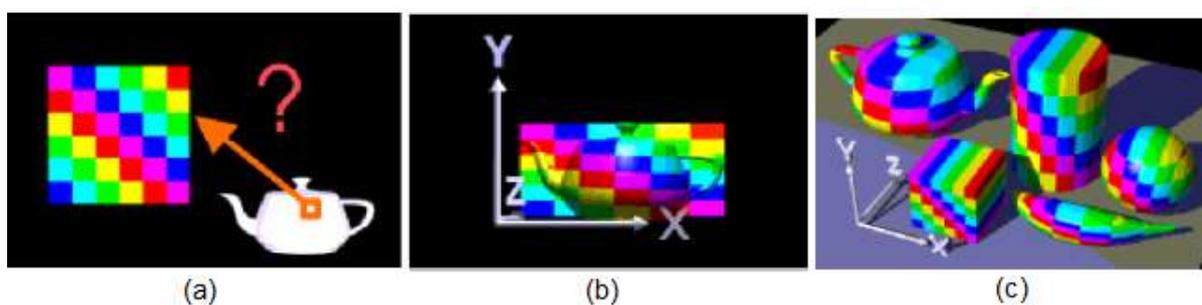
A textura (definida em um espaço de textura), a geometria em três dimensões (3D) e uma função de mapeamento que associa a textura ao objeto 3D são os componentes básicos necessários para realização do mapeamento de textura. As coordenadas  $(x,y,z)$  podem ser definidas para descrever as posições da superfície do objeto e as texturas podem ser definidas pelas coordenadas  $(s,t,r)$  (Azevedo et al., 2018).

O espaço de textura é um espaço de coordenadas paramétricas que pode ser definido com diferentes dimensionalidades (1D, 2D, 3D ou nD) e é composta por *texels* (*texture element*) assim como imagens são formadas por *pixels* (*picture element*) (MENDONÇA, 2001). A textura 2D é o tipo mais comum de textura, no qual uma imagem, tal como fotografias, pode ser utilizada como textura e tem seus elementos acessados por duas coordenadas  $(s,t)$  (Azevedo et al., 2018).

O procedimento de mapeamento associa uma coordenada do espaço de textura a cada vértice do objeto, podendo, inclusive, que a dimensão do espaço de

textura seja diferente da dimensão do espaço do objeto (Mendonça, 2001). As técnicas de mapeamento de textura podem ser divididas em técnicas bidimensionais e tridimensionais. Na técnica de mapeamento de textura 2D, aplica-se uma textura 2D sobre a superfície de um objeto 3D. As Figuras 6 (a), 6 (b) e 6 (c) apresentam uma ilustração da aplicação de uma textura 2D em um objeto 3D. Faz-se necessário definir como colar a imagem sobre o objeto (Figura 6 (a)), ou seja, associar para cada coordenada  $(x,y,z)$  do objeto uma posição no mapa de textura  $(s,t)$  (Wolfe, 1997).

Figura 6 – Ilustração da técnica de mapeamento de textura 2D

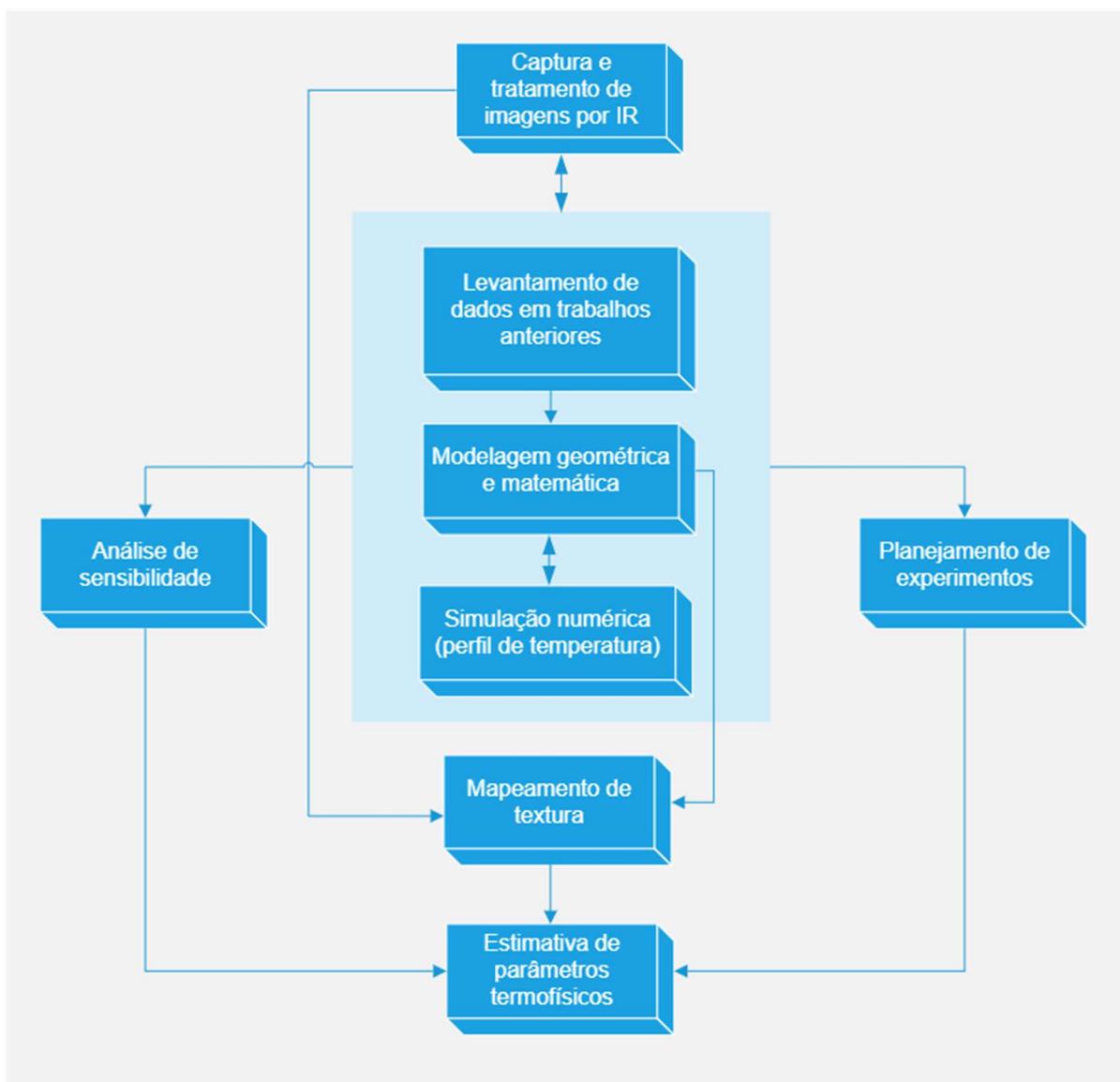


Fonte: Wolfe (1997).

## 4. METODOLOGIA

Neste capítulo serão abordados os métodos utilizados no presente estudo para realizar as análises da influência, de dez fatores escolhidos na temperatura superficial simulada da geometria substituta da mama. Com esses fatores serão realizadas as estimativas da condutividade térmica de tecidos da mama e da anomalia mamária. Todo processo inclui: modelo matemático para cálculo da transferência de calor em tecidos vivos; procedimento para realização das simulações numéricas; método para realização das estimativas da condutividade térmica de tecidos mamários e aplicação da técnica de planejamento de experimentos (Figura 7).

Figura 7 – Fluxograma com a visão da geral da metodologia utilizada



Fonte: A autora (2024).

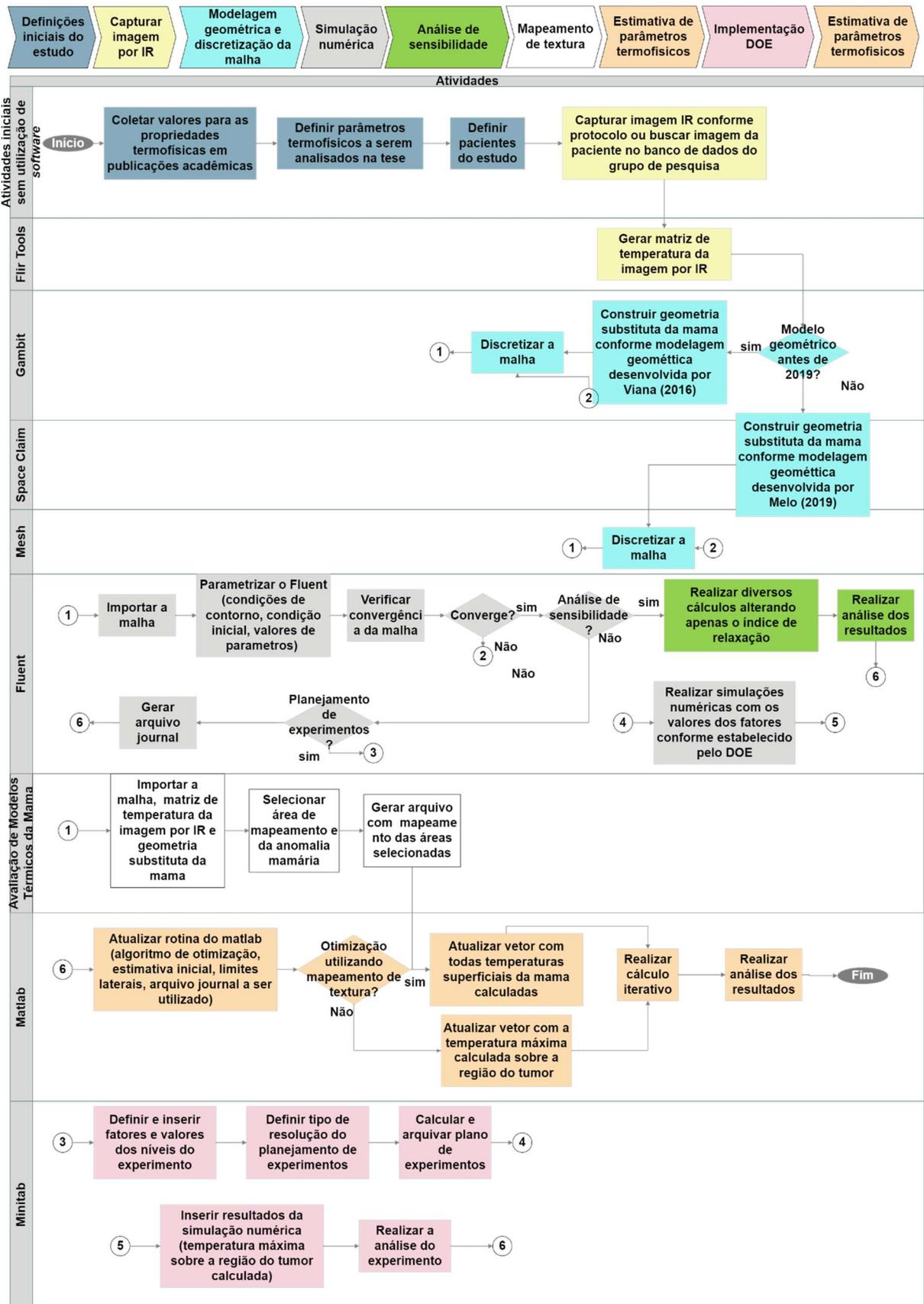
Neste trabalho foram utilizados alguns volumes 3D da base de dados do Grupo de Engenharia Biomecânica do DEMEC/UFPE. Em alguns casos, a autora desenvolveu o modelo 3D especificamente para este estudo. Tanto os volumes 3D utilizados da base de dados, como os desenvolvidos pela autora foram obtidos a partir de dois *software*: GAMBIT® e SpaceClaim®. A modelagem geométrica utilizada para construção dos volumes 3D pode ser visualizada no Apêndice A.

As imagens por infravermelho utilizadas neste trabalho pertencem à da base de dados do Grupo de Engenharia Biomecânica do DEMEC/UFPE, obtidos conforme protocolo estabelecido por Oliveira (2012) e ainda utilizado para captação das imagens por infravermelho de pacientes do Ambulatório de Mastologia do Hospital das Clínicas da UFPE. O Protocolo encontra-se descrito no Apêndice B.

Foi utilizado o *framework* “Avaliação de Modelos Térmicos da Mama”, desenvolvido pelo Grupo de Engenharia Biomecânica do PPGEM, para obtenção do mapeamento das temperaturas superficiais da mama medidas pela câmera termográfica. Embora o *framework* tenha sido desenvolvido para mapear as temperaturas frontais e laterais da mama, neste trabalho, foi utilizado apenas o mapeamento frontal. O Apêndice C possui mais detalhes sobre o mapeamento de textura utilizado nesta tese.

A estrutura computacional utilizada compreende: *Flir Tools* (extração da matriz de temperatura da imagem por infravermelho), *SpaceClaim* (modelagem geométrica); pré-processador GAMBIT® e Mesh® (geração de malhas); Fluent® 18.1 (simulação numérica); *framework* “Avaliação de Modelos Térmicos de Mama” (mapeamento de textura), rotinas no MATLAB® (resolução do problema de otimização) e o Minitab® (planejamento de experimentos). Foram utilizadas as funções *fmincon* (Método Programação Sequencial Quadrática) e *particleswarm* (Método Enxame de Partícula) do *w* do MATLAB® para resolver os problemas de otimização. Na Figura 8, têm-se o fluxograma com uma visão geral da aplicação da estrutura computacional aplicada à metodologia utilizada nesta tese.

Figura 8 – Fluxograma com a visão da geral da aplicação da estrutura computacional utilizada



Fonte: A autora (2024).

#### 4.1 Modelagem matemática

Os mecanismos de transferência de calor em tecidos vivos utilizados neste trabalho foram formulados por Pennes (1948) que analisou a relação entre o fluxo sanguíneo e a temperatura do tecido humano vivo. Desta forma, foi possível apresentar uma equação capaz de representar o balanço de energia no interior dos tecidos biológicos. A Equação 4.1, denominada Equação da Biotransferência de Calor (BHTE – *Bioheat Transfer Equation*) incorpora os efeitos do metabolismo e da perfusão sanguínea na clássica Equação da Difusão de Calor (Pennes, 1948; Silva, 2011).

$$\rho_t c_t \frac{\partial T_t}{\partial t} = \vec{\nabla} \cdot (k \vec{\nabla} T_t) + \rho_s \omega_s c_s (T_a - T_v) + \dot{q}_{met} + \dot{q}_{ext} \quad (4.1)$$

onde:  $k$ ,  $\rho_t$  e  $c_t$  representam a condutividade térmica do tecido, a massa específica do tecido e o calor específico do tecido, respectivamente.  $c_s$  é o calor específico do sangue;  $\rho_s$  corresponde à massa específica do sangue;  $\omega_s$  é a perfusão sanguínea;  $T_t$  é a temperatura do tecido e  $T_a$  é a temperatura arterial.  $\dot{q}_{ext}$  é a taxa volumétrica de geração de calor devido a uma fonte externa, que neste estudo é igual a zero.  $T_v$  representa a temperatura do sangue venoso e é considerado igual à temperatura do tecido ( $T_t$ ). Então, pode-se representar a BHTE através da Equação 4.1.

$$\rho_t c_t \frac{\partial T_t}{\partial t} = \vec{\nabla} \cdot (k \vec{\nabla} T_t) + \rho_s \omega_s c_s (T_a - T_t) + \dot{q}_{met} + \dot{q}_{ext} \quad (4.2)$$

$\dot{q}_{met}$  é a taxa volumétrica de geração de calor metabólico que pode ser obtido através da Equação 4.3 (Gautherie, 1975 apud Osman e Afify, 1998).

$$\dot{q}_{met} \tau = C \quad (4.3)$$

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

A taxa de crescimento do câncer é geralmente caracterizada pelo tempo de duplicação do volume do tumor (Gautherie, 1980). A Equação 4.4 apresenta relação

exponencial entre o diâmetro, em metros, e o tempo de duplicação do tumor (Gautherie, 1975 apud Ng e Sudharsan, 2001).

$$D = 0,01e^{[0,002134(\tau-50)]} \quad (4.4)$$

Para nódulos com diâmetro menor que 1 (um) centímetro, o calor metabólico considerado é de 65.400 (W/m<sup>3</sup>) (Ng; Sudarshan, 2001b apud Bezerra, 2013).

As condições de contorno impostas para resolução da Equação 4.2, foram as mesmas utilizadas nos estudos anteriores do Grupo de Engenharia Biomecânica do PPGEM/UFPE:

Condição de contorno de Dirichlet – sobre a parede torácica. Representa uma temperatura prescrita  $\bar{T}$  sobre esta região (Equação 4.5).

$$T = \bar{T} = 37^{\circ}C \quad (4.5)$$

Condição de contorno de Cauchy ou Robin (condição de contorno mista) – Imposta sobre a superfície externa da mama, onde ocorre transferência de calor por convecção para o ambiente (Equação 4.6).

$$-k_t \frac{\partial T}{\partial \eta} = h(T_t - T_{\infty}) \quad (4.6)$$

onde:

$h$  – coeficiente de transferência de calor por convecção (igual a 13,5 W/m<sup>2</sup>.°C);

$\partial \eta$  – vetor normal unitário;

$T_{\infty}$  - temperatura ambiente (coletada durante captura da imagem por IR);

$T_t$  - temperatura local do tecido (igual a 37°C);

$k_t$  – condutividade térmica do tecido;

Condição inicial (Equação 4.7):

$$T = \bar{T}_0 = 37^{\circ}C \quad (4.7)$$

A temperatura torácica e a do sangue foram consideradas iguais a 37°C nesta tese, visto que Pardasani & Adlakha (1995, apud Makrariya & Adlakha (2017)), afirmam que o sistema de termorregulação do corpo humano é responsável por manter uma temperatura interna uniforme e igual à 37°C. Decorrente do balanço entre a geração de energia das células humanas e o calor perdido para o ambiente.

As hipóteses e considerações adotadas para resolução de transferência de calor também foram iguais às utilizadas em trabalhos anteriores do Grupo de Biomecânica do PPGEM/UFPE:

A superfície da mama troca calor por convecção com o ambiente externo e por condução dentro da mama;

A temperatura do sangue foi considerada igual a 37° C;

A mama foi representada por um modelo geométrico simplificado com duas regiões de propriedades termofísicas diferentes: tecido mamário e tecido tumoral. Sendo desprezadas algumas estruturas, como lóbulos mamários, ductos mamários e ácinos;

As simulações foram realizadas em regime permanente;

As propriedades termofísicas também foram consideradas constantes em cada região do domínio.

Çetingül e Herman (2010), utilizaram imagens termográficas e a BHTE de Pennes para desenvolvimento de um modelo numérico para auxiliar a detecção de lesões malignas na pele. Na análise de sensibilidade realizada pelos autores, concluiu-se que pequenas variações das propriedades termofísicas possuíam pouca influência na distribuição de temperatura superficial calculada. Por outro lado, as temperaturas superficiais calculadas eram sensíveis à taxa de perfusão sanguínea e à espessura das camadas da pele.

O conhecimento sobre as propriedades físicas dos tecidos tem sido essencial para a medicina, visto a quantidade de terapias e ferramentas para diagnóstico atualmente utilizadas (ultrassonografia, ressonância magnética, cintilografia, Raios X, laser, entre outros). Algumas propriedades físicas são altamente influenciadas pela presença da água nos tecidos biológicos, visto que tais tecidos são compostos por

aproximadamente 75% de água (exceto ossos e dentes). Muito embora, sabe-se que a determinação das propriedades termofísicas em tecido vivo são extremamente complexas (Duck, 1990). Desta forma, foram coletados os valores das propriedades termofísicas a partir de diversos autores (Tabela 3) para verificação da influência dos valores nos perfis de temperatura simulada.

Tabela 3 – Propriedades termofísicas de diversas referências

Tecido	Condutividade Térmica k (W/m°C)	Massa Específica $\rho$ (kg/m <sup>3</sup> )	Calor Específico c (J/kg°C)	Perfusão Sanguínea $\omega$ (s <sup>-1</sup> )	Calor Metabólico $\dot{q}_{met}$ (W/m <sup>3</sup> )
Glandular	0,48 <sup>a</sup>				
	0,5 <sup>e</sup>	1080 <sup>a</sup>	3000 <sup>b, j</sup>		
	0,42 <sup>h</sup>	1050 <sup>e</sup>	3770 <sup>e</sup>	0,00018 <sup>d</sup>	700 <sup>a, i, j, m</sup>
	0,499 ± 0,004 <sup>f</sup>	977 <sup>h</sup>	2968 <sup>h</sup>	0,0005 <sup>i</sup>	420 <sup>l</sup>
	0,33 <sup>i</sup>	1041 <sup>i</sup>	2960 <sup>j</sup>	0,00055 <sup>l</sup>	
	0,52 <sup>l</sup>	1000 <sup>l, m</sup>	4186 <sup>l, m</sup>		
0,19 <sup>m</sup>					
Tumor Maligno	0,48 <sup>a, j</sup>	1080 <sup>a</sup>	3500 <sup>b, d, k</sup>	0,009 <sup>d</sup>	—
	0,564 <sup>f</sup>	1050 <sup>e, i</sup>	3770 <sup>e, j</sup>	0,0053 <sup>l</sup>	
	0,397 ± 0,004 <sup>f</sup>	1000 <sup>l</sup>	4186 <sup>l</sup>	0,016 <sup>l, m</sup>	
	0,62 <sup>l, m</sup>				
Fibroadenoma		1080 <sup>a</sup>	3500 <sup>b</sup>		
	0,48 <sup>a</sup>	1050 <sup>e</sup>	3770 <sup>e</sup>	0,0018 <sup>c</sup>	—
		1000 <sup>l</sup>	4186 <sup>l</sup>		
Adiposo		850 <sup>h</sup>	2300 <sup>i</sup>		420 <sup>l</sup>
	0,23 – 0,27 <sup>f</sup>	911 <sup>i</sup>	2510 <sup>h</sup>	0,0002 <sup>j</sup>	400 <sup>j</sup>
	0,21 <sup>a, h, i, j, l</sup>	920 <sup>j</sup>	2348 <sup>z</sup>	0,00022 <sup>l, m</sup>	
		1000 <sup>l</sup>	3000 <sup>k</sup>		
			4186 <sup>l</sup>		
Sangue	0,5 <sup>e</sup>		4200 <sup>a</sup>		
	0,484 – 0,491 <sup>f</sup>	1060 <sup>a, j</sup>	3770 <sup>e</sup>		
	0,47 <sup>i</sup>	1050 <sup>e, i</sup>	3850 <sup>i</sup>	—	—
	0,52 <sup>j</sup>		3617 <sup>k</sup>		
			4186 <sup>l</sup>		

Fonte: Ng e Sudharsan (2001)<sup>a</sup>; Ekstrand *et al.* (2005)<sup>b</sup>; Furman-Haran *et al.* (2005)<sup>c</sup>; Gautherie (1980)<sup>d</sup>; Tzuet *et al.* (2005)<sup>e</sup>; Duck (1990)<sup>f</sup>; Çetingül e Herman (2010)<sup>g</sup>; Li *et al.* (2017)<sup>h</sup>; Werner e Buse (1988)<sup>i</sup>; Singh e Repaka (2017)<sup>j</sup>; Singh, Bhovmik e Repaka (2015)<sup>k</sup>; Figueiredo *et al.* (2019)<sup>l</sup>; Figueiredo, Fernandes e Guimaraes (2018)<sup>m</sup>

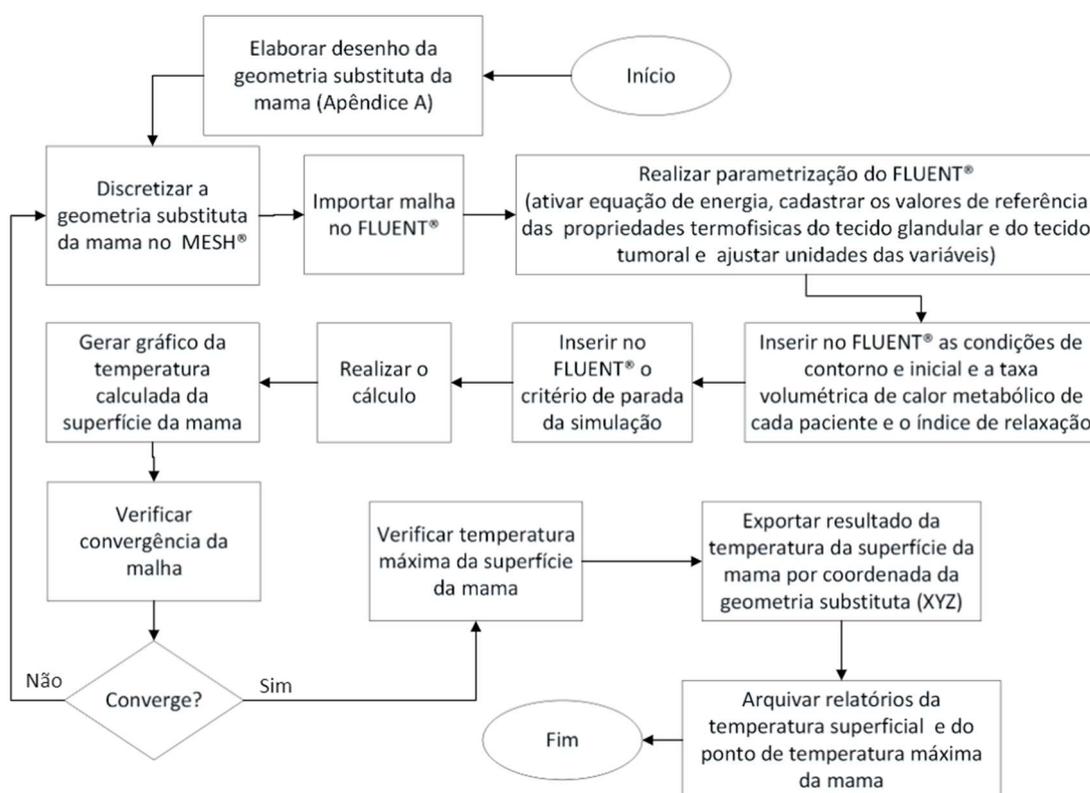
## 4.2 Simulação numérica

As simulações numéricas para obtenção dos perfis de temperatura da superfície da mama de cada paciente deste estudo foram realizadas no *software* FLUENT®. O ANSYS FLUENT® é um *software* de CFD (*Computational Fluid Dynamics* ou Fluidodinâmica Computacional) para modelagem de fluxo de fluidos, transferência de calor e reações químicas em geometrias complexas.

A discretização da geometria substituta da mama a ser utilizada na simulação computacional foi realizada inicialmente no *software* GAMBIT®. Após o GAMBIT® ser descontinuado, as malhas passaram a ser obtidas através do *software* MESH®.

O processo de simulação computacional se inicia com a geração de malha da geometria substituta da mama no GAMBIT® ou no MESH®. Em seguida, no FLUENT®, importa-se a malha e se incluem os dados e parâmetros a serem utilizados nos cálculos. A Figura 8 apresenta o fluxograma das atividades para realização das simulações numéricas.

Figura 9 – Fluxograma da simulação numérica



Fonte: A autora (2024).

A Equação 4.8 apresenta a Equação de Energia em sólidos rígidos utilizada na Versão 18.1 do *software*, utilizada neste trabalho (ANSYS, 2017).

$$\frac{\partial}{\partial t}(\rho h) + \nabla \cdot (\vec{v} \rho h) = \nabla \cdot (k \nabla T) + S_h \quad (4.8)$$

onde:  $\rho$ ,  $h$ ,  $k$ ,  $T$  e  $S_h$  são, respectivamente densidade, entalpia, condutividade, temperatura e taxa volumétrica de geração de calor. O termo  $\frac{\partial}{\partial t}(\rho h)$  representa a taxa volumétrica de armazenamento de volumétrica energia,  $\nabla \cdot (\vec{v} \rho h)$  representa a taxa volumétrica de escoamento do calor convectivo e o termo  $\nabla \cdot (k \nabla T)$  a taxa volumétrica de escoamento do calor através da condução. Foi usado como critério de parada e verificação de convergência que o valor máximo da norma da diferença entre o resultado do cálculo da equação de energia no passo de iteração atual e o resultado do cálculo da equação de energia no passo de iteração anterior seja menor que uma dada tolerância. Esta tolerância é usada para cálculo do novo estado estacionário.

A técnica do *software* de CFD consiste em integrar a equação de transporte sobre cada volume de controle, produzindo uma equação discreta que expressa a lei de conservação com base no volume de controle (ANSYS, 2017).

Maliska (2014) cita que um método numérico busca resolver uma ou mais equações diferenciais, substituindo as derivadas existentes por expressões algébricas. O ANSYS FLUENT® usa uma técnica baseada no Método de Volumes Finitos (MVF) para converter uma equação de transporte de um escalar em uma equação algébrica que pode ser resolvida numericamente. A solução aproximada da equação diferencial obtida usando métodos numéricos, tal como o MVF, possui determinado erro. Quanto maior o número de pontos, menor será o erro. Entretanto, o esforço computacional aumenta.

A resolução das equações algébricas utilizando cálculo numérico pode ser realizada através algoritmos diretos ou iterativos, sendo os iterativos mais indicados na solução de problemas não lineares. Através de sucessivas repetições do algoritmo,

o método iterativo leva a variável em estudo a um valor próximo da solução exata da equação (Patankar, 1980).

O índice de relaxação controla a taxa de atualização da solução da equação governante a cada iteração do cálculo numérico. Na sobre-relaxação assume-se valores acima de um para o índice de relaxação (Versteeg; Malalasekera, 2007). O aumento ou diminuição das diferenças obtidas da variável em estudo a cada iteração está relacionada com o índice de relaxação, sendo a subrelaxação (índice de relaxação entre 0 e 1) mais utilizada em problemas não lineares (Patankar, 1980).

O ANSYS FLUENT® utiliza o subrelaxamento para controlar a atualização de variáveis computadas em cada iteração. O subrelaxamento, também denominado de relaxação explícita, reduz a nova solução da variável ( $\varphi$ ) conforme Equação 4.9. O novo valor da variável depende do valor antigo ( $\varphi_{antigo}$ ), da mudança computada ( $\Delta\varphi$ ) e do fator de subrelaxamento ( $i_{relaxação}$ ). Embora no *software* os parâmetros de subrelaxamento padrão para todas as variáveis estejam definidos para valores próximos do ótimo, no maior número possível de casos é possível realizar alterações do parâmetro de subrelaxamento (ANSYS, 2017).

$$\varphi = \varphi_{antigo} + i_{relaxação}\Delta\varphi \quad (4.9)$$

### 4.3 Estimativa de parâmetros termofísicos

As estimativas dos parâmetros termofísicos foram obtidas através da resolução de problemas inversos de transferência de calor ou problemas mal-postos. Segundo Özisik e Orlande (2000), o problema inverso busca estimar uma ou mais características de um sólido a partir de suas temperaturas, ou seja, o efeito é conhecido e as causas, estimadas. Procedimentos de otimização são geralmente utilizados para resolução de problemas mal-postos.

As rotinas utilizadas foram desenvolvidas no MATLAB® por Bezerra (2013), porém adaptadas a este estudo. Foram realizados diversos modelos de otimização, sendo eles:

- Otimização em relação à temperatura máxima superficial da região do tumor da imagem por infravermelho utilizado o Método SQP (Programação Sequencial Quadrática): verificam-se os valores para as variáveis a serem estimadas que minimiza a diferença entre a máxima temperatura da superfície da mama localizada sobre a região do tumor e a temperatura estimada para o mesmo ponto;
- Otimização em relação ao ponto de temperatura máxima da superfície da mama que está localizada sobre a região do tumor da imagem por infravermelho utilizado o Método PSO (Enxame de Partículas);
- Otimização utilizando o mapeamento associado ao Método SQP: verifica os valores das variáveis em estudo que minimizam a diferença de temperatura dos *pixels* da área da mama e a temperatura estimada para mesma área, ponto a ponto;
- Otimização utilizando o mapeamento associado ao Método PSO (Enxame de Partículas).

A formulação matemática do problema de otimização utilizando a temperatura máxima da área da superfície da mama que está localizada sobre a região do tumor é dada pelas Equações 4.10 e 4.11:

$$\min f(x) = [T_{maxcalc}(x) - T_{exp}]^2 \quad (4.10)$$

sujeito a:

$$P_i^l \leq P_i \leq P_i^u \quad i = 1, \dots, n \quad (4.11)$$

onde:

$T_{maxcal}$  = temperatura máxima da superfície da mama, sobre a área do tumor, calculada numericamente (°C);

$T_{exp}$  = temperatura máxima da superfície da mama, sobre a área do tumor, medida experimentalmente na imagem por infravermelho e acrescida com o valor de erro sistemático da câmera (°C);

$P_i$  = variável a ser estimada;

$x$  = vetor que representa os parâmetros desconhecidos ( $P_1, P_2, \dots, P_n$ );

$P_i^l$  e  $P_i^u$  = restrições de limite inferior e superior das variáveis a serem estimadas.

A formulação matemática do problema otimização utilizando o mapeamento de textura é dada pelas Equações 4.12 e 4.13:

$$\min f(x) = [T_{calc}(x) - T_{exp}]^2 \quad (4.12)$$

sujeito a:

$$P_i^l \leq P_i \leq P_i^u \quad i = 1, \dots, n \quad (4.13)$$

onde:

$T_{cal}$  = vetor com as temperaturas de todos nós da superfície da mama, calculada numericamente (°C);

$T_{exp}$  = vetor com as temperaturas medidas pela imagens termográfica de todos nós da superfície da mama, mapeadas e acrescidas com o valor de erro sistemático da câmera (°C);

$P_i$  = variável a ser estimada;

$x$  = vetor que representa os parâmetros desconhecidos ( $P_1, P_2, \dots, P_n$ );

$P_i^l$  e  $P_i^u$  = restrições de limite inferior e superior das variáveis a serem estimadas.

O processo de otimização também foi realizado utilizando *Optimization Toolbox*<sup>TM</sup> do MATLAB<sup>®</sup> (R2010a) e parametrizada com o Método SQP (função *fmincon*) ou o Método PSO (função *particleswarm*).

Nesta tese de doutorado, as estimativas obtidas a partir dos modelos de otimização citados acima serão considerados insatisfatórios quando os resultados forem iguais às restrições laterais ou à estimativa inicial do problema de otimização. Visto que, quando a solução torna-se igual às restrições laterais, a diferença entre o resultado e os valores de referência são considerados elevados para este estudo. Quando a solução do problema de otimização apresenta o mesmo valor da estimativa

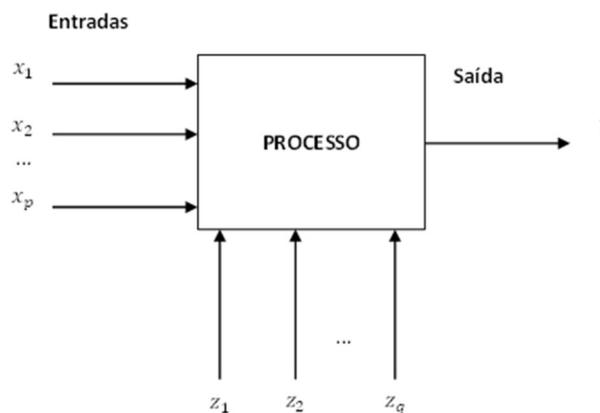
inicial indica que o processo de busca do otimizador não conseguiu encontrar melhores resultados no intervalo de soluções possíveis, impostos na restrição do problema de otimização.

#### 4.4 Planejamento de Experimentos (DOE – *Design Of Experiments*)

Em engenharia, comumente se faz necessário entender as relações de causa e efeito em um determinado processo ou sistema. Em um experimento planejado as variáveis de entrada são alteradas de forma que possa ser avaliado o impacto de suas alterações sobre uma resposta ou saída, de forma que conclusões válidas sejam obtidas a partir de uma análise adequada dos dados. (Rotondaro et al., 2002; Montgomery, 2013).

Os métodos de planejamento de experimentos ou delineamento de experimentos podem ser utilizados para identificar as variáveis que influenciam um determinado processo (Figura 10). Ressalta-se que existem variáveis controláveis,  $(x_1, x_2, \dots, x_p)$  e variáveis não controláveis ou fatores de ruídos  $(z_1, z_2, \dots, z_q)$  (Montgomery, 2016).

Figura 10 – Modelo geral de um processo



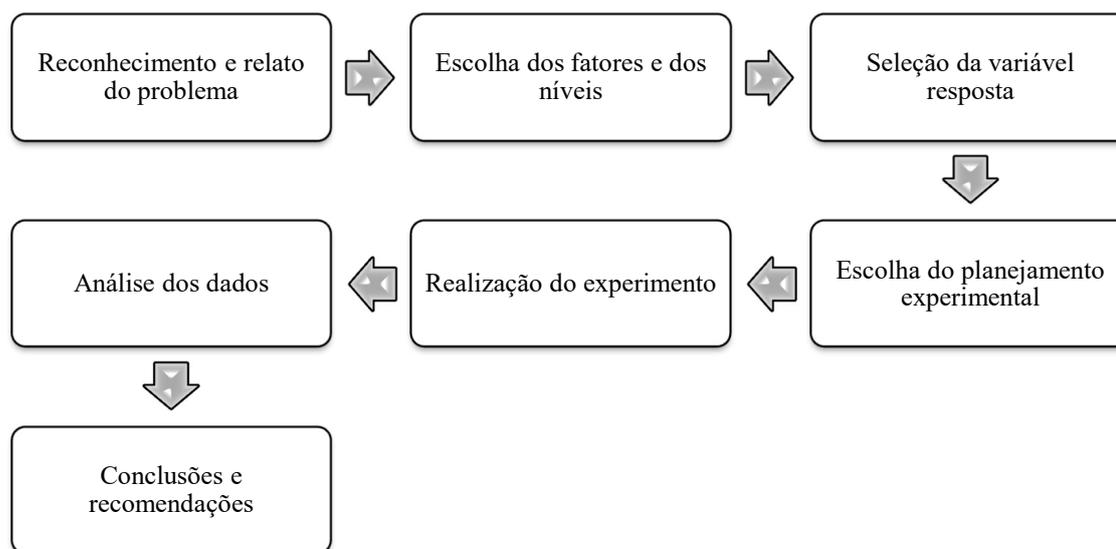
Fonte: Rotondaro et al. (2002).

Em um processo, as variáveis ou entradas independentes controladas, para as quais se deseja testar os efeitos, são chamadas de fatores. Chama-se níveis, aos

possíveis valores, quantitativos ou qualitativos, que um fator pode assumir no experimento e resposta (Y), é a saída do processo (Rotondaro et al., 2002).

A Figura 11 apresenta as etapas do procedimento recomendado na condução de um planejamento de experimentos (Montgomery, 2013).

Figura 11 – Procedimento para planejamento de experimentos



Fonte: Adaptado de Montgomery (2013).

Pode-se utilizar a tabela cruzada (ou de dupla entrada) ou a tabela de contrastes para apresentação das respostas dos experimentos ( $Y_1, Y_2, \dots, Y_n$ ). A Tabela 4 apresenta um exemplo de tabela cruzada ou de dupla entrada, considerando um experimento de dois fatores (A e B) com dois níveis para cada um deles (baixo e alto).  $A_0$  e  $B_0$ , para os níveis baixos e  $A_1$  e  $B_1$ , para os níveis altos (Rotondaro et al., 2002).

Tabela 4 – Exemplo tabela cruzada ou de dupla entrada de dois fatores com dois níveis cada

		Fator B	
		$B_0$	$B_1$
Fator A	$A_0$	$Y_1$	$Y_3$
	$A_1$	$Y_2$	$Y_4$

Fonte: Rotondaro et al. (2002).

Na Tabela 5, pode-se observar um exemplo de uma tabela de contrastes de dois fatores com dois níveis cada ( -1 representa o nível baixo para cada fator e +1, o nível alto).

Tabela 5 – Exemplo tabela de contrastes de dois fatores com dois níveis cada

<b>Experimento</b>	<b>Tratamento</b>	<b>A</b>	<b>B</b>	<b>Resposta</b>
1	A <sub>0</sub> B <sub>0</sub>	-1	-1	Y <sub>1</sub>
2	A <sub>1</sub> B <sub>0</sub>	+1	-1	Y <sub>2</sub>
3	A <sub>0</sub> B <sub>1</sub>	-1	+1	Y <sub>3</sub>
4	A <sub>1</sub> B <sub>1</sub>	+1	+1	Y <sub>4</sub>

Fonte: Rotondaro et al. (2002).

Nesta tese, o planejamento de experimentos foi aplicado para dois grupos de fatores: o primeiro grupo analisou a influência de dez fatores na temperatura superficial simulada da mama e o segundo grupo se resumiu apenas a oito parâmetros termofísicos que foram considerados no estudo. Foram utilizadas imagens por infravermelho e dados coletados de duas pacientes do ambulatório de Mastologia do Hospital das Clínicas de Pernambuco. Uma das pacientes possuía câncer e a outra, um tumor benigno.

Em cada grupo de fatores citados acima, foram realizados dois planejamentos de experimentos para cada paciente: No primeiro estudo, o tumor mamário foi modelado conforme dimensões identificadas através do exame de ultrassonografia da paciente. No segundo, as dimensões do tumor mamário foram artificialmente aumentadas com o objetivo de verificar a influência do tamanho do tumor durante a realização dos experimentos.

Na primeira etapa, as variáveis de entrada (ou fatores) selecionadas foram: condutividade térmica da mama, condutividade térmica do tumor, massa específica da mama, massa específica do tumor, calor específico da mama, calor específico do tumor, perfusão sanguínea da mama, perfusão sanguínea do tumor, número de nós da malha e o índice de relaxação utilizado na simulação numérica. A variável de saída observada foi a temperatura máxima da mama na superfície na região do tumor.

A identificação dos dez parâmetros a serem estudados deu-se a partir de estudos anteriores sobre a influência de diversos parâmetros, isoladamente, no perfil de temperatura na superfície da mama. Como não se obtiveram conclusões satisfatórias, optou-se por utilizar DOE para realização da análise.

Em seguida, apenas parâmetros termofísicos foram escolhidos para análise: condutividade térmica da mama, condutividade térmica do tumor, massa específica da mama, massa específica do tumor, calor específico da mama, calor específico do tumor, perfusão sanguínea da mama e perfusão sanguínea do tumor.

Na Figura 12, tem-se a visualização dos oito estudos realizados considerando dois grupos de fatores, duas pacientes e as diferentes dimensões das anomalias utilizadas em cada estudo.

Figura 12 – Análises realizadas utilizando planejamento de experimentos

Grupo 1 (DOE com dez fatores)	Paciente #18443694	Dimensões conforme indicação ultrassonografia
		Dimensões aumentadas virtualmente
	Paciente #13013454	Dimensões conforme indicação ultrassonografia
		Dimensões aumentadas virtualmente
Grupo 2 (DOE com oito fatores)	Paciente #18443694	Dimensões conforme indicação ultrassonografia
		Dimensões aumentadas virtualmente
	Paciente #13013454	Dimensões conforme indicação ultrassonografia
		Dimensões aumentadas virtualmente

Fonte: A autora (2024).

O planejamento de experimentos utilizado neste trabalho foi obtido com o auxílio do *software* Minitab®. Para determinação dos níveis dos parâmetros termofísicos (fatores), realizou-se uma pesquisa sobre os valores utilizados dos parâmetros termofísicos por diversos autores, resumidos na Tabela 3. A partir dos valores observados, determinou-se para cada caso analisado, os valores mínimos e

máximos de cada fator, resultando em experimentos com dez fatores e dois níveis ( $2^{10}$ ) e com oito fatores e dois níveis ( $2^8$ ).

Devem-se utilizar experimentos fatoriais quando vários fatores são de interesse em um experimento. Neste tipo de experimento, todas as combinações possíveis dos níveis de fatores são investigadas para cada tentativa completa ou réplica do experimento. Desta forma, em experimentos de dois fatores, A e B, com “a” níveis do fator A e “b” níveis do fator B, haverá todas as ab combinações em cada réplica. Em um experimento de três fatores com “a” níveis do fator A, “b” níveis do fator B e “c” níveis do fator C, conterá três efeitos principais (A, B e C), três interações de segunda ordem (AB, AC e BC) e uma interação de terceira ordem (ABC) (Montgomery, 2013).

O efeito do fator ou efeito principal é a variação na resposta produzida pela mudança no nível do fator. Quando há interação entre os fatores, a resposta entre os níveis de um fator não é a mesma em todos os níveis dos outros fatores, ou seja, no caso em que se verifica que o efeito de B depende do nível do fator de A, indica que existe interação entre os fatores A e B. Os efeitos principais correspondentes possuem pouco significado prático quando uma interação é grande (Montgomery, 2013).

Planejamentos de k fatores e dois níveis ( $2^k$ ) são recomendados em estágios iniciais de um trabalho quando muitos fatores são investigados. Por outro lado, quando o número de fatores cresce em um experimento fatorial aumenta o número de efeitos que podem ser estimados também. É uma prática comum utilizar planejamento fatorial fracionado para obter informações sobre os efeitos principais e interações de ordens baixas (Montgomery, 2013).

Optou-se pela utilização de um experimento fatorial fracionado, visto que o experimento fatorial completo exige uma quantidade maior de ensaios que o experimento escolhido.

O experimento fatorial completo permite estimar todas as interações entre os fatores, enquanto o experimento fatorial fracionado utiliza um subconjunto (uma fração) de um experimento fatorial completo (Montgomery, 2013). Neste trabalho foi

utilizada a fração 1/8 (um oitavo) para geração do planejamento de experimentos de dez fatores e a fração de 1/4 (um quarto) para geração do planejamento de experimentos de oito fatores. Tal escolha está relacionada à resolução do experimento fatorial (até que ponto um experimento fatorial fracionado é confundido com outros efeitos).

Montgomery (2013) cita que as resoluções III, IV e V são as mais comuns. Neste estudo, têm-se a resolução V. A resolução V indica que:

“Nenhum efeito principal ou interação de 2 fatores é confundido com qualquer outro efeito principal ou com interações de 2 fatores, mas as interações de 2 fatores são confundidas com interações de 3 fatores, e os efeitos principais são confundidos com interações de 4 fatores”  
(Montgomery, 2013, pag. 278).

Outra característica a ser especificada quando da aplicação do planejamento de experimentos é a quantidade de replicações. Replicações são vários ensaios experimentais sujeitas às mesmas definições de fatores (níveis), ou seja, pode-se optar executar o experimento uma vez ou com diversas replicações. Neste estudo a quantidade de replicações foi considerada igual a um (1). Na simulação numérica não é necessário a replicação dos experimentos.

A análise do experimento fatorial ( $2^{10}$ ) também foi realizada utilizando *software* Minitab®. São alguns valores no resultado da análise:

Soma dos quadrados ( $SQ(A_j)$ ) – representa uma medida de variação ou desvio da média.

Média dos quadrados ( $QM(A_j)$ ) – utilizadas para determinar se os termos no modelo de regressão são significantes. Obtém-se dividindo a soma dos quadrados pelo grau de liberdade correspondente de cada fator.

Valor p – utilizado para determinar se a associação entre a resposta e cada termo do modelo é estatisticamente significativa. Deve-se comparar o valor-p com o nível de significância ( $\alpha$ ). Se o valor-p for menor ou igual ao nível de significância, é

possível concluir que há uma associação estatisticamente significativa entre a variável de resposta e o termo. O nível de significância ( $\alpha$ ), é a probabilidade de rejeição da hipótese nula quando ela é verdadeira. Geralmente, um nível de significância ( $\alpha$ ) de 0,05 funciona bem. Um nível de significância de 0,05 indica um risco de 5% de se concluir que o coeficiente não é 0 quando, na verdade, ele é.

$R^2$  - índice de determinação. Trata-se de um valor que indica a qualidade do ajuste. Quando mais próximo de 100%, melhor o modelo ajusta seus dados ( $R^2$  varia entre 0 e 100%).

## 5. RESULTADOS

Neste tópico serão apresentadas as análises realizadas nesta pesquisa. Visto que, no estudo de Espíndola (2017) não foi possível realizar estimativas de parâmetros termofísicos de geometrias substitutas da mama utilizando um método de programação matemática (SQP) a partir do mapeamento de textura, iniciou-se com a análise de sensibilidade para entender a interferência do índice de relaxação para a simulação numérica do ponto de máxima temperatura da superfície da mama localizada sobre a na região do tumor.

Em seguida, foram realizadas estimativas das condutividades térmicas dos tecidos mamário e tumoral utilizando métodos de otimização baseado em programação matemática (SQP) e da computação natural (PSO). Tanto a análise de sensibilidade, quanto as estimativas nesta fase inicial foram realizadas para a Paciente #18443694 (paciente com tumor maligno) e as geometrias substitutas da mama foram elaboradas tanto no GAMBIT®, quanto no SpaceClaim®.

Neste estudo foram geradas três geometrias substitutas para a Paciente #1844369-4 com refinamento de malha distintos. Uma obtida através do GAMBIT® e as duas outras desenhadas utilizando o SpaceClaim® e malhas geradas no MESH®. Foi realizada a análise de convergência, para a máxima temperatura superficial sobre a região do tumor, para todas as malhas. Na Tabela 6, tem-se os dados das malhas convergidas utilizadas.

Tabela 6 – Malhas utilizadas – Paciente #1844369-4

<b>Malha</b>	<b>Software</b>	<b>Nós</b>	<b>Células</b>	<b>Faces</b>
Malha #1	GAMBIT®	162.231	925.390	1.867.273
Malha #2	SpaceClaim® + MESH®	459.084	2.455.552	5.007.255
Malha #3	SpaceClaim® + MESH®	887.950	5.175.652	10.390.844

Fonte: A autora (2024).

As primeiras análises de sensibilidade foram realizadas utilizando as Malhas #1 e #2. No caso das análises de sensibilidades para avaliação da interferência do índice de relaxação nas estimativas das condutividades térmicas da mama e do tecido

tumoral, foram realizadas quatro tipos de estimativa para cada uma das três malhas (Ver Quadro 1).

Quadro 1 – Análises de sensibilidade realizadas

<b>Análise de sensibilidade para estimativas</b>	Realizadas estimativas da condutividade térmica da mama a partir do ponto de máxima temperatura superficial na região do tumor utilizando o Método SQP.
	Realizadas estimativas da condutividade térmica da mama a partir do ponto de máxima temperatura superficial na região do tumor utilizando o Método PSO.
	Realizadas estimativas da condutividade térmica da mama a partir do mapeamento de textura da superfície da mama utilizando o Método SQP.
	Realizadas estimativas da condutividade térmica da mama a partir do mapeamento de textura da superfície da mama utilizando o Método PSO.

Fonte: A autora (2024).

Em seguida serão apresentados os resultados, devido à necessidade de ampliar o estudo, das análises dos parâmetros termofísicos definidos no estudo obtidos a partir da utilização do DOE em duas etapas para cada paciente (Paciente #18443694 e Paciente #13013454).

Após a aplicação da técnica DOE foram realizadas novas estimativas da condutividade térmica da mama para as pacientes citadas, utilizando os métodos de otimização SQP e PSO, tanto para estimativa considerando apenas o ponto de temperatura máxima na região do tumor, quanto utilizando mapeamento de texturas.

A Tabela 7 apresenta as informações sobre a anomalia da mama diagnosticada para as Pacientes #1844369-4 e #13013454 através consulta do prontuário das pacientes, bem como aos seus exame de ultrassonografia. Os dados sobre a localização do tumor são essenciais para a construção da geometria substituta da mama. A geometria do tumor para a paciente com tumor maligno foi aproximada por um cilindro.

Tabela 7 – Dados sobre anomalia da mama das Pacientes #1844369-4 e #1301345-4

Dados	Paciente #1844369-4	Paciente #1301345-4
Idade	49 anos	34 anos
Tipo de anomalia	Tumor maligno	Fibroadenoma (neoplasia benigna)
Dimensão do tumor	17 x 8 milímetros (aproximada por um cilindro)	Esférico de 13 milímetros de diâmetro
Localização do tumor	Quadrante superior externo (QSE) da mama esquerda, situado a 16 milímetros de profundidade da pele.	Quadrante inferior externo (QIE) da mama esquerda, situado a 6 milímetros da superfície da pele.

Fonte: A autora (2024).

Na Tabela 8, têm-se as informações coletadas durante a captura da imagem por infravermelho. Ressaltando que foram seguidos todos os itens do protocolo de captação de imagens desenvolvido pela equipe do estudo descrito por Oliveira (2012).

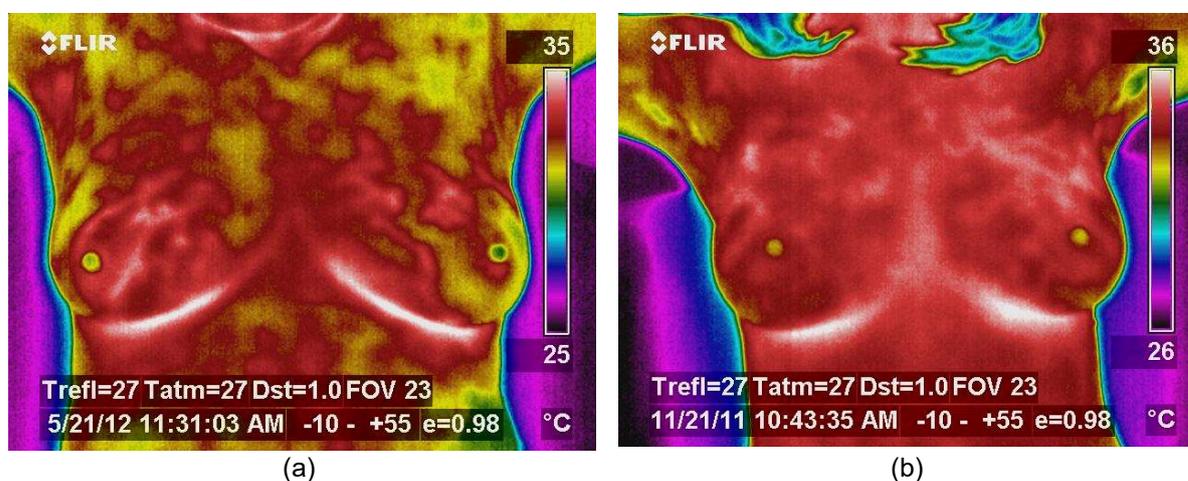
Tabela 8 – Informações coletadas na captura da imagem por infravermelho

<i>Informações coletadas durante a captura da imagem termográfica</i>	Paciente #1844369-4	Paciente #1301345-4
Temperatura corporal da paciente	36,80°C	36,70°C
Umidade	61%	62%
Temperatura máxima da imagem termográfica	34,30°C	34,68°C
Temperatura máxima da imagem termográfica (corrigida pelo erro da câmera)	35,27°C	35,60°C

Fonte: A autora (2024).

Observa-se nas Figuras 13.a e 13.b, as imagens termográficas captadas conforme protocolo estabelecido previamente e utilizadas neste estudo.

Figura 13 – Imagens por infravermelho: (a) Paciente #1844369-4 (b) Paciente #1301345-4



Fonte: A autora (2024).

Todas as estimativas e simulações foram realizadas em um *notebook* com dedicação exclusiva para realização dos cálculos. A configuração do *notebook* utilizado foi o Dell i15-5567-A40C com processador Intel Core i7-7500U (7ª geração), memória RAM de 8GB e armazenamento de 1TB de HD.

### 5.1 Análise de Sensibilidade - Paciente #1844369-4

A fim de estudar a análise da interferência do índice de relaxação no valor da temperatura máxima estimada na área da superfície da mama que está localizada sobre a região do tumor foram realizadas simulações numéricas no *software* FLUENT® com as três malhas obtidas para a Paciente #1844369-4, alterando os valores dos índices de relaxação.

#### 5.1.2 Análise de Sensibilidade - interferência do índice de relaxação para a Malha #1

Nesta primeira análise serão apresentados os resultados das simulações numéricas realizadas no *software* FLUENT® utilizando a malha GAMBIT®. Visto a descontinuidade do GAMBIT, foi necessário utilizar a mesma malha utilizada por Bezerra (2013). A Tabela 9 mostra a análise de convergência de malha para a máxima temperatura superficial sobre a região do tumor realizada por Bezerra (2013).

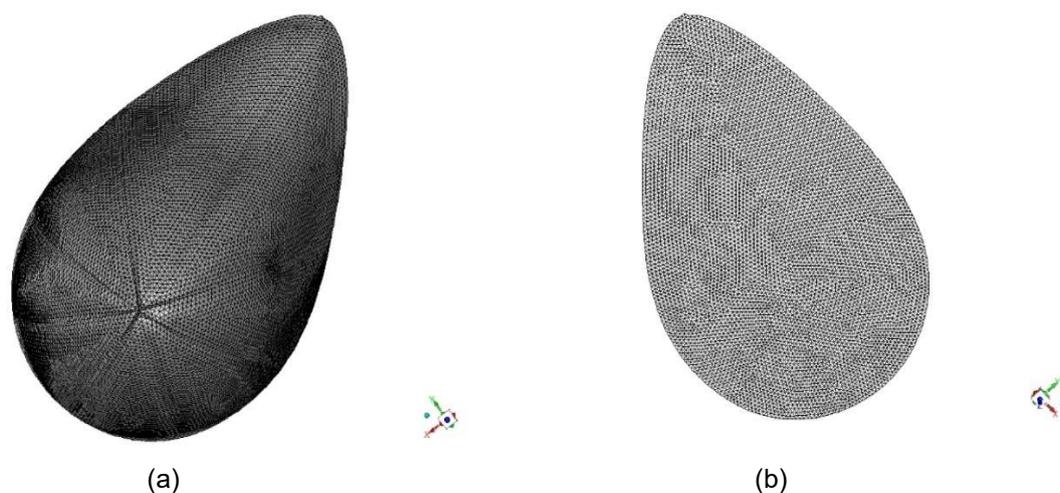
Tabela 9 – Análise convergência da Malha #1 – Paciente #1844369-4

Teste	Número de Nós	Temperatura Máxima
4	140.219	34,80
5	144.362	35,15
6	162.231	35,30
7	172.855	35,30

Fonte: Adaptado de Bezerra (2013).

As figuras 14 (a) e 14 (b) apresentam uma visão da Malha #1 convergida utilizada (teste #6 da Tabela 9).

Figura 14 – Malha #1 - Paciente #1844369-4. (a) visão da malha a partir da superfície frontal da mama (b) visão da malha a partir da superfície da mama junto ao tórax da paciente



Fonte: A autora (2024).

A Tabela 10 apresenta os índices de relaxação utilizados em cada simulação, o número de iterações necessárias para atendimento do critério de parada para a simulação, a temperatura simulada do mesmo ponto de temperatura máxima da imagem por infravermelho na área da superfície da mama que está localizada sobre a região do tumor e a diferença entre a temperatura simulada e a temperatura máxima da superfície da mama na superfície da região do tumor da imagem por infravermelho em graus Celsius (Equação 5.1) e em percentual (Equação 5.2). Como apresentado na Tabela 8, a temperatura máxima da superfície da mama na imagem por infravermelho na região do tumor foi 35,27°C.

$$Diferença (^{\circ}C) = Temp. Max. Simulada(^{\circ}C) - 35,27(^{\circ}C) \quad (5.1)$$

$$Diferença (\%) = \frac{Diferença (^{\circ}C)}{35,27 (^{\circ}C)} \times 100 \quad (5.2)$$

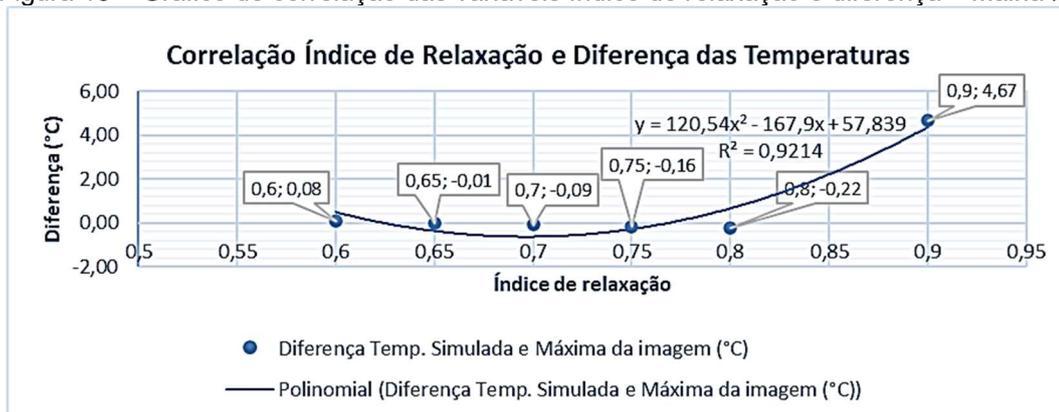
Tabela 10 – Análise do índice de relaxação – Malha #1

Índice de relaxação	Número iterações	Temp. Max. Simulada (°C)	Diferença Temp. Simulada e Máx. da imagem (°C)	Diferença Temp. Simulada e Máxima da imagem (%)
0,9	188	39,94	4,67	13,23%
0,8	363	35,05	-0,22	-0,64%
0,75	446	35,11	-0,16	-0,46%
0,7	522	35,18	-0,09	-0,25%
<b>0,65</b>	<b>590</b>	<b>35,26</b>	<b>-0,01</b>	<b>-0,03%</b>
0,6	646	35,35	0,08	0,23%

Fonte: A autora (2024).

A Figura 15 apresenta o gráfico de correlação entre as variáveis índice de relaxação e diferença entre as temperaturas simulada e máxima da imagem por infravermelho.

Figura 15 – Gráfico de correlação das variáveis índice de relaxação e diferença – Malha #1



Fonte: A autora (2024).

Observa-se que a diferença entre a temperatura simulada e a temperatura da imagem por infravermelho diminui à medida que o índice de relaxação diminui até um ponto de mínimo. Entretanto, a partir deste ponto, a diferença entre as temperaturas aumenta à medida que o índice de relaxação diminui. Este comportamento indica que há influência do índice de relaxação no cálculo das temperaturas superficiais da mama.

Na maioria dos pontos observados, os valores das diferenças entre as temperaturas analisadas são negativas (menor que 0), influenciando a equação que representa a correlação. Desta forma, a curva apresentou a concavidade para cima.

Para determinação da malha a ser utilizada (análise de convergência), deve-se estabelecer a malha na qual a menor diferença possível entre a temperatura calculada e a temperatura máxima sobre a região do tumor da termografia. Desta forma, a mínima diferença observada ocorreu no cálculo utilizando o mesmo índice de relaxação da análise de convergência (0,65).

Vê-se também que o coeficiente de correlação ( $R^2=0,9214$ ) se aproxima de 1 para uma correlação quadrática. Spiegel (1993) cita que quanto mais o coeficiente de correlação estiver próximo de um, melhor, sendo denominado correlação perfeita quando  $R^2$  for igual a 1.

### 5.1.3 Análise de Sensibilidade - interferência do índice de relaxação para a Malha #2

Também foram realizadas simulações numéricas no *software* FLUENT® utilizando a Malha #2. A Malha #2 foi a mesma utilizada no estudo de Melo (2017) para a mesma paciente. Segue Tabela 11 com a análise de convergência de malha para a máxima temperatura superficial sobre a região do tumor realizada por Melo (2019).

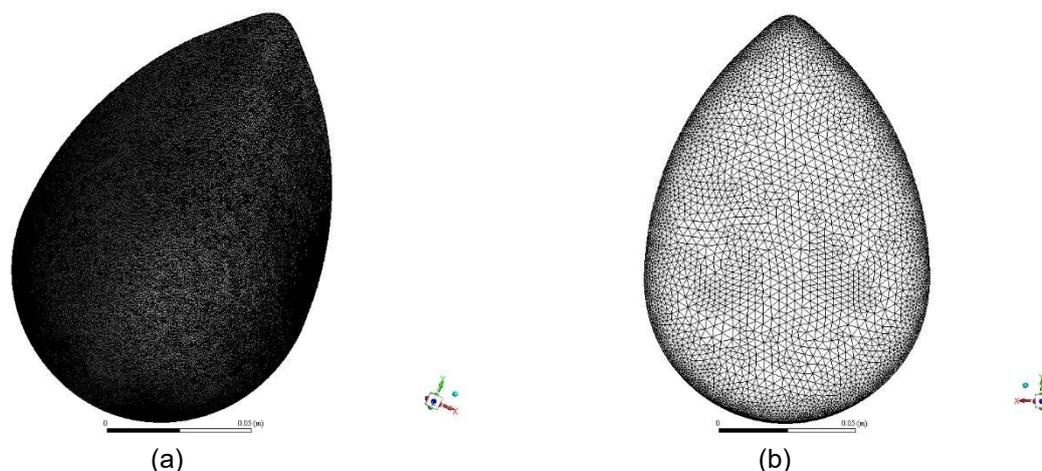
Tabela 11 – Análise convergência da Malha #2 – Paciente #1844369-4

<b>Teste</b>	<b>Número de Nós</b>	<b>Temperatura Máxima</b>
1	240.296	35,37
2	338.357	35,43
3	459.084	35,46
4	560.079	35,47

Fonte: Adaptado de Melo (2019).

As figuras 16 (a) e 16 (b) apresentam uma visão da Malha #2 convergida utilizada (Teste #3 da Tabela 11).

Figura 16 – Malha #2 - Paciente #1844369-4. (a) visão da malha a partir da superfície frontal da mama (b) visão da malha a partir da superfície da mama junto ao tórax da paciente



Fonte: A autora (2024).

A Tabela 12 apresenta os resultados da diferença (em °C e em %) entre as temperaturas (temperatura simulada e a temperatura da imagem por infravermelho), calculadas utilizando as Equações 5.1 e 5.2.

Tabela 12 – Análise do índice de relaxação – Malha #2

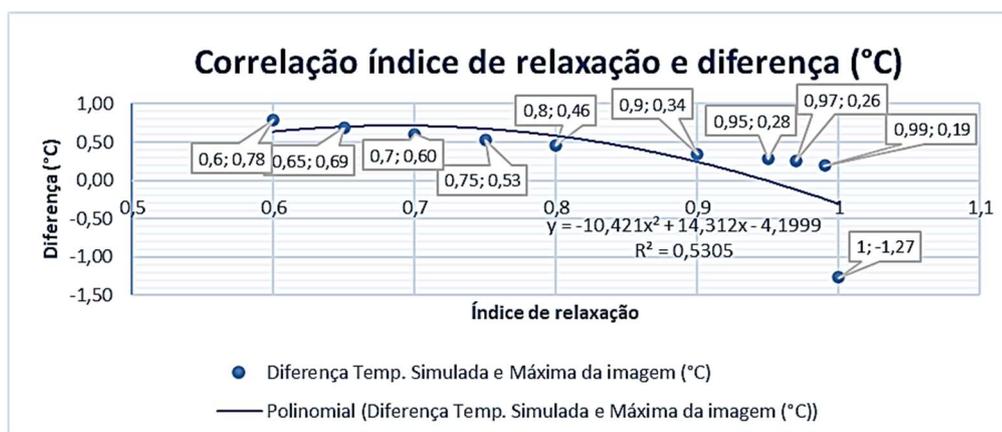
Índice de relaxação	Número iterações	Temp. Max. Simulada (°C)	Diferença Temp. Simulada e Máxima da imagem (°C)	Diferença Temp. Simulada e Máxima da imagem (%)
1	5	34,00	-1,27	-3,59%
<b>0,99</b>	<b>37</b>	<b>35,46</b>	<b>0,19</b>	<b>0,54%</b>
0,97	103	35,53	0,26	0,74%
0,95	170	35,55	0,28	0,80%
0,90	331	35,61	0,34	0,96%
0,80	625	35,73	0,46	1,30%
0,75	748	35,80	0,53	1,49%
0,70	846	35,87	0,60	1,71%
0,65	911	35,96	0,69	1,95%
0,60	930	36,05	0,78	2,22%

Fonte: A autora (2024).

No gráfico apresentado na Figura 17, tem-se um comportamento semelhante ao estudo realizado com a Malha #1, ou seja, a diferença entre a temperatura simulada e a temperatura da imagem por infravermelho diminui à medida que o índice de relaxação diminui até um ponto de mínimo, e a partir deste ponto, mesmo o índice de relaxação ainda diminuindo, a diferença (em módulo) entre as temperaturas aumenta.

O ponto de diferença mínima ocorreu para o índice de relaxação utilizado na convergência da malha.

Figura 17 – Gráfico de correlação das variáveis índice de relaxação e diferença – Malha #2



Fonte: A autora (2024).

Diferentemente do caso anterior, a maioria dos valores das diferenças entre as temperaturas analisadas são positivas (maiores que 0), influenciando a equação que representa a correlação. Desta forma, a curva apresentou a concavidade para baixo.

Compararam-se também, as diferenças das temperaturas em malhas geradas no mesmo *software* (Malha #2 e Malha #3) com o mesmo índice de relaxação (0,99), porém com diferentes graus de refinamento. Na Tabela 13, vê-se que a malha mais refinada necessitou menor número de iterações, apresentando resultado da temperatura máxima simulada mais próxima à temperatura máxima da imagem termográfica que o resultado da simulação numérica com a malha menos refinada.

Tabela 13 – Temperatura máxima simulada – Malhas #2 e #3

Malha	Número iterações	Temp. Max. Simulada (°C)	Diferença Temp. Simulada e Máxima da imagem (°C)	Diferença Temp. Simulada e Máxima da imagem (%)
Malha #2	37	35,46	0,19	2,22%
Malha# 3	29	35,35	0,08	0,23%

Fonte: A autora (2024).

Com as análises de sensibilidade demonstradas, foi possível observar que o índice de relaxação interfere no resultado das simulações numérica quando se mantém o refinamento da malha constante.

Visto que mesmo utilizando a mesma malha, a temperatura simulada em estudo pode apresentar valores diversos (dependendo do índice de relaxação utilizado na simulação), iniciou-se a análise de sensibilidade do índice de relaxação e, conseqüentemente, da diferença entre as temperaturas, em relação às estimativas das condutividades térmicas da mama e tumoral. Os resultados estão apresentados nos tópicos a seguir.

#### 5.1.4 Análise de Sensibilidade -interferência do índice de relaxação na estimativa de parâmetros termofísicos - Malha #1

As estimativas foram realizadas apenas para as propriedades termofísicas condutividades térmicas, da mama ( $k_{mama}$ ) e do tumor ( $k_{tumor}$ ), da Paciente #1844369-4 de forma isolada (condutividade térmica da mama ou do tumor por vez) ou simultânea (a condutividade térmica da mama e do tumor calculas juntas) a partir do ponto de temperatura máxima da imagem por infravermelho e do mapeamento de textura. Utilizaram-se as três malhas citadas na Tabela 8 e dois métodos de otimização para a resolução do problema inverso: SQP e PSO.

Neste tópico serão apresentadas as estimativas realizadas com a Malha #1 realizadas isolada e simultaneamente utilizando o Método SQP e simultaneamente o utilizando o Método PSO. Foram utilizadas: a temperatura máxima da superfície da mama da imagem termográfica na região do tumor e o mapeamento de textura. Foram observados os valores estimados para a variável em estudo e o resultado da função objetivo.

##### *5.1.4.1 Estimativas das condutividades térmicas utilizando a Malha #1 a partir da temperatura máxima– Método SQP*

Na Tabela 14, têm-se os resultados obtidos das estimativas das condutividades térmicas da mama e do tumor realizadas isoladamente a partir do ponto de

temperatura máxima da área do tumor da imagem por infravermelho utilizando o Método SQP e vários índices de relaxação (por conseguinte, várias temperaturas máximas simuladas).

O cálculo do erro da estimativa (em  $W/m^{\circ}C$  e em %) foram obtidos através das Equações 5.3 e 5.4 e representa o distanciamento do resultado comparado com o valor de referência para a variável ( $0,48 W/m^{\circ}C$ ).

$$Erro (W/m^{\circ}C) = Valor estimado (W/m^{\circ}C) - 0,48 \left(\frac{W}{m}^{\circ}C\right) \quad (5.3)$$

$$Erro (\%) = \frac{Erro \left(\frac{W}{m}^{\circ}C\right)}{0,48 \left(\frac{W}{m}^{\circ}C\right)} \times 100 \quad (5.4)$$

Tabela 14 – Estimativas isoladas realizadas com a Malha #1 – Método SQP a partir do ponto de temperatura máxima da imagem por infravermelho

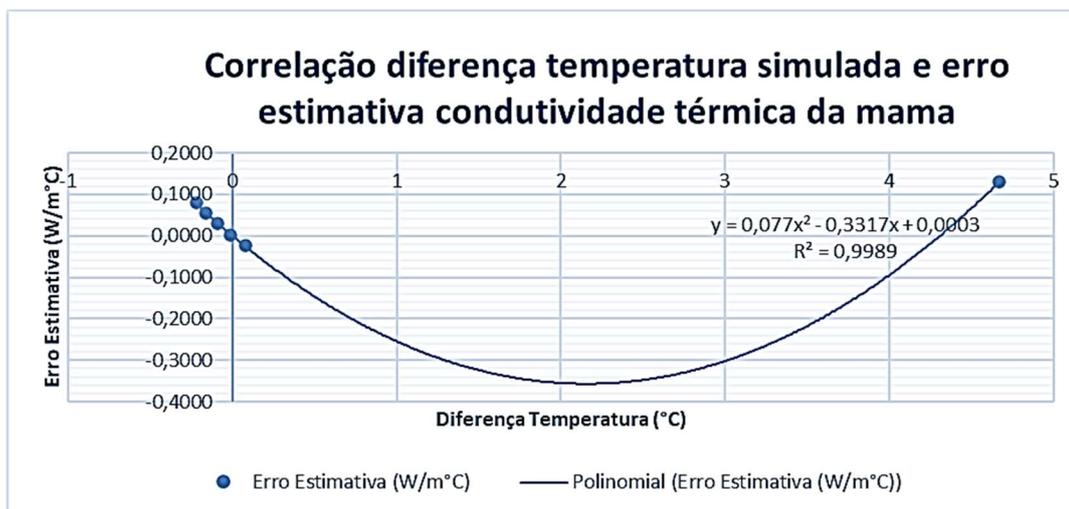
Parâmetro	Índice de relaxação	Temp. Max. Simulada ( $^{\circ}C$ )	Diferença Temp. Simulada e Máx. da imagem ( $^{\circ}C$ )	Valor estimado ( $W/m^{\circ}C$ )	Erro ( $W/m^{\circ}C$ )	Erro (%)	Função Objetivo
$k_{mama}$	0,90	39,94	4,67	0,6102	0,1302	27,13%	5,47E-08
$k_{tumor}$				<b>Não foi possível estimar</b>			
$k_{mama}$	0,80	35,05	-0,22	0,5594	0,0794	16,54%	1,11E-06
$k_{tumor}$				2,1140			
$k_{mama}$	0,75	35,11	-0,16	0,5343	0,0543	11,31%	1,70E-06
$k_{tumor}$				1,5173			
$k_{mama}$	0,70	35,18	-0,09	0,5086	0,0286	5,96%	3,42E-06
$k_{tumor}$				0,9901			
$k_{mama}$	0,65	35,26	-0,01	0,4827	0,0027	0,56%	1,44E-06
$k_{tumor}$				0,5316			
$k_{mama}$	0,60	35,35	0,08	0,46	-0,02	-4,96%	3,56E-06
$k_{tumor}$				0,17			

Fonte: A autora (2024).

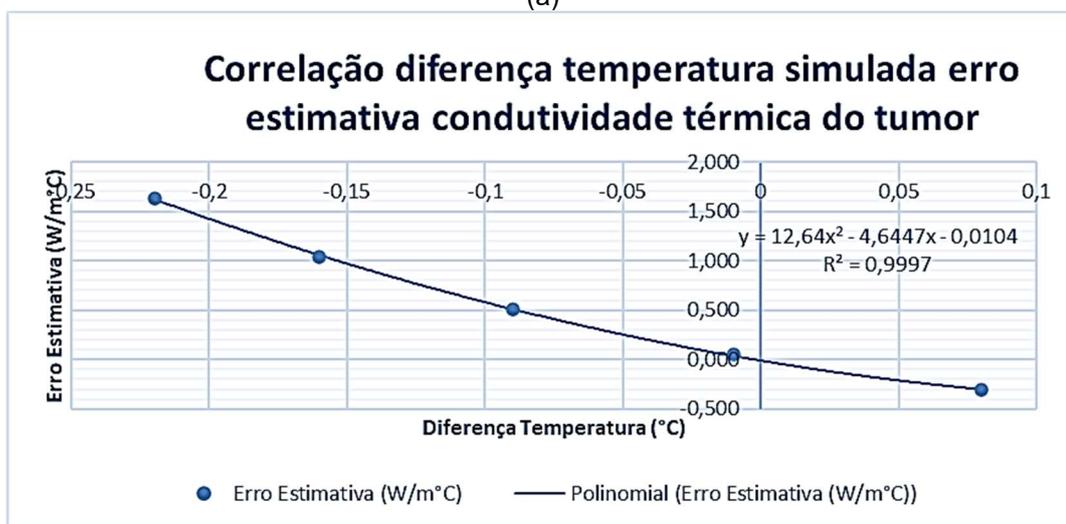
O erro da estimativa das condutividades térmicas do tecido mamário (Figura 18.a) e do tecido tumoral (Figura 18.b) reduz à medida que reduz a diferença entre a temperatura obtida através da simulação numérica e a temperatura obtida no ponto de temperatura máxima na imagem por infravermelho. Não foi possível realizar a

estimativa do  $k_{\text{tumor}}$  quando a diferença da temperatura simulada e da imagem termográfica no ponto de temperatura máxima foi igual a  $4,67^{\circ}\text{C}$ .

Figura 18 – Gráfico de correlação das variáveis diferença temperatura simulada e erro da estimativa das condutividades térmicas do tecido mamário utilizando a Malha #1 – Método SQP



(a)



(b)

Fonte: A autora (2024).

Foi realizada a estimativa simultânea das condutividades térmicas dos tecidos mamário e tumoral com o Método SQP (Tabela 15) utilizando o índice de relaxação igual a 0,65 (estimativa com menor erro em relação à temperatura do mesmo ponto observada na imagem por infravermelho). Os valores estimados para as variáveis em estudo foram diferentes quando calculados isoladamente e simultaneamente. Das e

Mishra (2013) também obtiveram resultados distintos quando realizaram estimativas simultâneas das estimativas executadas isoladamente.

Tabela 15 – Estimativa simultânea realizadas com a Malha #1 – Método SQP a partir do ponto de temperatura máxima da imagem por infravermelho

Parâmetro	Temp. Max. Simulada (°C)	Valor estimado (W/m°C)	Erro Estimativa (W/m°C)	Erro Estimativa (%)	Função Objetivo
$k_{mama}$	35,26	0,4821	0,0021	0,44%	4,4226e-08
$k_{tumor}$		0,4975	0,0175	3,65%	

Fonte: A autora (2024).

As simulações numéricas utilizando os valores estimados de  $k_{mama}$  e  $k_{tumor}$  obtiveram valores diferentes para a temperatura simulada do ponto de temperatura máxima na superfície da mama na região do tumor, porém com uma diferença pequena, igual a 0,01°C (Tabela 16). Demonstrou-se que a estimativa realizada simultaneamente apresentou resultados mais próximos dos valores de referência para os parâmetros, principalmente a condutividade térmica do tumor.

Tabela 16 – Simulação numérica com os valores obtidos da condutividade térmica realizadas com a Malha #1 – Método SQP

Característica da Estimativa	$k_{mama}$ (W/m°C)	$k_{tumor}$ (W/m°C)	Temperatura Máxima (°C)
Isolada	0,4827	0,5316	35,28°
Simultânea	0,4821	0,4975	35,27°

Fonte: A autora (2024).

#### 5.1.4.2 Estimativas das condutividades térmicas utilizando a Malha #1 a partir da temperatura máxima– Método PSO

Também foram realizadas, com a mesma Malha #1, estimativas das condutividades térmicas da mama e do tumor simultaneamente a partir do ponto de temperatura máxima superficial da mama na área do tumor da imagem por infravermelho utilizando o método PSO. Tem-se na Tabela 17, os resultados das estimativas.

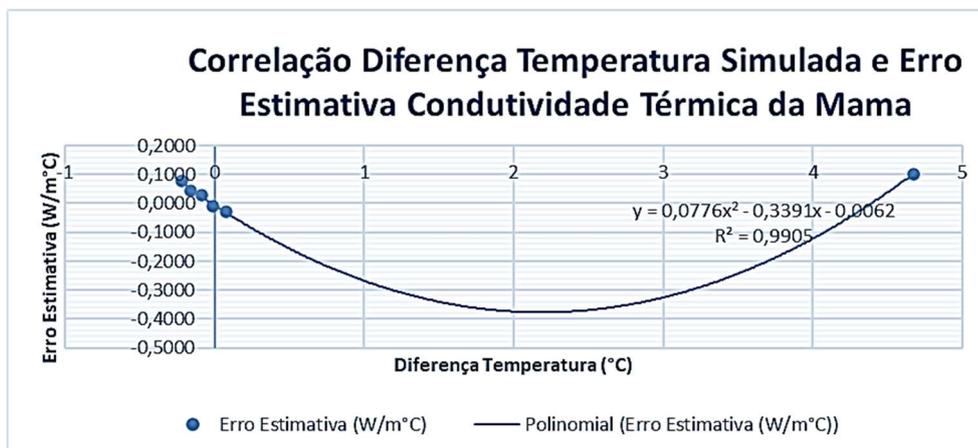
Tabela 17 – Estimativas simultâneas realizadas com a Malha #1 – Método PSO a partir do ponto de temperatura máxima da imagem por infravermelho

Parâmetro	Índice de relaxação	Temp. Max. Simulada (°C)	Diferença Temp. Simulada e Máx. da imagem (°C)	Valor estimado (W/m°C)	Erro (W/m°C)	Erro (%)	Função Objetivo
$k_{mama}$	0,90	39,94	4,67	0,5818	0,1018	21,21%	1,49E-04
$k_{tumor}$				0,8503	0,3703	77,15%	
$k_{mama}$	0,80	35,05	-0,22	0,5564	0,0764	15,92%	7,95E+00
$k_{tumor}$				0,399	-0,0810	-16,88%	
$k_{mama}$	0,75	35,11	-0,16	0,5234	0,0434	9,04%	3,91E-01
$k_{tumor}$				0,6022	0,1222	25,46%	
$k_{mama}$	0,70	35,18	-0,09	0,5094	0,0294	6,13%	1,01E-03
$k_{tumor}$				0,4784	-0,0016	-0,33%	
$k_{mama}$	0,65	35,26	-0,01	0,4721	-0,0079	-1,65%	1,45E+00
$k_{tumor}$				0,5462	0,0662	13,79%	
$k_{mama}$	0,60	35,35	0,08	0,4502	-0,0298	-6,21%	2,32E-02
$k_{tumor}$				0,1128	0,1128	23,50%	

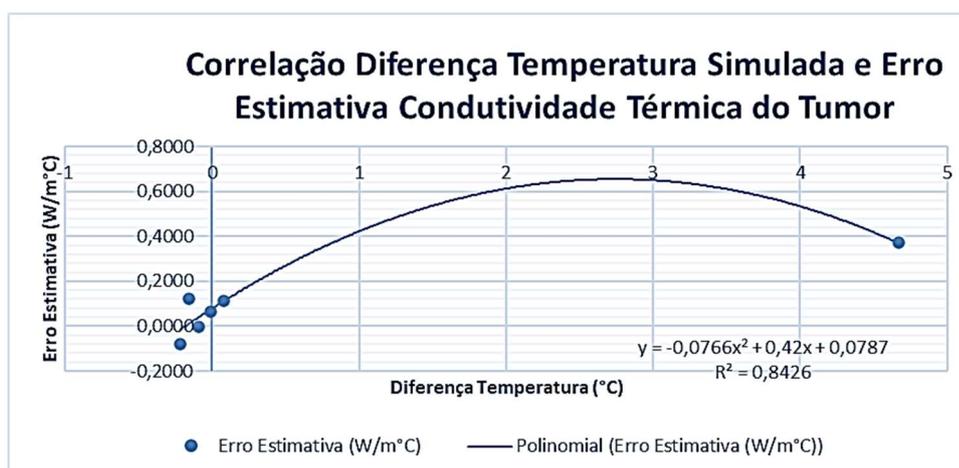
Fonte: A autora (2024).

Diferentemente do Método SQP, foi possível realizar as estimativas para todos os valores de Temperatura Máxima Simulada utilizando o Método PSO. O erro da estimativa das condutividades térmicas do tecido mamário (Figura 19.a) e do tecido tumoral (Figura 19.b) apresentou o mesmo comportamento das análises com o Método SQP, ou seja, apresentou um ponto, em que o índice de relaxação, cujo erro de estimativa foi inferior aos demais.

Figura 19 – Gráfico de correlação das variáveis diferença temperatura simulada e erro da estimativa – Método PSO – Malha #1



(a)

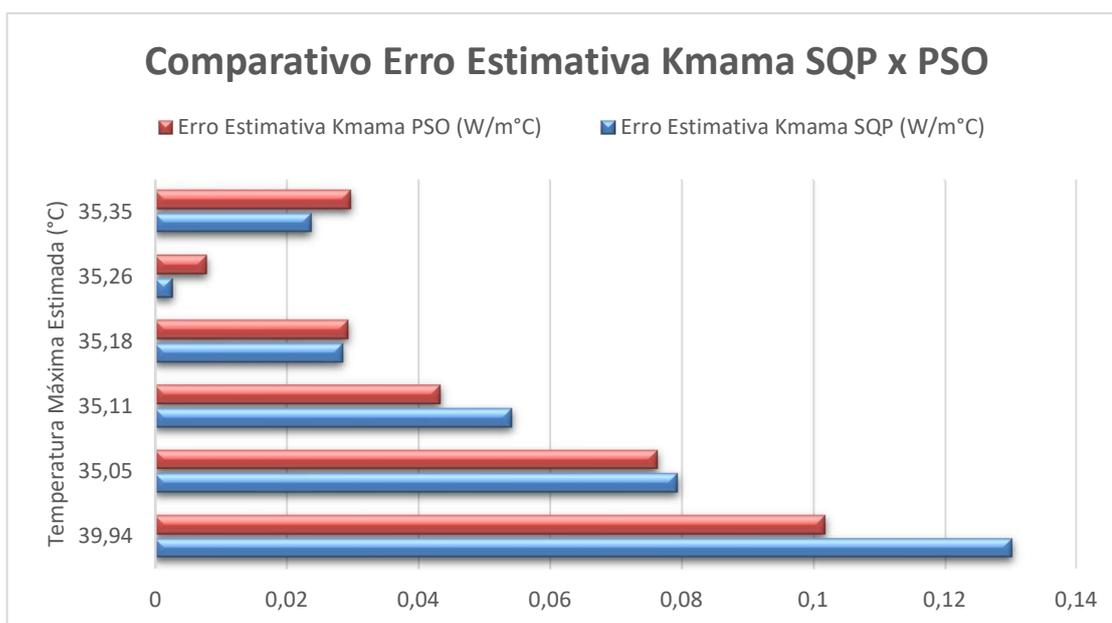


(b)

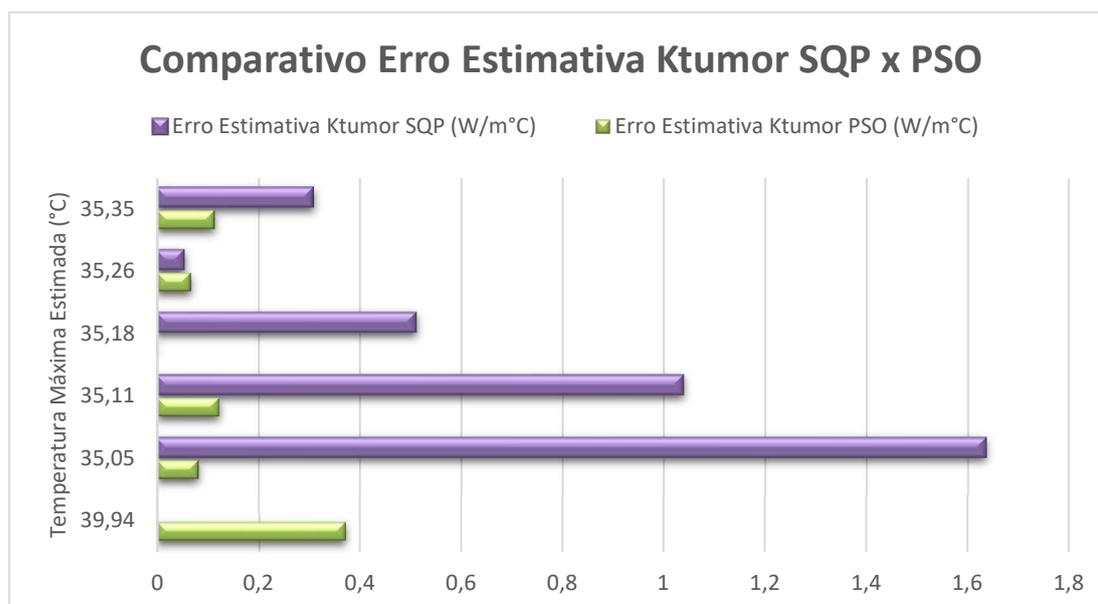
Fonte: A autora (2024).

Nas Figuras 20.a e 20.b, observa-se que o Método PSO, comparando-se ao Método SQP, apresentou menores erros na estimativa das condutividades térmicas da mama e do tumor quando a temperatura máxima utilizada obtida na simulação numérica (dependente do índice de relaxação) se distancia da temperatura máxima da imagem por infravermelho da paciente.

Figura 20 – Comparação erro estimativas de  $k_{mama}$  e  $k_{tumor}$  obtidos através dos Métodos SQP e PSO



(a)



(b)

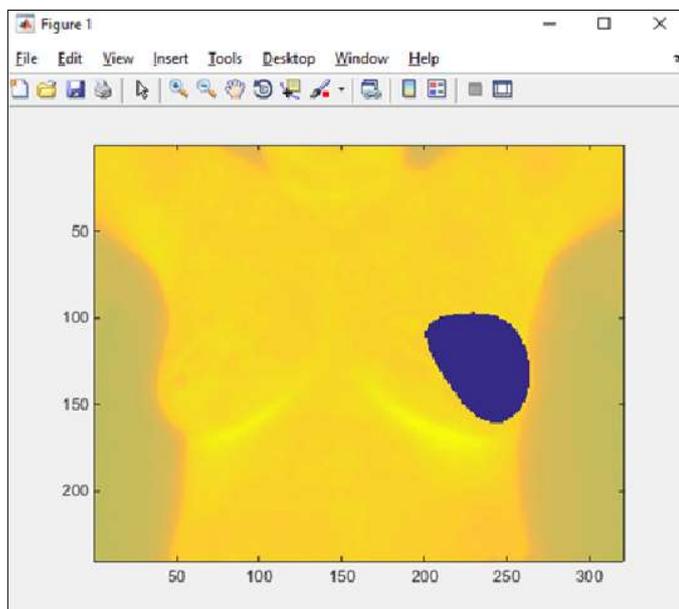
Fonte: A autora (2024).

#### 5.1.4.3 Estimativas das condutividades térmicas utilizando a Malha #1 a partir do mapeamento de textura – Método SQP

Também foram realizadas estimativas a partir da Malha #1 e do mapeamento de textura utilizando os Métodos SQP e PSO. A Figuras 21 apresenta, o mapeamento de textura utilizado para estimativas das condutividades térmicas dos tecidos mamário

e tumoral da Paciente #1844369-4. A temperatura máxima mapeada da superfície da mama na área do tumor foi  $33,48^{\circ}\text{C}$  ( $306,63\text{ K}$ ). Uma diferença de  $-1,79^{\circ}\text{C}$  em relação ao mesmo ponto da imagem por infravermelho.

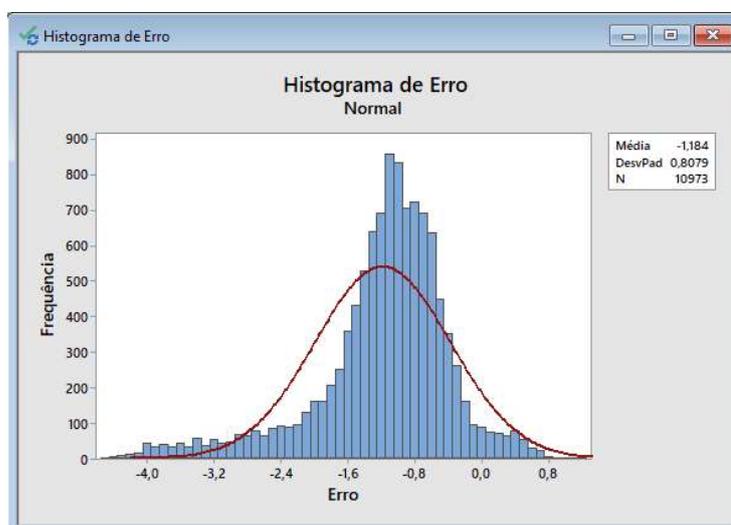
Figura 21 – Paciente #1844369-4 - Mapeamento de textura



Fonte: A autora (2024).

Observa-se na Figura 22, a amplitude e valor médio dos erros entre as temperaturas mapeadas e simuladas para o mesmo ponto da superfície da imagem por infravermelho.

Figura 22 – Histograma temperatura mapeada-temperatura simulação numérica



Fonte: A autora (2024).

Foram realizadas três estimativas simultâneas da condutividade térmica do tecido mamário e do tecido tumoral utilizando a Malha #1 e o Método SQP a partir do mapeamento de textura obtido. Em todas as estimativas, apresentadas na Tabela 18, o índice de relaxação foi igual a 0,65 (temperatura máxima simulada e do mapeamento igual a 35,26°C e 33,48°C, respectivamente). Foram alterados os valores dos limites laterais impostos no problema de otimização. Vê-se que os valores estimados são iguais às restrições laterais do intervalo de busca, portanto as soluções não foram consideradas satisfatórias.

Tabela 18 – Estimativas com a Malha #1 a partir do mapeamento – Método SQP

Parâmetro	Estimativa Inicial (W/m°C)	Limite Lateral Superior (W/m°C)	Limite Lateral Inferior (W/m°C)	Valor estimado (W/m°C)	Função Objetivo
$k_{mama}$	0,50	0,40	0,60	0,4	1,5784e+04
$k_{tumor}$				0,4	
$k_{mama}$	0,50	0,27	0,72	0,2789	1,0950e+04
$k_{tumor}$				0,27	
$k_{mama}$	0,50	0,20	0,80	0,2788	1,0947e+04
$k_{tumor}$				0,2	

Fonte: A autora (2024).

#### 5.1.4.4 Estimativas das condutividades térmicas utilizando a Malha #1 a partir do mapeamento de textura – Método PSO

Visto que as três estimativas apresentaram o mesmo comportamento descrito por Espíndola (2017), realizou-se a estimativa das condutividades a partir do mapeamento, utilizando o Método PSO. Os limites laterais impostos foram [0,1;0,8]. Os valores estimados apresentaram diferença em relação ao valor de referência de -43% e 17,8% para a condutividade térmica da mama e do tumor, respectivamente (Tabela 19).

Tabela 19 – Estimativa com a Malha #1 a partir do mapeamento – Método PSO

Parâmetro	Índice	Temp. Max. Simulada	Temp. Max. Mapeada	Valor referência	Valor estimado	Função Objetivo
$k_{mama}$	0,65	35,26°C	33,48 °C	0,48	0,2736	1,0953e+04
$k_{tumor}$					0,3946	

Fonte: A autora (2024).

A resolução do problema direto utilizando  $k_{mama}$  e  $k_{tumor}$  iguais a 0,2736 e 0,3946, respectivamente (como encontrados através da resolução do problema inverso utilizando o Método PSO a partir do mapeamento de textura) teve como temperatura máxima da superfície da mama 34,42°C.

#### 5.1.5 Análise de Sensibilidade -interferência do índice de relaxação na estimativa de parâmetros termofísicos - Malha #2

##### 5.1.5.1 Estimativas das condutividades térmicas utilizando a Malha #2 a partir da temperatura máxima– Método SQP

As estimativas das condutividades térmicas com a Malha #2 realizadas simultaneamente a partir da temperatura máxima da superfície da mama com o Método SQP não apresentaram satisfatórios. Para todas as estimativas foram impostos o limites laterais 0,4 e 0,6 e estimativa inicial igual a 0,5. Observa-se na Tabela 20 que os resultados das estimativas foram iguais à estimativa inicial e/ou aos limites laterais impostos no problema de otimização (em vermelho).

Tabela 20 – Estimativas simultâneas realizadas com a Malha #2 – Método SQP a partir do ponto de temperatura máxima da imagem por infravermelho

(continua)

Parâmetro	Índice de relaxação	Temp. Max. Simulada (°C)	Diferença Temp. Simulada e Máx. da imagem (°C)	Valor estimado (W/m°C)	Erro (W/m°C)	Erro (%)	Função Objetivo
$k_{mama}$	1,00	34,00	-1,27	0,6	---	---	11,564
$k_{tumor}$				0,5	---	---	
$k_{mama}$	0,99	35,46	0,19	0,4223	-0,0577	-	2,59E-02
$k_{tumor}$				0,5	---	---	
$k_{mama}$	0,97	35,53	0,26	0,4074	-0,0726	-	2,93E-02
$k_{tumor}$				0,5	---	---	
$k_{mama}$	0,95	35,55	0,28	0,4017	-0,0783	-	3,03E-02
$k_{tumor}$				0,5	---	---	
$k_{mama}$	0,90	35,61	0,34	0,4	---	---	0,0017
$k_{tumor}$				0,5	---	---	

(conclusão)

Parâmetro	Índice de relaxação	Temp. Max. Simulada (°C)	Diferença Temp. Simulada e Máx. da imagem (°C)	Valor estimado (W/m°C)	Erro (W/m°C)	Erro (%)	Função Objetivo
$k_{mama}$	0,80	35,73	0,46	0,4	---	---	0,0237
$k_{tumor}$				0,5	---	---	
$k_{mama}$	0,75	35,80	0,53	0,4	---	---	0,0477
$k_{tumor}$				0,5	---	---	
$k_{mama}$	0,7	35,87	0,60	0,4	---	---	0,0837
$k_{tumor}$				0,5	---	---	
$k_{mama}$	0,65	35,96	0,69	0,4	---	---	0,1362
$k_{tumor}$				0,5	---	---	
$k_{mama}$	0,60	36,05	0,78	0,4	---	---	0,2104
$k_{tumor}$				0,5	---	---	

Fonte: A autora (2024).

Também foi realizada uma estimativa utilizando o índice de relaxação 0,99. A estimativa inicial e o intervalo de busca foram, respectivamente, 0,55 e [0,24 ; 0,72]W/m°C. A estimativa apresentou resultado insatisfatório (Tabela 21), devido ao valor da condutividade térmica do tumor ter sido igual a estimativa inicial (em vermelho).

Tabela 21 – Estimativa simultânea com a Malha #2 a partir da temperatura máxima da superfície da mama – Método SQP – Estimativa inicial 0,55 e intervalo de busca [0,24; 0,72]

Parâmetro	Temp. Max. Simulada (°C)	Diferença Temp. Simulada e Máxima da imagem (°C)	Valor estimado (W/m°C)	Erro Estimativa (W/m°C)	Erro Estimativa (%)	Função Objetivo
$k_{mama}$	36,05	0,78	0,4227	0,0573	11,94	2,4806e-08
$k_{tumor}$			0,55	---	---	

Fonte: A autora (2024).

#### 5.1.5.2 Estimativas das condutividades térmicas utilizando a Malha #2 a partir da temperatura máxima– Método PSO

Na Tabela 22 serão apresentados os resultados das estimativas com a Malha #2 realizadas simultaneamente a partir da temperatura máxima da superfície da mama utilizando o Método PSO, cujo intervalo de busca foi [0,4 ; 0,6].

Tabela 22 – Estimativas simultâneas com a Malha #2 a partir da temperatura máxima da superfície da mama – Método PSO

Parâmetro	Índice de relaxação	Temp. Max. Simulada (°C)	Diferença Temp. Simulada e Máx. da imagem (°C)	Valor estimado (W/m°C)	Erro (W/m°C)	Erro (%)	Função Objetivo
$k_{mama}$	1,0	34,00	-1,27	0,6	---	---	1,1564
$k_{tumor}$				0,4677	---	---	
$k_{mama}$	0,99	35,46	0,19	0,4068	-0,0732	-15,25%	1,2953e-04
$k_{tumor}$				0,6	---	---	
$k_{mama}$	0,97	35,53	0,26	0,4221	-0,0579	-12,06%	5,3241e-06
$k_{tumor}$				0,6	---	---	
$k_{mama}$	0,95	35,55	0,28	0,4018	-0,0732	-15,25%	1,6983e-06
$k_{tumor}$				0,4046	-0,0754	-15,71%	
$k_{mama}$	0,90	35,61	0,34	0,4	---	---	0,0017
$k_{tumor}$				0,6	---	---	
$k_{mama}$	0,80	35,73	0,46	0,4	---	---	0,0237
$k_{tumor}$				0,6	---	---	
$k_{mama}$	0,75	35,80	0,53	0,4	---	---	0,0477
$k_{tumor}$				0,6	---	---	
$k_{mama}$	0,70	35,87	0,60	0,4	---	---	0,0837
$k_{tumor}$				0,6	---	---	
$k_{mama}$	0,65	35,96	0,69	0,4	---	---	0,1362
$k_{tumor}$				0,6	---	---	
$k_{mama}$	0,60	36,05	0,78	0,4	---	---	0,2104
$k_{tumor}$				0,6	---	---	

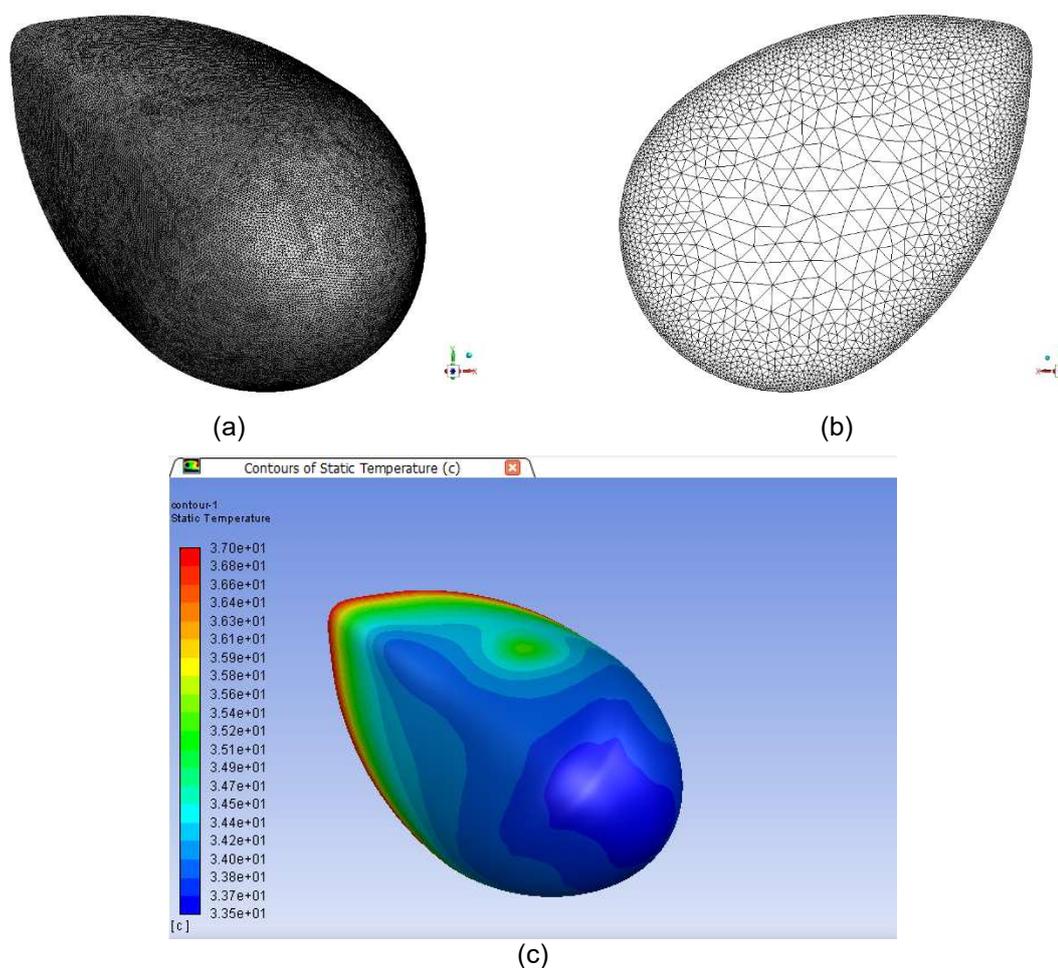
Fonte: A autora (2024).

Identifica-se que nove das dez estimativas realizadas apresentaram resultados insatisfatórios, pois foram iguais a um ou aos dois limites laterais impostos no problema de otimização (em vermelho). A única estimativa que apresentou dados satisfatórios, com erros em torno de 15%, foi a que se usou o índice de relaxação igual a 0,95. Ressalta-se que não é parametrização que apresenta o menor erro entre a temperatura simulada e a temperatura máxima da imagem.

### 5.1.6 Análise de Sensibilidade - interferência do índice de relaxação na estimativa de parâmetros termofísicos - Malha #3

Foram realizadas estimativas com a Malha #3 convergida, a partir do ponto de temperatura máxima e a partir do mapeamento, utilizando os Métodos SQP e PSO. As Figuras 23 (a) e 23 (b) apresentam uma visão da Malha #3 convergida, para o ponto de temperatura máxima sobre a região do tumor, utilizada. A Figura 23 (c) apresenta o perfil de temperaturas calculadas da superfície da mama.

Figura 23 – Malha #3 - Paciente #1844369-4. (a) visão da malha a partir da superfície frontal da mama (b) visão da malha a partir da superfície da mama junto ao tórax da paciente. (c) perfil calculado para as temperaturas superficiais da mama



Fonte: A autora (2024).

Em todas as estimativas foi utilizado o índice de relaxação 0,99. A temperatura máxima da simulação numérica foi 35,35°C, 0,08°C ou 0,23% a maior, em relação a temperatura do mesmo ponto da imagem por infravermelho.

#### 5.1.6.1 Estimativas das condutividades térmicas utilizando a Malha #3 a partir da temperatura máxima– Método SQP

A Tabela 23 apresenta o resultado da estimativa com a Malha #3 a partir do ponto de temperatura, utilizando o Método SQP. A estimativa inicial foi 0,5 e o intervalo de busca [0,4 ; 0,6].

Tabela 23 – Estimativa com a Malha #3 realizadas simultaneamente a partir da temperatura máxima da superfície da mama – Método SQP

Parâmetro	Temp. Max. Simulada (°C)	Diferença Temp. Simulada e Máxima da imagem (°C)	Valor estimado (W/m°C)	Erro Estimativa (W/m°C)	Erro Estimativa (%)	Função Objetivo
$k_{mama}$	35,35	0,08	0,4483	-0,0317	-6,60%	2,2668e-06
$k_{tumor}$			0,4123	-0,0677	-14,10%	

Fonte: A autora (2024).

#### 5.1.6.2 Estimativas das condutividades térmicas utilizando a Malha #3 a partir da temperatura máxima– Método PSO

A Tabela 24 apresenta o resultado da estimativa com a Malha #3 a partir do ponto de temperatura, utilizando o Método PSO. O intervalo de busca [0,4 ; 0,6].

Tabela 24 – Estimativa com a Malha #3 realizadas simultaneamente a partir da temperatura máxima da superfície da mama – Método PSO

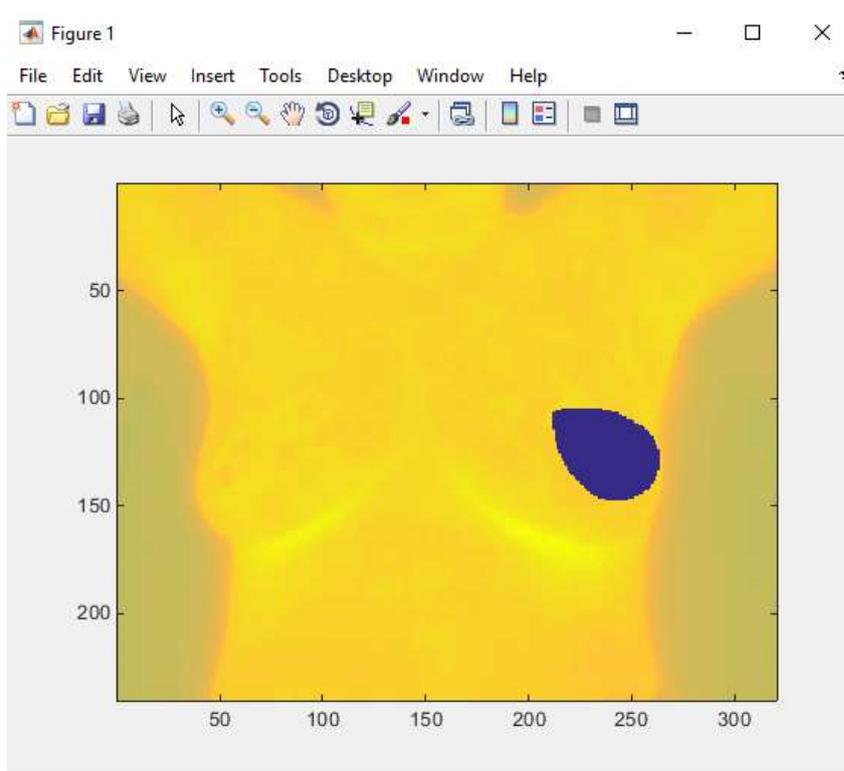
Parâmetro	Temp. Max. Simulada (°C)	Diferença Temp. Simulada e Máxima da imagem (°C)	Valor estimado (W/m°C)	Erro Estimativa (W/m°C)	Erro Estimativa (%)	Função Objetivo
$k_{mama}$	35,35	0,08	0,4483	-0,0317	-6,60%	2,2704e-06
$k_{tumor}$			0,522	0,0420	8,75%	

Fonte: A autora (2024).

### 5.1.6.3 Estimativas das condutividades térmicas utilizando a Malha #3 a partir do mapeamento de textura – Método SQP

A Figura 24 apresenta o mapeamento realizado com a Malha #3 para a Paciente #1844369-4. O ponto de temperatura máxima da malha foi 35,36°C. Diferença de 0,01°C da temperatura do mesmo ponto da simulação numérica com índice de relaxação 0,99 e 0,09°C de diferença da temperatura máxima na área da superfície da mama que está localizada sobre a região do tumor na imagem por infravermelho.

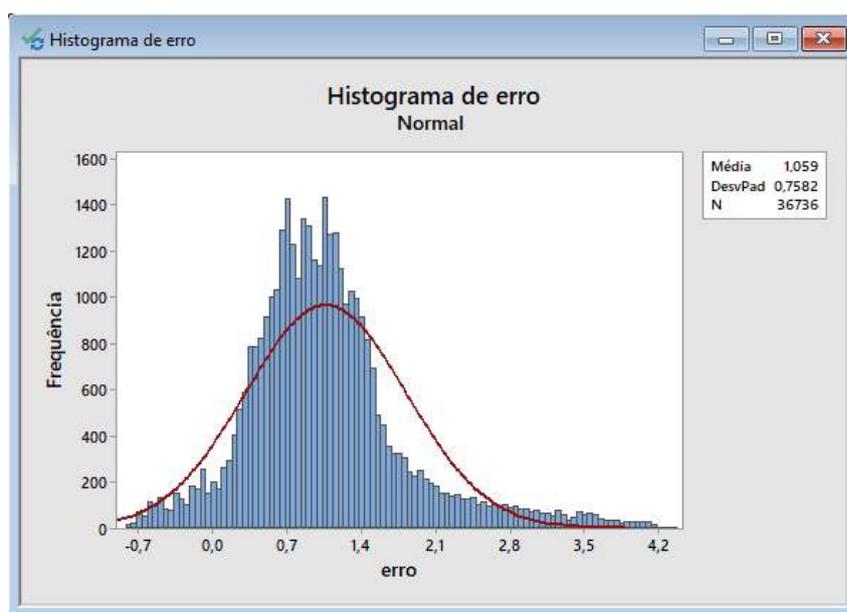
Figura 24 – Mapeamento Paciente #1844369-4 com a Malha #3



Fonte: A autora (2024).

Observa-se na Figura 25, a amplitude e valor médio dos erros entre as temperaturas mapeadas e simuladas para o mesmo ponto da superfície da mama.

Figura 25 – Histograma temperatura mapeada-temperatura simulação numérica



Fonte: A autora (2024).

A Tabela 25 apresenta o resultado da estimativa com a Malha #3 a partir do mapeamento, utilizando o Método SQP. Estimativa inicial igual a 0,5 e o intervalo de busca foi [0,4 ; 0,6]. Os resultados das condutividades térmicas foram considerados insatisfatórios, uma vez que foram iguais ao limite lateral inferior.

Tabela 25 – Estimativa simultânea com a Malha #3 realizadas simultaneamente a partir do mapeamento – Método SQP – Intervalo de busca [0,4; 0,6]

Parâmetro	Temp. Max. Mapeada (°C)	Diferença Temp. Mapeada a e Máxima da imagem (°C)	Valor estimado (W/m°C)	Erro Estimativa (W/m°C)	Erro Estimativa (%)	Função Objetivo
$k_{mama}$	35,36	0,09	0,4	---	---	4,3404e+04
$k_{tumor}$			0,4	---	---	

Fonte: A autora (2024).

A Tabela 26 apresenta o resultado da estimativa com a Malha #3 a partir do mapeamento, utilizando o Método SQP. Estimativa inicial igual a 0,5 eo intervalo de busca foi [0,2 ; 0,6]. O resultado foi considerado insatisfatório, visto que a condutividade térmica do tumor foi igual à estimativa inicial estabelecida para as variáveis.

Tabela 26 – Segunda estimativa com a Malha #3 realizadas simultaneamente a partir do mapeamento de textura – Método SQP – Intervalo de busca [0,2 0,6]

Parâmetro	Temp. Max. Mapeada (°C)	Diferença Temp. Mapeada a e Máxima da imagem (°C)	Valor estimado (W/m°C)	Erro Estimativa (W/m°C)	Erro Estimativa (%)	Função Objetivo
$k_{mama}$	35,36	0,09	0,2871	---	---	3,0163e+04
$k_{tumor}$			<b>0,5</b>	---	---	

Fonte: A autora (2024).

### 5.1.6.3 Estimativas das condutividades térmicas utilizando a Malha #3 e o mapeamento de textura – Método PSO

A Tabela 27 apresenta o resultado da estimativa com a Malha #3 a partir do mapeamento, utilizando o Método PSO com intervalo de busca [0,2 ; 0,6].

Tabela 27 – Estimativa com a Malha #3 realizadas simultaneamente a partir do mapeamento de textura – Método PSO

Parâmetro	Temp. Max. Mapeada (°C)	Diferença Temp. Mapeada a e Máxima da imagem (°C)	Valor estimado (W/m°C)	Erro Estimativa (W/m°C)	Erro Estimativa (%)	Função Objetivo
$k_{mama}$	35,36	0,09	0,2819	-0,1981	-41,27%	3,0231e+04
$k_{tumor}$			0,3201	-0,1599	-33,31%	

Fonte: A autora (2024).

A partir da utilização do algoritmo PSO, pode-se observar que os resultados passaram a ser diferentes dos resultados obtidos por Espíndola (2017) utilizando o Método SQP. Os resultados das estimativas dos parâmetros termofísicos que anteriormente foram iguais aos limites laterais estabelecidos no modelo de otimização utilizado e/ou estimativa inicial, passaram a ter um comportamento diferente. Embora apresentando diferenças de até 43% em relação aos valores de referência dos parâmetros termofísicos, ressalta-se que há possibilidade de realizar estimativas utilizando o mapeamento de textura, ainda que com resultados sofríveis.

Como observado através das tabelas apresentadas, foram exaustivos testes na tentativa de compreender a influência dos parâmetros citados no resultado das estimativas da condutividade térmica mamária e tumoral.

Foi verificado que os parâmetros utilizados para as estimativas das condutividades térmicas dos tecidos mamários e tumorais, tais como, índice de relaxação, temperatura máxima calculada da superfície da mama sobre a região onde está localizado o tumor, temperatura máxima mapeada da superfície da mama sobre a região onde está localizado o tumor e quantidade de nós da malha utilizada, influenciam nos resultados das estimativas.

Desta forma, faz-se necessário a utilização de técnica planejamento de experimentos na continuidade deste estudo. A utilização de técnicas de planejamento de experimentos irá auxiliar na obtenção de conclusões estatisticamente válidas, evitando testes desnecessários.

## **5.2 Análise da influência de parâmetros termofísicos sobre os perfis de temperatura superficial da mama, utilizando DOE**

Nesta seção serão apresentados os resultados das análises dos parâmetros termofísicos definidos no estudo obtidos a partir da utilização do DOE conforme esquema apresentado na Figura 12 para as Pacientes #18443694 e #13013454.

A partir do *input* dos dados sobre os fatores e níveis de cada fator no *software* Minitab® para análise da influência de dez fatores na temperatura máxima superficial na área do tumor simulada, foi gerado o planejamento do experimento de 128 ensaios (128 simulações) em cada caso. No Grupo 2, para análise da influência de oito fatores, a aplicação do DOE gerou o planejamento de experimentos com 64 simulações para cada caso. Para cada ensaio, o experimento indicou os valores dos parâmetros a serem utilizados nas simulações. Foi utilizado o nível de significância igual a 0,05.

Para a Paciente #18443694, foi utilizada a mesma geometria substituta da mama gerada no SpaceClaim® da análise de sensibilidade. Para a Paciente #13013454 foi desenvolvido uma geometria substituta da mama, também gerada no SpaceClaim®.

Nos caso de simulações realizadas para a Paciente #18443694 com a anomalia de dimensões indicadas nos exames da paciente, foram utilizadas as Malhas #2 e #3. Para a geometria substituta da Paciente #18443694, cujas anomalias tiveram as dimensões aumentadas virtualmente, foi necessário gerar uma nova malha. Também foi necessário gerar malhas para todas as geometrias substitutas desenvolvidas para a Paciente #13013454. Todas novas malhas geradas serão apresentadas posteriormente.

Os resultados das temperaturas máximas da superfície da mama na região do tumor foram obtidos utilizando os valores dos fatores utilizados para cada simulação numérica e determinados a partir do planejamento de experimentos.

## 5.2.1 Casos Analisados

### 5.2.1.1 Caso 1 - Paciente #18443694 com tumor de tamanho indicado na ultrassonografia – DOE com dez fatores.

Nesta fase, também foram utilizadas as Malhas #2 e #3 para a Paciente #1844369-4. A partir da coleta dos dados dos dez parâmetros em estudo, foi possível estabelecer os níveis (mínimo e máximo) para os dez fatores (os dez parâmetros) utilizados no planejamento do experimento (Tabela 28).

Tabela 28 – Fatores e seus níveis – Caso 1

(continua...)

Fator	Nome	Unidade	Valor Inferior	Valor Superior
A	Condutividade térmica da mama (k_mama)	W/m°C	0,19	0,52
B	Condutividade térmica do tumor (k_tumor)	W/m°C	0,4	0,62
C	Massa específica da mama (Massa esp_mama)	kg/m <sup>3</sup>	977	1080
D	Massa específica do tumor (Massa esp_tumor)	kg/m <sup>3</sup>	1000	1080
E	Calor específico da mama (Calor esp_mama)	J/kg°C	2960	4186
F	Calor específico do tumor (Calor esp_tumor)	J/kg°C	3500	4186
G	Perfusão sanguínea da mama (Perfusão_mama)	s <sup>-1</sup>	0,00018	0,00055

(conclusão)				
Fator	Nome	Unidade	Valor Inferior	Valor Superior
H	Perfusão sanguínea do tumor (Perfusão_tumor)	s <sup>-1</sup>	0,0053	0,016
J	Malha	Nós	459084	887950
K	Índice de relaxação	—	0,6	0,99

Fonte: A autora (2024).

Em seguida foi utilizado o Minitab® para obtenção da análise do experimento fatorial fracionado, usando os resultados das temperaturas máximas da superfície da mama na região do tumor e os valores dos fatores utilizados para cada simulação numérica. A taxa volumétrica de geração de valor metabólico utilizada e calculada a partir das dimensões conhecidas da anomalia foi 25.848 W/m<sup>3</sup>. A Tabela 29 apresenta o resultado da análise de variância.

Tabela 29 – Análise de variância – Caso 1

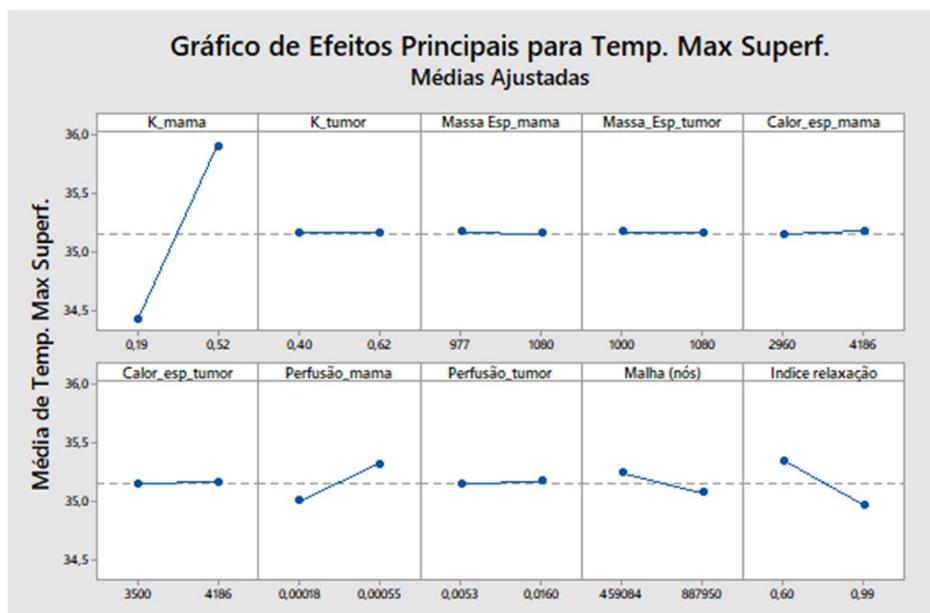
Fonte	GL	SQ (Aj.)	QM (Aj.)	Valor F	Valor-P
K_mama	1	70,0484	70,0484	5524,81	0,000
K_tumor	1	0,0003	0,0003	0,02	0,882
Massa Esp_mama	1	0,0024	0,0024	0,19	0,667
Massa_Esp_tumor	1	0,0016	0,0016	0,12	0,725
Calor_esp_mama	1	0,0245	0,0245	1,93	0,167
Calor_esp_tumor	1	0,0056	0,0056	0,45	0,506
Perfusão_mama	1	3,2290	3,2290	254,67	0,000
Perfusão_tumor	1	0,0155	0,0155	1,23	0,271
Malha (nós)	1	0,9265	0,9265	73,07	0,000
Indice relaxação	1	4,6246	4,6246	364,75	0,000

Fonte: A autora (2024).

A partir da comparação do valor-p com o nível de significância utilizado, tem-se que os parâmetros que influenciam na temperatura máxima superficial da mama na região do tumor são: condutividade térmica da mama, perfusão sanguínea da mama, discretização da malha e índice de relaxação utilizado nas simulações, sendo a condutividade térmica da mama o parâmetro com o maior coeficiente de influência.

Na Figura 26, verifica-se graficamente o efeito de cada parâmetro para a temperatura máxima da superfície da mama (calculada numericamente).

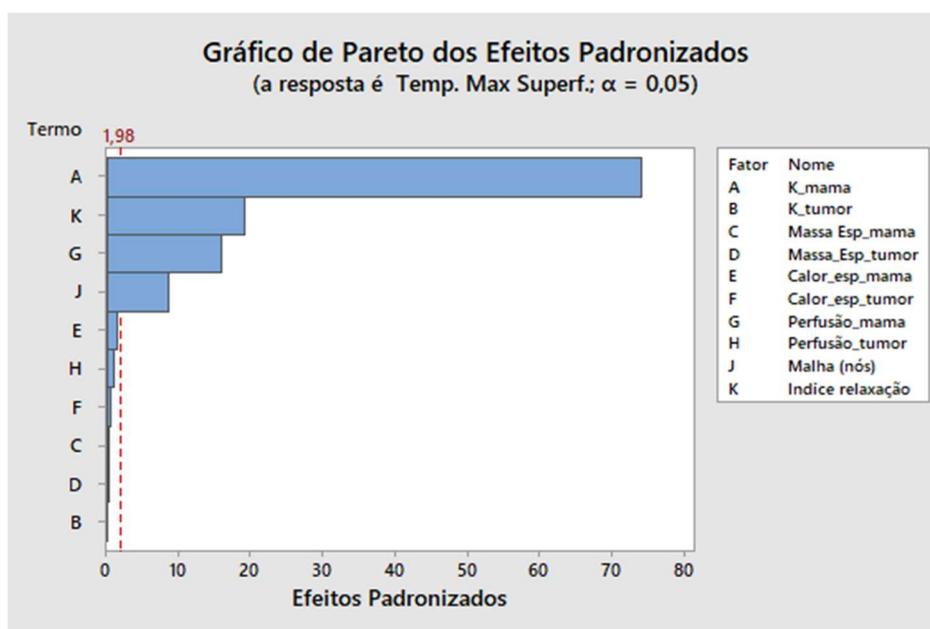
Figura 26 – Gráficos de efeitos principais – Caso 1



Fonte: A autora (2024).

Para uma melhor visualização comparativa ver a Figura 27. As barras que cruzam a linha de referência, tracejadas em vermelho, são estatisticamente significativas e indicam que fatores são estatisticamente significativos ao nível 0,05, com os termos do modelo atual.

Figura 27 – Gráfico de Pareto – Caso 1



Fonte: A autora (2024).

O índice de determinação foi igual a 98,15%, tendo a equação de regressão representada pela Equação 5.5.

$$\begin{aligned}
 T_{\max\_sup} = & 34,299 + 4,4834k_{mama} - 0,0135k_{tumor} \\
 & - 0,000083 \text{ massa esp}_{mama} - 0,000088 \text{ massa esp}_{tumor} \\
 & + 0,000023 \text{ calor esp}_{mama} + 0,000019 \text{ calor esp}_{tumor} \\
 & + 858,5 \text{ perfusão}_{mama} + 2,06 \text{ perfusão}_{tumor} \\
 & - 0 \text{ malha (nós)} - 0,9748 \text{ índice relaxação}
 \end{aligned} \tag{5.5}$$

### 5.2.1.2 Caso 2 - Paciente #18443694 com tumor aumentado artificialmente - DOE com dez fatores.

Nesta etapa, a anomalia da mama foi aumentada virtualmente. A anomalia foi representada por uma elipse de 24 x 15 mm (o volume da anomalia para o Caso 2 foi 4,9 vezes maior que o volume da anomalia do Caso 1). A Tabela 30 possui os valores comparativos dos volumes e das dimensões da anomalia da mama do Caso 1 e do Caso 2.

Tabela 30 – Volume da anomalia da mama (Caso 1 x Caso 2)

<b>Dimensão</b>	<b>Caso 1</b>	<b>Caso 2</b>
Volume (mm <sup>3</sup> )	569,67	2.791,5
Altura x maior largura (mm)	17x8	24x15

Fonte: A autora (2024).

Conforme Tabela 31, foi realizada uma nova análise de convergência de malha, sendo escolhidas as Malhas #12 e #14 para serem utilizadas na aplicação do DOE. Para a realização do cálculo numérico no estudo de convergência da malha foi utilizado o índice de relaxação 0,99.

Tabela 31 – Análise de convergência da malha com tumor aumentado – Caso 2 (continua...)

<b>Malha</b>	<b>Número de nós (unidades)</b>	<b>Temperatura (°C)</b>
1	8843	35,69
2	10169	34,86
3	18234	35,09

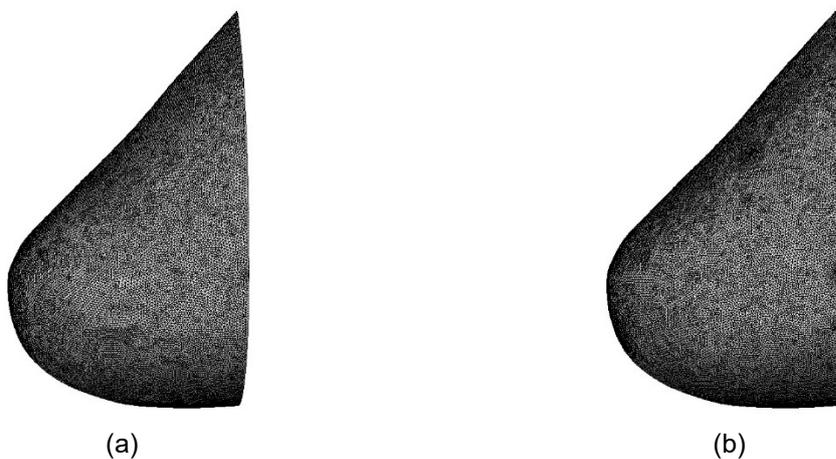
(conclusão)

<b>Malha</b>	<b>Número de nós (unidades)</b>	<b>Temperatura (°C)</b>
4	34019	35,21
5	35667	35,23
6	39986	35,11
7	48318	35,31
8	49599	35,32
9	74879	35,46
10	227652	35,99
11	244400	35,99
12	338931	36,27
13	340258	36,27
14	354583	36,27

Fonte: A autora (2024).

As figuras 28 (a) e 28 (b) apresentam uma visão das Malhas #12 e #14 convergidas utilizadas da Tabela 31.

Figura 28 – Paciente #1844369-4. (a) visão lateral da Malha #12 (b) visão lateral da Malha #14



Fonte: A autora (2024).

Os dez fatores (os dez parâmetros) utilizados no planejamento do experimento do Caso 2 podem ser observados na Tabela 32.

Tabela 32 – Fatores e seus níveis (Caso 2)

Fator	Nome	Unidade	Valor Inferior	Valor Superior
A	Condutividade térmica da mama (k_mama)	W/m°C	0,19	0,52
B	Condutividade térmica do tumor (k_tumor)	W/m°C	0,4	0,62
C	Massa específica da mama (Massa esp_mama)	kg/m <sup>3</sup>	977	1080
D	Massa específica do tumor (Massa esp_tumor)	kg/m <sup>3</sup>	1000	1080
E	Calor específico da mama (Calor esp_mama)	J/kg°C	2960	4186
F	Calor específico do tumor (Calor esp_tumor)	J/kg°C	3500	4186
G	Perfusão sanguínea da mama (Perfusão_mama)	s <sup>-1</sup>	0,00018	0,00055
H	Perfusão sanguínea do tumor (Perfusão_tumor)	s <sup>-1</sup>	0,0053	0,016
J	Malha	Nós	338931	345583
K	Índice de relaxação	---	0,6	0,99

Fonte: A autora (2024).

A taxa volumétrica de geração de valor metabólico utilizada e calculada a partir das dimensões conhecidas da anomalia foi 10.473,04 W/m<sup>3</sup>. A Tabela 33 apresenta o resultado da análise de variância para o Caso 2.

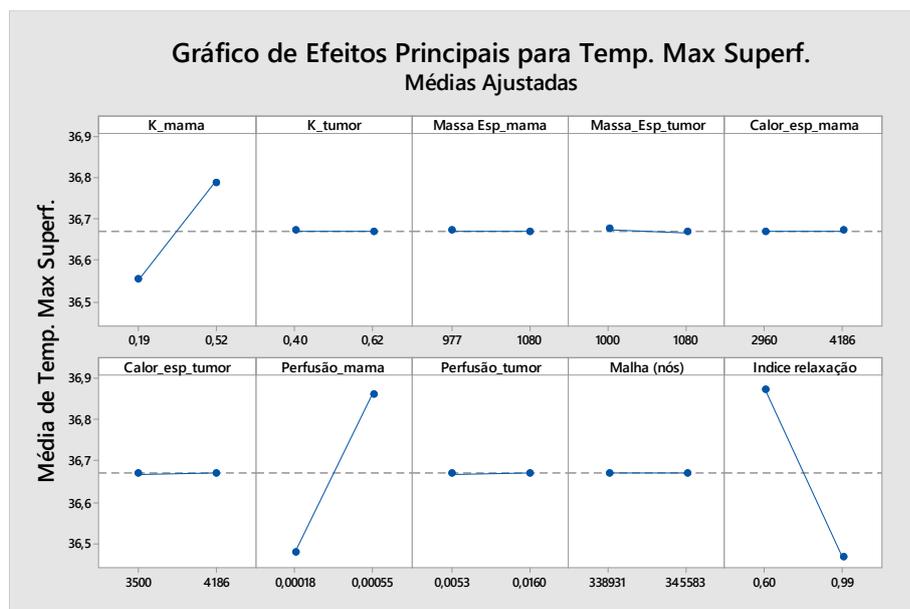
Tabela 33 – Análise de variância (Caso 2)

Fonte	GL	SQ (Aj.)	QM (Aj.)	Valor F	Valor-P
K_mama	1	1,7602	1,76016	87,90	0,000
K_tumor	1	0,0000	0,00004	0,00	0,965
Massa Esp_mama	1	0,0002	0,00018	0,01	0,926
Massa_Esp_tumor	1	0,0020	0,00203	0,10	0,751
Calor_esp_mama	1	0,0000	0,00002	0,00	0,975
Calor_esp_tumor	1	0,0001	0,00013	0,01	0,935
Perfusão_mama	1	4,8089	4,80888	240,15	0,000
Perfusão_tumor	1	0,0003	0,00028	0,01	0,906
Malha (nós)	1	0,0000	0,00001	0,00	0,985
Indice relaxação	1	5,3179	5,31788	265,57	0,000

Fonte: A autora (2024).

Na Figura 29, verifica-se graficamente o efeito de cada parâmetro para a temperatura máxima da superfície da mama (calculada numericamente).

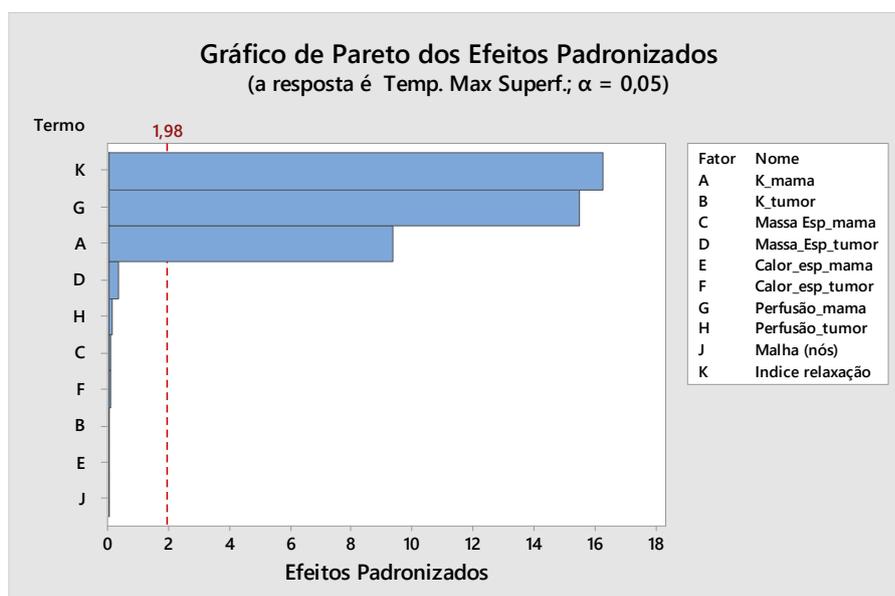
Figura 29 – Gráficos de Efeitos Principais (Caso 2)



Fonte: A autora (2024).

A partir dos resultados obtidos, observou-se que, para a paciente deste estudo com anomalia aumentada, os parâmetros que influenciam na temperatura máxima superficial da mama na região do tumor são (em ordem de importância decrescente): índice de relaxação utilizado nas simulações, perfusão sanguínea da mama e condutividade térmica da mama. Na Figura 30, tem-se o gráfico de Pareto dos efeitos padronizados para o Caso 2.

Figura 30 – Gráfico de Pareto dos Efeitos Padronizados (Caso 2)



Fonte: A autora (2024).

O índice de determinação foi igual a 83,54%, tendo a equação de regressão representada pela Equação 5.6.

$$\begin{aligned}
 T_{\max\_sup} = & 36,95 + 0,7107 k_{mama} - 0,005 k_{tumor} \\
 & - 0,000023 \text{ massa esp}_{mama} - 0,000100 \text{ massa esp}_{tumor} \\
 & + 0,000001 \text{ calor esp}_{mama} + 0,000003 \text{ calor esp}_{tumor} \\
 & + 1047,7 \text{ perfusão}_{mama} + 0,28 \text{ perfusão}_{tumor} \\
 & - 0 \text{ malha (nós)} - 1,0453 \text{ índice relaxação}
 \end{aligned} \tag{5.6}$$

### 5.2.1.3 Caso 3 - Paciente #1301345-4 com tumor com dimensão indicada na ultrassonografia – DOE com dez fatores.

Após elaboração da geometria substituta da mama da paciente utilizando o SpaceClaim®, foi realizada a análise de convergência através do MESH®. Na Tabela 34, tem-se os dados das malhas utilizadas.

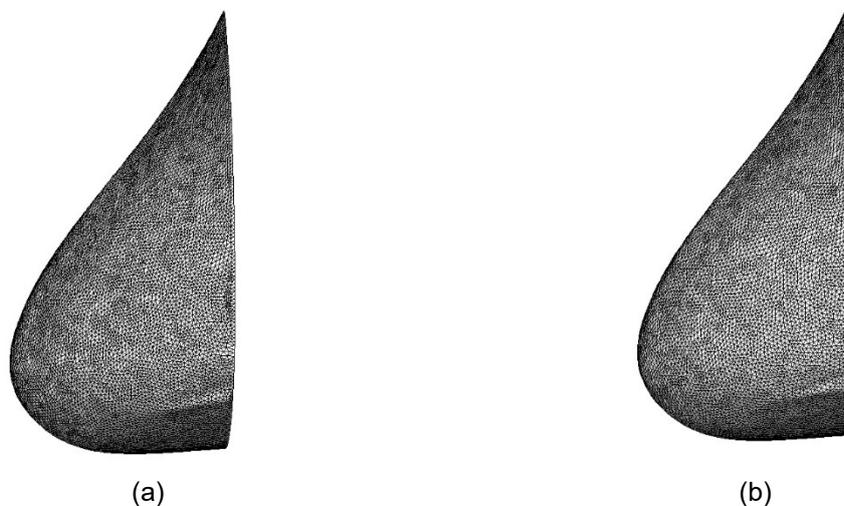
Tabela 34 – Análise de convergência da malha para Paciente #1301345-4 – Caso 3

Malha	Número de nós (unidades)	Temperatura (°C)
1	7908	34,99
2	22417	35,29
3	29899	35,29
4	33144	35,29
5	48890	35,32
6	62691	35,33
7	80611	35,58
8	134416	35,65
9	175638	35,82
10	225810	35,84

Fonte: A autora (2024).

Foram determinadas as Malhas #9 e #10 para a análise. As figuras 31 (a) e 31 (b) apresentam uma visão das Malhas #9 e #10 convergidas utilizadas da Tabela 34.

Figura 31 – Paciente #1301345-4. (a) visão lateral da Malha #9 (b) visão lateral da Malha #10



Fonte: A autora (2024).

Os dez fatores (os dez parâmetros) utilizados no planejamento do experimento do Caso 3 podem ser observados na Tabela 35.

Tabela 35 – Fatores e seus níveis (Caso 3)

(continua...)

Fator	Nome	Unidade	Valor Inferior	Valor Superior
A	Condutividade térmica da mama ( $k_{mama}$ )	W/m°C	0,19	0,52
B	Condutividade térmica do tumor ( $k_{tumor}$ )	W/m°C	0,48	0,62
C	Massa específica da mama (Massa esp_mama)	kg/m <sup>3</sup>	977	1080
D	Massa específica do tumor (Massa esp_tumor)	kg/m <sup>3</sup>	1000	1080
E	Calor específico da mama (Calor esp_mama)	J/kg°C	2960	4186
F	Calor específico do tumor (Calor esp_tumor)	J/kg°C	3500	4186
G	Perfusão sanguínea da mama (Perfusão_mama)	s <sup>-1</sup>	0,00018	0,00055
H	Perfusão sanguínea do tumor (Perfusão_tumor)	s <sup>-1</sup>	0,00018	0,00055
J	Malha	Nós	175638	225810
K	Índice de relaxação	—	0,6	0,99

Fonte: A autora (2024).

A taxa volumétrica de geração de valor metabólico utilizada e calculada a partir das dimensões conhecidas da anomalia foi  $18.907,76 \text{ W/m}^3$ . A Tabela 36 apresenta o resultado da análise de variância para o Caso 3.

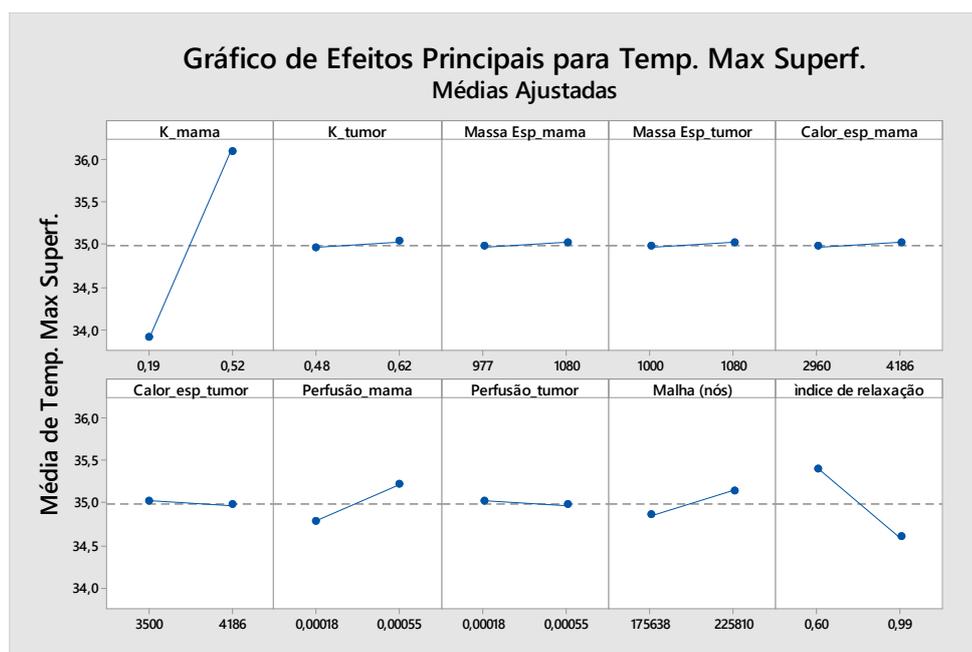
Tabela 36 – Análise de variância (Caso 3)

Fonte	GL	SQ (Aj.)	QM (Aj.)	Valor F	Valor-P
K_mama	1	155,651	155,651	1169,55	0,000
K_tumor	1	0,145	0,145	1,09	0,299
Massa Esp_mama	1	0,072	0,072	0,54	0,464
Massa_Esp_tumor	1	0,064	0,064	0,48	0,488
Calor_esp_mama	1	0,065	0,065	0,49	0,485
Calor_esp_tumor	1	0,076	0,076	0,57	0,453
Perfusão_mama	1	6,007	6,007	45,14	0,000
Perfusão_tumor	1	0,074	0,074	0,55	0,458
Malha (nós)	1	2,579	2,579	19,38	0,000
Indice relaxação	1	20,793	20,793	156,24	0,000

Fonte: A autora (2024).

Na Figura 32, verifica-se graficamente o efeito de cada parâmetro para a temperatura máxima da superfície da mama (calculada numericamente).

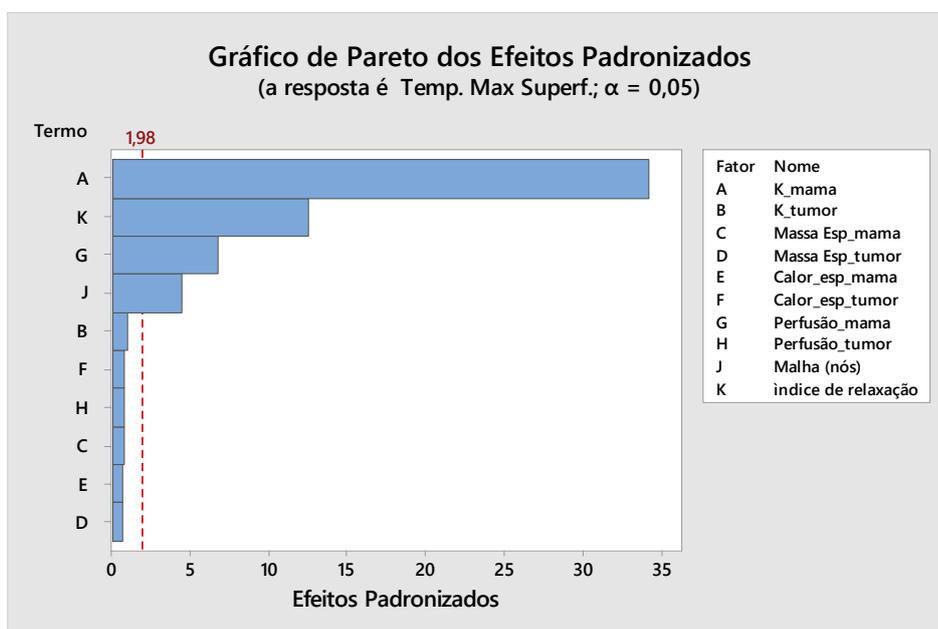
Figura 32 – Gráficos de Efeitos Principais (Caso 3)



Fonte: A autora (2024).

A partir dos resultados obtidos para o Caso 3, os parâmetros que influenciaram na temperatura máxima superficial da mama na região do tumor são (em ordem de importância decrescente): condutividade térmica da mama, índice de relaxação, perfusão sanguínea da mama e número de nós da malha utilizada. Na Figura 33, tem-se o gráfico de Pareto dos efeitos padronizados para a Paciente #1301345-4 com dimensões e localização da anomalia identificadas através de ultrassonografia.

Figura 33 – Gráfico de Pareto dos Efeitos Padronizados (Caso 3)



Fonte: A autora (2024).

O índice de determinação foi igual a 92,26%, tendo a equação de regressão representada pela Equação 5.7.

$$\begin{aligned}
 T_{\max\_sup} = & 31,57 + 0,683k_{mama} + 0,481k_{tumor} \\
 & + 0,000460 \text{ massa esp}_{mama} + 0,000561 \text{ massa esp}_{tumor} \\
 & + 0,000037 \text{ calor esp}_{mama} - 0,000071 \text{ calor esp}_{tumor} \\
 & + 1171 \text{ perfusão}_{mama} - 130 \text{ perfusão}_{tumor} \\
 & + 0,000006 \text{ malha (nós)} - 2,067 \text{ índice relaxação}
 \end{aligned} \tag{5.7}$$

5.2.1.4 *Caso 4 - Paciente #1301345-4 com anomalia aumentada virtualmente – DOE com dez fatores.*

A partir da geometria substituta da mama utilizada no Caso 3, foi realizado o aumento da anomalia da mama, duplicando o diâmetro, passando a ter uma anomalia com 26 mm de diâmetro, mantendo a distância de 6mm da superfície da mama. Em seguida, foi realizada a análise de convergência através do MESH<sup>®</sup>. Na Tabela 37, tem-se os dados das malhas utilizadas.

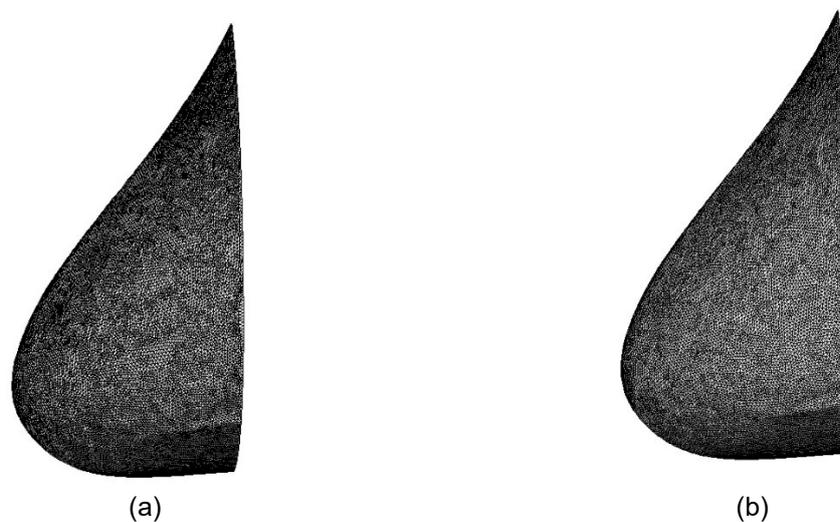
Tabela 37 – Análise de convergência da malha para Paciente #1301345-4 – Caso 4

<b>Malha</b>	<b>Número de nós (unidades)</b>	<b>Temperatura (°C)</b>
1	14628	32,31
2	27611	32,33
3	91747	33,55
4	239912	35,25
5	330969	35,76
6	463141	36,21
7	570201	36,7
8	687812	36,7

Fonte: A autora (2024).

A taxa volumétrica de geração de valor metabólico utilizada e calculada a partir das dimensões conhecidas da anomalia foi 6.582 W/m<sup>3</sup>. Foram determinadas as Malhas #7 e #8 para a análise. As figuras 34 (a) e 34 (b) apresentam uma visão das malhas #7 e #8 convergidas utilizadas da Tabela 37.

Figura 34 – Malha #1 - Paciente #1301345-4. (a) visão lateral da Malha #7 (b) visão lateral da Malha #8



Fonte: A autora (2024).

Os dez fatores (os dez parâmetros) utilizados no planejamento do experimento do Caso 4 podem ser observados na Tabela 38.

Tabela 38 – Fatores e seus níveis – Caso 4

Fator	Nome	Unidade	Valor Inferior	Valor Superior
A	Condutividade térmica da mama (k_mama)	W/m°C	0,19	0,52
B	Condutividade térmica do tumor (k_tumor)	W/m°C	0,48	0,62
C	Massa específica da mama (Massa esp_mama)	kg/m <sup>3</sup>	977	1080
D	Massa específica do tumor (Massa esp_tumor)	kg/m <sup>3</sup>	1000	1080
E	Calor específico da mama (Calor esp_mama)	J/kg°C	2960	4186
F	Calor específico do tumor (Calor esp_tumor)	J/kg°C	3500	4186
G	Perfusão sanguínea da mama (Perfusão_mama)	s <sup>-1</sup>	0,00018	0,00055
H	Perfusão sanguínea do tumor (Perfusão_tumor)	s <sup>-1</sup>	0,00018	0,00055
J	Malha	Nós	570201	687812
K	Índice de relaxação	---	0,6	0,99

Fonte: A autora (2024).

A Tabela 39 apresenta o resultado da análise de variância para o Caso 4.

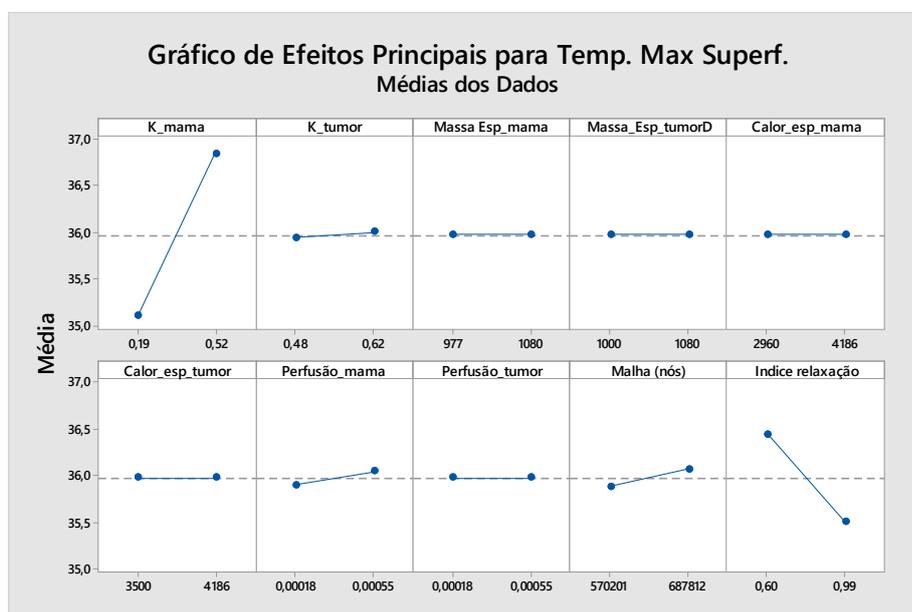
Tabela 39 – Análise de variância – Caso 4

Fonte	GL	SQ (Aj.)	QM (Aj.)	Valor F	Valor-P
K_mama	1	95,963	95,9632	593,65	0,000
K_tumor	1	0,108	0,1075	0,67	0,416
Massa Esp_mama	1	0,000	0,0001	0,00	0,981
Massa_Esp_tumor	1	0,000	0,0000	0,00	0,998
Calor_esp_mama	1	0,000	0,0000	0,00	0,998
Calor_esp_tumor	1	0,000	0,0000	0,00	0,998
Perfusão_mama	1	0,654	0,6541	4,05	0,047
Perfusão_tumor	1	0,000	0,0001	0,00	0,981
Malha (nós)	1	1,131	1,1306	6,99	0,009
Índice relaxação	1	28,247	28,2470	174,74	0,000

Fonte: A autora (2024).

Na Figura 35, verifica-se graficamente o efeito de cada parâmetro para a temperatura máxima da superfície da mama (calculada numericamente).

Figura 35 – Gráficos de Efeitos Principais (Caso 4)

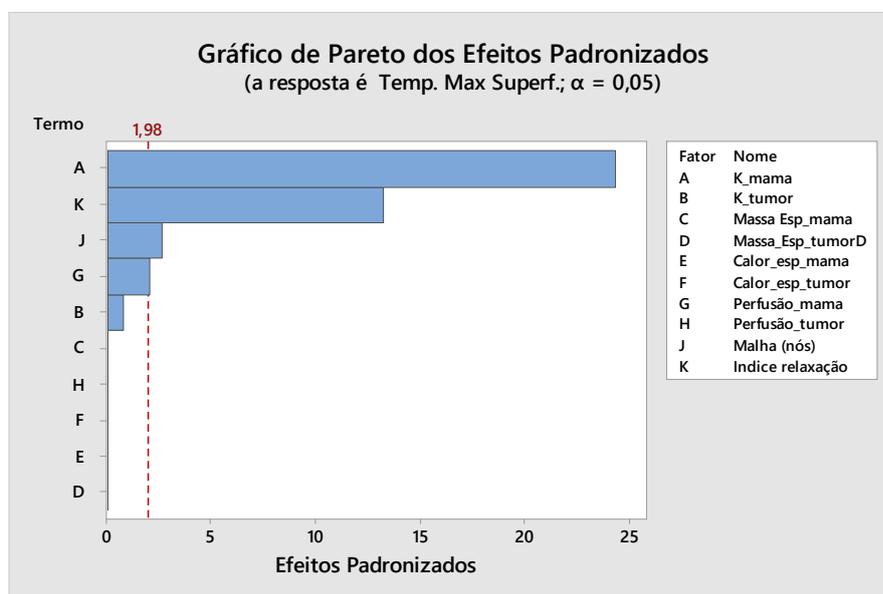


Fonte: A autora (2024).

A partir dos resultados obtidos para o Caso 4, os parâmetros que influenciaram na temperatura máxima superficial da mama na região do tumor são (em ordem de importância decrescente): condutividade térmica da mama, índice de relaxação, número de nós da malha utilizada e perfusão sanguínea da mama. Na Figura 36, tem-

se o gráfico de Pareto dos efeitos padronizados para a Paciente #1301345-4 com dimensões aumentadas.

Figura 36 – Gráfico de Pareto dos Efeitos Padronizados (Caso 4)



Fonte: A autora (2024).

O índice de determinação foi igual a 86,96%, tendo a equação de regressão representada pela Equação 5.8.

$$\begin{aligned}
 T_{\max\_sup} = & 34,66 + 5,248 k_{mama} + 0,414 k_{tumor} \\
 & - 0,000017 \text{ massa esp}_{mama} + 0,000002 \text{ massa esp}_{tumor} \\
 & + 0 \text{ calor esp}_{mama} + 0 \text{ calor esp}_{tumor} \\
 & + 386 \text{ perfusão}_{mama} + 5 \text{ perfusão}_{tumor} \\
 & + 0,000002 \text{ malha (nós)} - 2,409 \text{ índice relaxação}
 \end{aligned} \tag{5.8}$$

5.2.1.5 Caso 5 - Paciente #18443694 com tumor de tamanho indicado na ultrassonografia – DOE com oito fatores.

Nesta fase, foi utilizada a Malha #3 para a Paciente #1844369-4. A Tabela 40 apresenta os valores estabelecidos para os níveis (mínimo e máximo) para os oito fatores (os dez parâmetros) utilizados no planejamento do experimento dos Casos 5 e 6.

Tabela 40 – Fatores utilizados e seus níveis máximo e mínimo – Casos 5 e 6

Fator	Nome	Unidade	Valor Inferior	Valor Superior
A	Condutividade térmica da mama (k_mama)	W/m°C	0,19	0,52
B	Condutividade térmica do tumor (k_tumor)	W/m°C	0,4	0,62
C	Massa específica da mama (Massa esp_mama)	kg/m <sup>3</sup>	977	1080
D	Massa específica do tumor (Massa esp_tumor)	kg/m <sup>3</sup>	1000	1080
E	Calor específico da mama (Calor esp_mama)	J/kg°C	2960	4186
F	Calor específico do tumor (Calor esp_tumor)	J/kg°C	3500	4186
G	Perfusão sanguínea da mama (Perfusão_mama)	s <sup>-1</sup>	0,00018	0,00055
H	Perfusão sanguínea do tumor (Perfusão_tumor)	s <sup>-1</sup>	0,0053	0,016

Fonte: A autora (2024).

A taxa volumétrica de geração de valor metabólico utilizada e calculada pelas Equações 4.3 e 4.4 a partir das dimensões conhecidas da anomalia foi 25.848 W/m<sup>3</sup>. A Tabela 41 apresenta o resultado da análise de variância.

Tabela 41 – Análise de variância – Caso 5

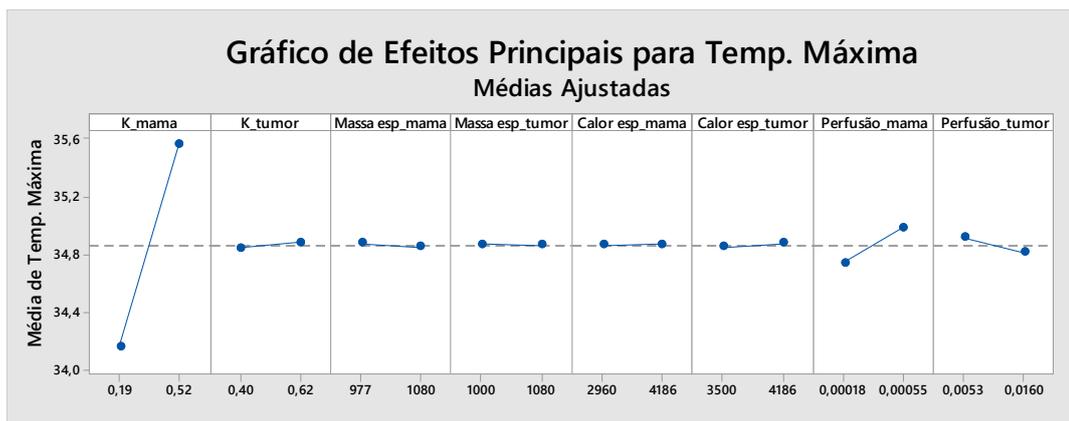
Fonte	GL	SQ (Aj.)	QM (Aj.)	Valor F	Valor-P
K_mama	1	31,6547	31,6547	1377,33	0,000
K_tumor	1	0,0221	0,0221	0,96	0,331
Massa Esp_mama	1	0,0093	0,0093	0,40	0,528
Massa_Esp_tumor	1	0,0008	0,0008	0,04	0,850
Calor_esp_mama	1	0,0007	0,0007	0,03	0,863
Calor_esp_tumor	1	0,0098	0,0098	0,42	0,518
Perfusão_mama	1	0,9531	0,9531	41,47	0,000
Perfusão_tumor	1	0,1712	0,1712	7,45	0,009

Fonte: A autora (2024).

A partir da comparação do valor-p com o nível de significância utilizado (0,05), tem-se que os parâmetros que influenciam na temperatura máxima superficial da mama na região do tumor são (fatores que apresentaram o valor-p for menor ou igual 0,05, indicando a possibilidade de concluir que há uma associação estatisticamente significativa entre a a temperatura máxima superficial da região do tumor e o

fator/parâmetro): condutividade térmica da mama, perfusão sanguínea da mama e a perfusão sanguínea do tumor, sendo a condutividade térmica da mama o parâmetro com o maior coeficiente de influência. Na Figura 37, verifica-se graficamente o efeito de cada parâmetro para a temperatura máxima da superfície da mama (calculada numericamente).

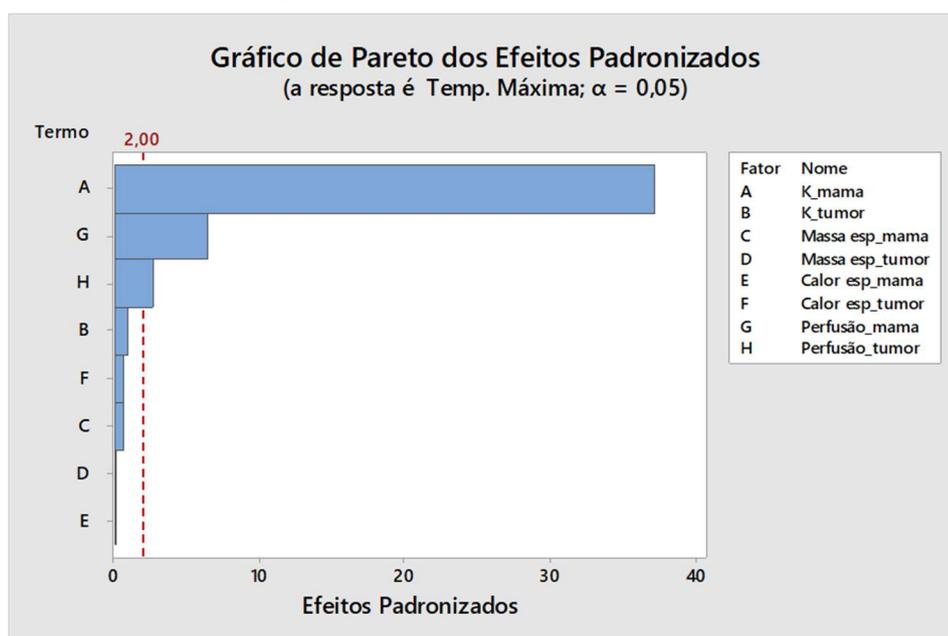
Figura 37 – Gráficos de efeitos principais – Caso 5



Fonte: A autora (2024).

Para uma melhor visualização comparativa ver a Figura 38.

Figura 38 – Gráfico de Pareto – Caso 5



Fonte: A autora (2024).

O índice de determinação,  $R^2$ , foi igual a 96,29%, tendo a equação de regressão representada pela Equação 5.9.

$$\begin{aligned}
 T_{\max\_sup} = & 33,302 + 4,262 k_{mama} + 0,169 k_{tumor} \\
 & - 0,000234 \text{ massa esp}_{mama} + 0,000090 \text{ massa esp}_{tumor} \\
 & + 0,000005 \text{ calor esp}_{mama} + 0,000036 \text{ calor esp}_{tumor} \\
 & + 660 \text{ perfusão}_{mama} - 9,67 \text{ perfusão}_{tumor}
 \end{aligned} \tag{5.9}$$

#### 5.2.1.6 Caso 6 - Paciente #18443694 com tumor aumentado artificialmente - DOE com oito fatores.

Nesta caso foi utilizada a Malha #14 da Tabela 31. A taxa volumétrica de geração de valor metabólico utilizada e calculada a partir das dimensões conhecidas da anomalia foi 10.473,04 W/m<sup>3</sup>. A Tabela 42 apresenta o resultado da análise de variância.

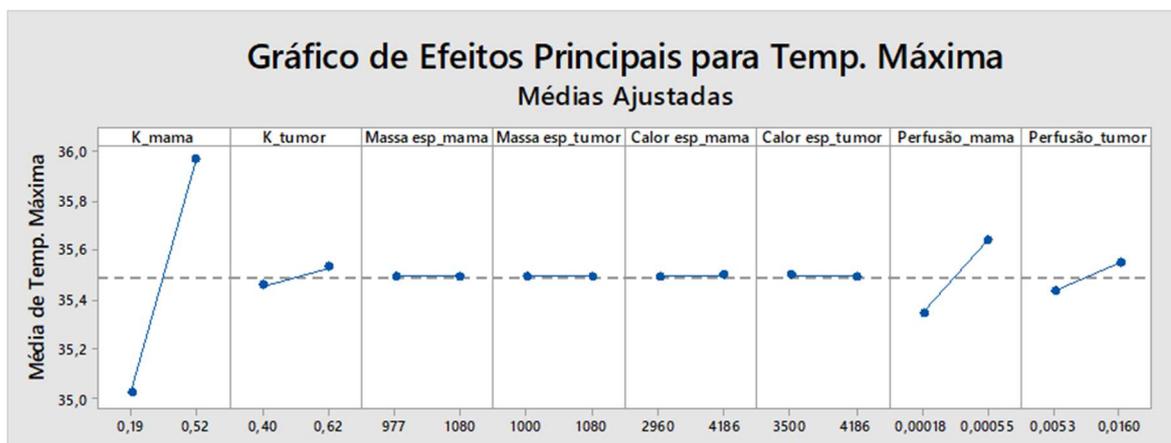
Tabela 42 – Análise de variância – Caso 6

Fonte	GL	SQ (Aj.)	QM (Aj.)	Valor F	Valor-P
K_mama	1	14,2790	14,2790	5339,34	0,000
K_tumor	1	0,0953	0,0953	35,65	0,000
Massa Esp_mama	1	0,0001	0,0001	0,05	0,829
Massa_Esp_tumor	1	0,0001	0,0001	0,05	0,829
Calor_esp_mama	1	0,0002	0,0002	0,07	0,791
Calor_esp_tumor	1	0,0002	0,0002	0,07	0,791
Perfusão_mama	1	1,4191	1,4191	530,64	0,000
Perfusão_tumor	1	0,2036	0,2036	76,14	0,000

Fonte: A autora (2024).

Na Figura 39, verifica-se graficamente o efeito de cada parâmetro para a temperatura máxima da superfície da mama (calculada numericamente).

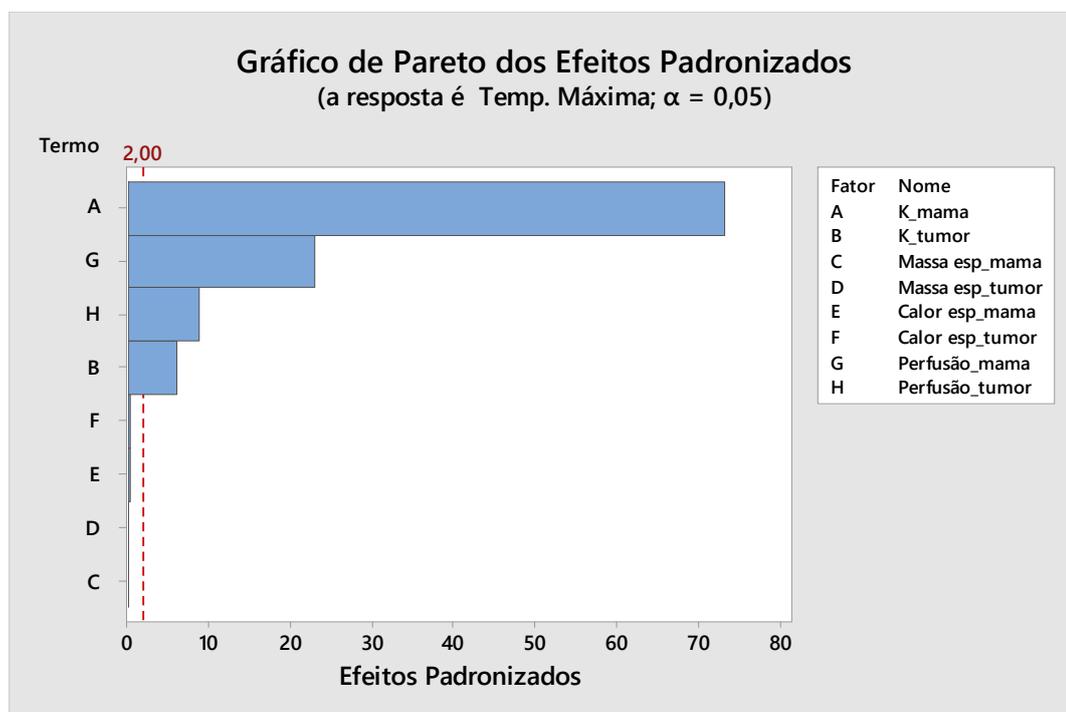
Figura 39 – Gráficos de efeitos principais – Caso 6



Fonte: A autora (2024).

A partir dos resultados obtidos, observou-se que, para a paciente deste estudo com anomalia aumentada artificialmente, os parâmetros que influenciam na temperatura máxima superficial da mama na região do tumor são (em ordem de importância decrescente): condutividade térmica da mama, perfusão sanguínea da mama, perfusão sanguínea do tumor e condutividade térmica do tumor. Na Figura 40, tem-se o gráfico de Pareto dos efeitos padronizados para o Caso 6.

Figura 40 – Gráfico de Pareto dos efeitos padronizados – Caso 6



Fonte: A autora (2024).

O índice de determinação,  $R^2$ , foi igual a 99,09%, tendo a equação de regressão representada pela Equação 5.10.

$$\begin{aligned}
 T_{\max\_sup} = & 33,906 + 2,8627 k_{mama} + 0,3509 k_{tumor} \\
 & + 0,000027 \text{ massa esp}_{mama} - 0,000035 \text{ massa esp}_{tumor} \\
 & + 0,000003 \text{ calor esp}_{mama} - 0,000005 \text{ calor esp}_{tumor} \\
 & + 804,9 \text{ perfusão}_{mama} + 10,54 \text{ perfusão}_{tumor}
 \end{aligned}
 \tag{5.10}$$

#### 5.2.1.7 Caso 7 - Paciente #1301345-4 com tumor de tamanho indicado na ultrassonografia – DOE com oito fatores.

Foi determinada a Malha #9 da Tabela 34 para a análise. A temperatura máxima superficial na região do tumor simulada apresentou diferença de  $0,22^\circ\text{C}$  em relação à temperatura máxima da região do tumor da imagem por infravermelho e corrigida pelo erro da câmera termográfica ( $35,60^\circ\text{C}$ ). A taxa volumétrica de geração de valor metabólico utilizada e calculada a partir das dimensões conhecidas da anomalia foi  $18.907,76 \text{ W/m}^3$ . A Tabela 42 apresenta o resultado da análise de variância para o Caso 7.

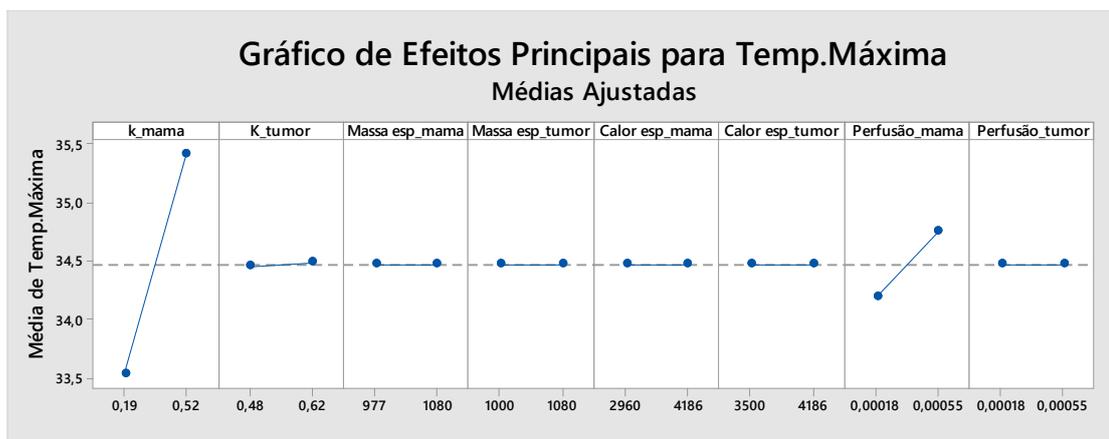
Tabela 43 – Análise de variância – Caso 7

Fonte	GL	SQ (Aj.)	QM (Aj.)	Valor F	Valor-P
K_mama	1	56,5880	56,5880	2648,87	0,000
K_tumor	1	0,0203	0,0203	0,95	0,334
Massa Esp_mama	1	0,0000	0,0000	0,00	0,973
Massa Esp_tumor	1	0,0001	0,0001	0,00	0,959
Calor esp_mama	1	0,0001	0,0001	0,00	0,959
Calor esp_tumor	1	0,0000	0,0000	0,00	0,973
Perfusão_mama	1	4,9729	4,9729	232,78	0,000
Perfusão_tumor	1	0,0004	0,0004	0,02	0,892

Fonte: A autora (2024).

Na Figura 41, verifica-se graficamente o efeito de cada parâmetro para a temperatura máxima da superfície da mama (calculada numericamente).

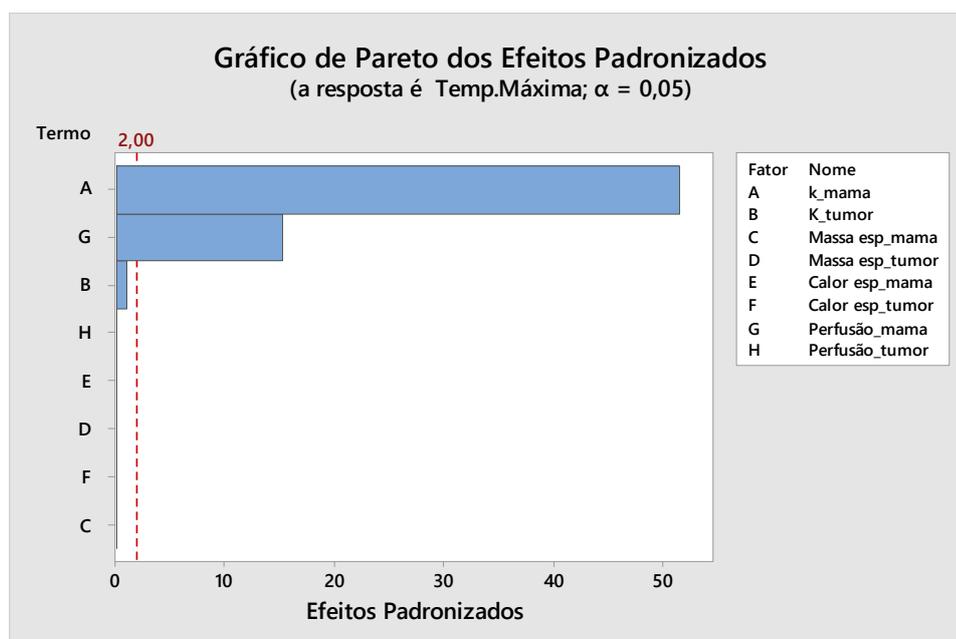
Figura 41 – Gráficos de efeitos principais – Caso 7



Fonte: A autora (2024).

A partir dos resultados obtidos para o Caso 7, os parâmetros que influenciaram na temperatura máxima superficial da mama na região do tumor são (em ordem de importância decrescente): condutividade térmica da mama, índice de relaxação e a perfusão sanguínea da mama. Na Figura 42, tem-se o gráfico de Pareto dos efeitos padronizados para a Paciente #1301345-4 com dimensões e localização da anomalia identificadas através de ultrassonografia.

Figura 42 – Gráfico de Pareto dos efeitos padronizados – Caso 7



Fonte: A autora (2024).

O índice de determinação,  $R^2$ , foi igual a 98,13%, tendo a equação de regressão representada pela Equação 5.11.

$$\begin{aligned}
 T_{\max\_sup} = & 31,756 + 5,699 k_{mama} + 0,254 k_{tumor} \\
 & + 0,000012 \text{ massa esp}_{mama} - 0,000023 \text{ massa esp}_{tumor} \\
 & - 0,000002 \text{ calor esp}_{mama} + 0,000002 \text{ calor esp}_{tumor} \\
 & + 1506,8 \text{ perfusão}_{mama} + 13,5 \text{ perfusão}_{tumor}
 \end{aligned} \tag{5.11}$$

#### 5.2.1.8 Caso 8 - Paciente #1301345-4 com tumor aumentado artificialmente - DOE com oito fatores.

Nesta caso a taxa volumétrica de geração de valor metabólico utilizada e calculada a partir das dimensões conhecidas da anomalia foi  $6.582 \text{ W/m}^3$ . Foi determinada a Malha #7 (Tabela 37) para a análise. A temperatura máxima superficial na região do tumor simulada apresentou diferença de  $1,10^\circ\text{C}$  em relação à temperatura máxima da região do tumor da imagem por infravermelho e corrigida pelo erro da câmera termográfica ( $35,6^\circ\text{C}$ ). A Tabela 44 apresenta o resultado da análise de variância para o Caso 8.

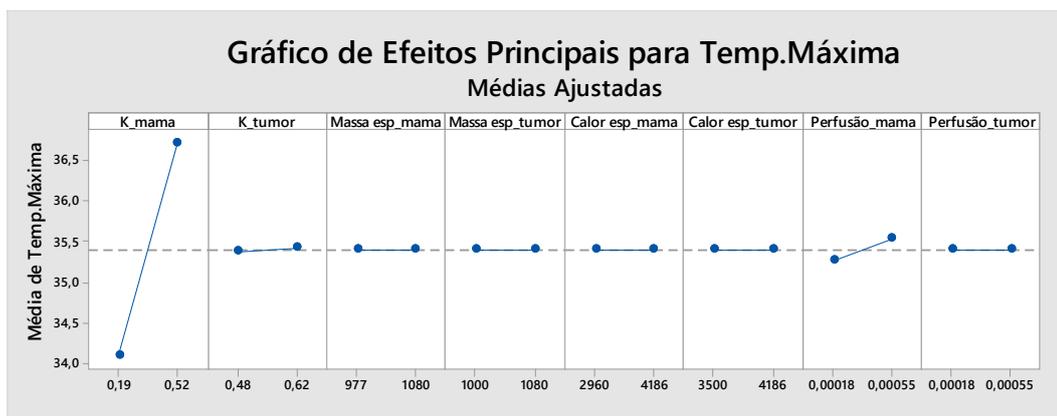
Tabela 44 – Análise de variância – Caso 8

Fonte	GL	SQ (Aj.)	QM (Aj.)	Valor F	Valor-P
K_mama	1	109,647	109,647	4619,91	0,000
K_tumor	1	0,044	0,044	1,84	0,181
Massa Esp_mama	1	0,000	0,000	0,00	0,994
Massa_Esp_tumor	1	0,000	0,000	0,00	0,994
Calor_esp_mama	1	0,000	0,000	0,00	0,994
Calor_esp_tumor	1	0,000	0,000	0,00	0,994
Perfusão_mama	1	1,240	1,240	52,27	0,000
Perfusão_tumor	1	0,001	0,001	0,04	0,840

Fonte: A autora (2024).

Na Figura 43, verifica-se graficamente o efeito de cada parâmetro para a temperatura máxima da superfície da mama (calculada numericamente).

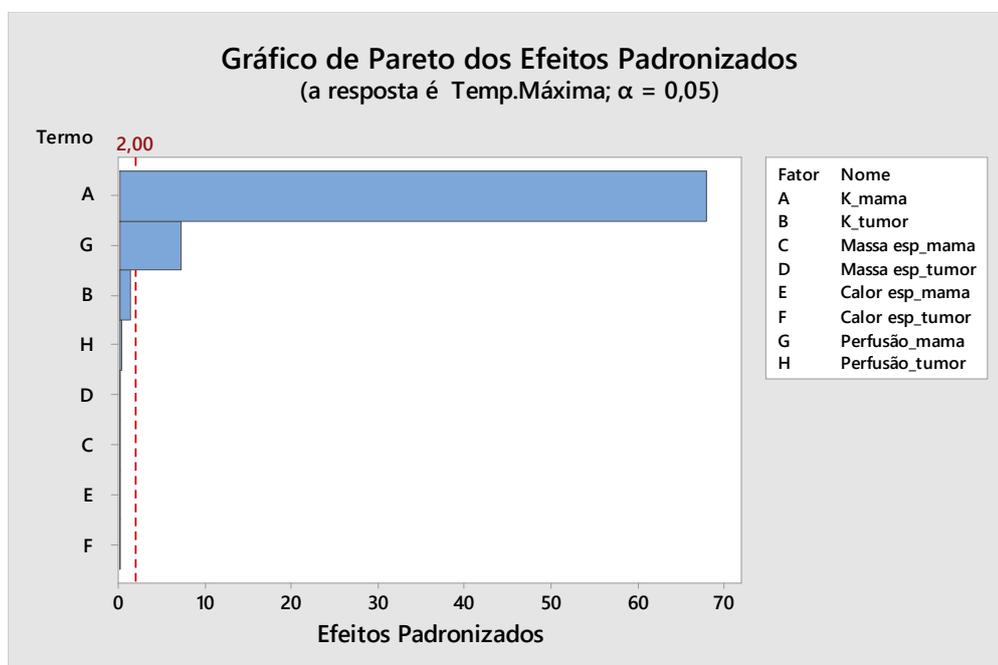
Figura 43 – Gráficos de efeitos principais – Caso 8



Fonte: A autora (2024).

A partir dos resultados obtidos para o Caso 8, os parâmetros que influenciaram na temperatura máxima superficial da mama na região do tumor são (em ordem de importância decrescente): condutividade térmica da mama e perfusão sanguínea da mama. Na Figura 44, tem-se o gráfico de Pareto dos efeitos padronizados para a Paciente #1301345-4 com dimensões do tumor aumentadas.

Figura 44 – Gráfico de Pareto dos efeitos padronizados – Caso 8



Fonte: A autora (2024).

O índice de determinação foi igual a 98,84%, tendo a equação de regressão representada pela Equação 5.12.

$$\begin{aligned}
T_{\max\_sup} = & 32,096 + 7,933 k_{mama} + 0,373 k_{tumor} \\
& + 0,000003 \text{ massa esp}_{mama} - 0,000004 \text{ massa esp}_{tumor} \\
& + 0 \text{ calor esp}_{mama} \quad \quad \quad + 0 \text{ calor esp}_{tumor} \\
& + 753 \text{ perfusão}_{mama} + 21 \text{ perfusão}_{tumor}
\end{aligned} \tag{5.12}$$

### 5.3 Estimativas Simultâneas das condutividades térmicas da mama e do tumor

Após as análises de sensibilidade e as análises utilizando DOE, foram realizadas novas estimativas dos condutividades térmicas da mama e do tumor a partir da temperatura superficial máxima na região do tumor e do mapeamento de textura, tanto utilizando o Método SQP, quanto o Método PSO. Foram realizadas estimativas para as Pacientes 1844369-4 e #1301345-4.

De forma geral, os resultados das estimativas a partir da temperatura superficial máxima da região do tumor apresentaram valores mais próximos dos valores de referência. Tem-se, na Tabela 45, os resultados das estimativas para a Paciente #1844369-4. Foi utilizada a Malha #3 para realização das estimativas. Observa-se que apenas não foi possível estimar os parâmetros citados na estimativa realizada a partir do mapeamento de textura utilizando o Método SQP.

Tabela 45 – Estimativas simultâneas das condutividades térmicas mamária e tumoral da Paciente #18443694

Parâmetro	Algoritmo	Avaliação da função objetivo	Intervalo de busca	Estimativa Inicial	Valor estimado (W/m°C)	Função Objetivo
$k_{mama}$	SQP	Ponto temperatura máxima	[0,3;0,6]	0,5	0,4784	1,5e-6
$k_{tumor}$				0,5	0,4717	
$k_{mama}$	Enxame de partículas	Ponto temperatura máxima	[0,3;0,6]	Não aplicável	0,4782	3,7e-6
$k_{tumor}$					0,3995	
$k_{mama}$	SQP	Mapeamento	[0,2;0,6]	0,5	0,2877	3,02e+4
$k_{tumor}$				0,5	<b>0,2</b>	
$k_{mama}$	Enxame de partículas	Mapeamento	[0,2;0,6]	Não aplicável	0,2819	3,02e+4
$k_{tumor}$					0,3201	

Fonte: A autora (2024).

Foi determinada a Malha #9 da Tabela 33 para as estimativas para a Paciente #1301345-4. Os resultados das estimativas podem ser observados na Tabela 46.

Tabela 46 – Estimativas simultâneas das condutividades térmicas mamária e tumoral da Paciente #1301345-4

Parâmetro	Algoritmo	Avaliação da função objetivo	Intervalo de busca	Estimativa Inicial	Valor estimado (W/m°C)	Função Objetivo
$k_{mama}$	SQP	Ponto temperatura máxima	[0,2;0,6]	0,5	0,5902	1,44e-5
$k_{tumor}$				0,5	0,5	
$k_{mama}$	Enxame de partículas	Ponto temperatura máxima	[0,2;0,6]	Não aplicável	0,6	5,45e-4
$k_{tumor}$					0,3353	
$k_{mama}$	SQP	Ponto temperatura máxima	[0,3;0,6]	0,5	0,5902	1,44e-5
$k_{tumor}$				0,5	0,6	
$k_{mama}$	Enxame de partículas	Ponto temperatura máxima	[0,3;0,6]	Não aplicável	0,5912	3,32e-5
$k_{tumor}$					0,3095	
$k_{mama}$	SQP	Mapeamento	[0,2;0,6]	0,5	Não foi possível estimar	-----
$k_{tumor}$				0,5		
$k_{mama}$	Enxame de partículas	Mapeamento	[0,2;0,6]	Não aplicável	0,5654	5,94e+03
$k_{tumor}$					0,5736	

Fonte: A autora (2024).

No caso da paciente não câncer, Paciente #1301345-4, foi possível obter resultados satisfatórios apenas quando utilizado o Método PSO.

### 5.3 Considerações finais dos resultados

Este estudo iniciou com a análise de sensibilidade do índice de relaxação no perfil de temperatura superficial da mama. A análise de sensibilidade utilizou os dados, resultados de exames médicos e imagem por infravermelho de uma paciente com tumor maligno. Após realização de diversas estimativas alterando apenas o índice de relaxação, observou-se que o índice de relaxação possui influência no resultado da temperatura máxima superficial sobre a região do tumor.

Seguindo na análise de sensibilidade, foram realizadas estimativas utilizando índices de relaxação distintos, por conseguinte, temperaturas máximas superficiais

sobre a região do tumor distintas foram obtidas. Concluiu-se que, a estimativa das condutividades térmicas da mama e do tumor podem apresentar diferentes resultados, indicando a influência do índice de relaxação ou da temperatura máxima superficial sobre a região do tumor.

Identificado que o índice de relaxação possui influência na temperatura em estudo, tem-se que quando utilizado o mesmo índice de relaxação da análise de convergência, os valores simulados da temperatura máxima da superfície da mama na região do tumor aproximam-se mais adequadamente do ponto com a menor diferença absoluta entre as temperaturas simuladas e da imagem termográfica. Desta forma, conclui-se que o índice de relaxação a ser utilizado deve ser igual ao índice de relaxação utilizado para a análise de convergência.

Para a análise de sensibilidade das estimativas das condutividades térmicas da mama e do tumor foram utilizados dois métodos de otimização: SQP e PSO. Os resultados do Método PSO apresentou resultados das estimativas dos parâmetros analisados com diferenças inferiores, em relação ao valor de referência do parâmetro, ao Método SQP. Além disso, foi possível estimar a partir da utilização do mapeamento de textura utilizando o Método PSO.

Observado que alguns parâmetros e métodos podem interferir na estimativas de parâmetros termofísicos, optou-se ampliar a análise utilizando uma técnica estatística. A técnica escolhida foi planejamento de experimentos (DOE).

A utilização do DOE teve como objetivo analisar a importância de dez parâmetros (condutividade térmica, perfusão sanguínea, massa específica e calor específico para os tecidos mamário e tumoral, número de elementos da malha e índice de relaxação utilizado no cálculo numérico) para determinação da máxima temperatura superficial da geometria substituta da mama na região da anomalia. Para tal, foram realizadas duas análises para cada paciente utilizando DOE. Na primeira análise de cada paciente foi considerando o tumor com dimensões e localização indicados na ultrassonografia de cada paciente. Na segunda análise de cada paciente, as dimensões foram aumentadas artificialmente. A Paciente #18443694 possui um tumor maligno e a Paciente #1301345-4 possui um tumor benigno.

No primeiro caso (dimensões do tumor conforme obtido em exames da Paciente #18443694) foi observado que os parâmetros que influenciaram no cálculo da temperatura do estudo foram, em ordem de importância: condutividade térmica da mama, índice de relaxação, perfusão sanguínea da mama e quantidade de elementos da malha utilizada. Para o segundo caso (dimensões do tumor aumentadas artificialmente da Paciente #18443694), foi verificada a relevância dos seguintes parâmetros: índice de relaxação, perfusão sanguínea da mama e condutividade térmica da mama.

Para o terceiro e quarto casos, Paciente #1301345-4 com tumor benigno com dimensões obtidas a partir da ultrassonografia e tumor benigno aumentado artificialmente, respectivamente, foi observado que a condutividade térmica da mama, o índice de relaxação, a perfusão sanguínea da mama e o número de nós da malha utilizada nas simulações numéricas são os fatores que mais influenciam na saída do experimento observada (temperatura superficial da mama acima da região do tumor) em ambos os casos. Entretanto, para o terceiro caso, a perfusão sanguínea da mama possui importância superior em relação à quantidade de nós da malha. Para o quarto caso, a importância da quantidade de nós da malha é superior à da perfusão sanguínea.

Em todos os casos, a condutividade térmica da mama e a perfusão sanguínea da mama apresentaram correlação positiva com a temperatura superficial máxima na região do tumor, ou seja, quanto maior a condutividade térmica ou perfusão sanguínea da mama, maior a temperatura estudada.

Também foi possível verificar que mesmo quase aumentando artificialmente as anomalias, os parâmetros termofísicos do tecido tumoral possuem baixa influência no cálculo numérico da temperatura analisada. Por outro lado, a condutividade térmica da mama e a perfusão sanguínea da mama possuem influência relevante na determinação da temperatura máxima da superfície da mama na região do tumor. O Quadro 2 apresenta um resumo sobre a influência de cada fator analisado para cada caso.

Quadro 2 – Influência dos fatores analisados – Grupo 1

Ordem de influência dos fatores	Fatores			
	Caso 1	Caso 2	Caso 3	Caso 4
1º	Condutividade térmica da mama	Índice de relaxação	Condutividade térmica da mama	Condutividade térmica da mama
2º	Índice de relaxação	Perfusão sanguínea da mama	Índice de relaxação	Índice de relaxação
3º	Perfusão sanguínea da mama	Condutividade térmica da mama	Perfusão sanguínea da mama	Número de nós da malha
4º	Número de nós da malha	-----	Número de nós da malha	Perfusão sanguínea da mama

Fonte: A autora (2024).

O índice de relaxação e a malha utilizada influenciaram fortemente os resultados das simulações numéricas da temperatura máxima da superfície da mama na região do tumor. Conseqüentemente, o refinamento da malha e o índice de relaxação devem ser promover a menor diferença possível entre a temperatura máxima da região do tumor da imagem por infravermelho e a temperatura máxima simulada da região do tumor.

Esta primeira análise utilizando o DOE foi importante para concluir a importância do refinamento da malha e do índice de relaxação. Entretanto, identificou-se a necessidade de aplicar a técnica para avaliação apenas dos parâmetros termofísicos. Qual deles possui maior influência na temperatura máxima superficial na região do tumor simulada?

Desta forma, iniciou-se uma segunda análise utilizando DOE com o objetivo analisar a importância de oito parâmetros (condutividade térmica, perfusão sanguínea, massa específica e calor específico para os tecidos mamário e tumoral) para determinação da máxima temperatura superficial da geometria substituta da mama na região da anomalia. A mesma técnica foi aplicada aos dados utilizando dados e imagens das Pacientes #18443694 e #1301345-4.

O Quadro 3 apresenta um resumo sobre a influência de cada fator analisado para cada caso. Os Casos 5, 6, 7 e 8 foram realizados com metodologia semelhante aos Casos 1, 2, 3 e 4, respectivamente. A metodologia teve como diferença apenas

os parâmetros avaliados. Nos Casos 5, 6, 7 e 8 não foram incluídos o índice de relaxação e o refinamento da malha na análise.

Quadro 3 – Influência dos fatores analisados – Grupo 2

Ordem de influência dos fatores	Fatores			
	Caso 5	Caso 6	Caso 7	Caso 8
1º	Condutividade térmica da mama	Condutividade térmica da mama	Condutividade térmica da mama	Condutividade térmica da mama
2º	Perfusão sanguínea da mama	Perfusão sanguínea da mama	Perfusão sanguínea da mama	Perfusão sanguínea da mama
3º	Perfusão sanguínea do tumor	Perfusão sanguínea do tumor	----	----
4º	----	Condutividade térmica do tumor	----	----

Fonte: A autora (2024).

Em todos os casos, a condutividade térmica da mama e a perfusão sanguínea da mama apresentaram correlação positiva com a temperatura superficial máxima na região do tumor, ou seja, quanto maior a condutividade térmica ou perfusão sanguínea da mama, maior a temperatura estudada. A condutividade térmica e perfusão sanguínea do tumor foram significativas apenas para os casos analisados da paciente com câncer.

Vale ressaltar que Bezerra (2013) concluiu em sua tese que a propriedade de maior influência na temperatura superficial da mama é a condutividade térmica da mama, seguida da perfusão sanguínea da mama. Para chegar a esta conclusão, a autora realizou análise de sensibilidade. Na análise de sensibilidade, a autora realizou cálculos numéricos alterando apenas um dos parâmetros por vez: condutividade térmica da mama, condutividade térmica do tumor, perfusão sanguínea da mama e perfusão sanguínea do tumor. Em seguida, avaliou a influência de cada parâmetro no resultado do perfil de temperatura superficial da mama. A partir da análise de sensibilidade, Bezerra (2013) verificou se os parâmetros termofísicos eram linearmente dependentes ou independentes.

Figueiredo et al. (2020) concluiu que apenas a perfusão sanguínea da mama, a condutividade térmica da mama e a profundidade do tumor influenciaram o perfil de temperatura superficial da mama. Os autores usaram uma semiesfera para

modelagem geométrica da mama. Os parâmetros avaliados pelos autores utilizando análise de sensibilidade para o tumor foram: profundidade, tamanho, taxa volumétrica de geração de calor, perfusão sanguínea e condutividade térmica do tumor. Os parâmetros da mama analisados foram: perfusão sanguínea, condutividade térmica, camada superficial de tecido adiposo, coeficiente convectivo e temperatura ambiente.

Entretanto, esta tese ampliou o estudo da influência dos parâmetros termofísicos no resultado da temperatura superficial simulada utilizando uma técnica estatística, DOE, uma paciente com câncer e outra não câncer e avaliou outros parâmetros além daqueles utilizados por Bezerra (2013) e Figueiredo et al (2020).

Em seguida, foram realizadas novas estimativas da condutividade térmica da mama e tumoral para as duas pacientes utilizadas neste trabalho. Os resultados obtidos utilizando dados, exames e imagem IR da paciente com câncer apresentaram o mesmo comportamento das estimativas realizadas após as análises de sensibilidade. Apenas foi possível estimar as condutividades térmicas da mama e do tumor a partir do mapeamento de textura utilizando um método de otimização bioinspirado (PSO).

Para a paciente não câncer, também só foi possível estimar as condutividades térmicas da mama e do tumor a partir do mapeamento de textura utilizando um método bioinspirado (PSO). Adiciona-se o fato que apenas foi possível estimar os parâmetros já citados em duas das seis estimativas apresentadas, mesmo avaliando apenas o ponto de temperatura máxima superficial da superfície da mama. Isto indica que para estimativas a partir da utilização do mapeamento de textura devem ser utilizados algoritmos de otimização bioinspirados.

## 6. CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS

Esta tese teve como objetivo principal, analisar a viabilidade de estimar parâmetros termofísicos a partir do mapeamento de textura utilizando algoritmos de otimização bioinspirados. Para tal, foram realizadas análises de sensibilidade e implementação de um planejamento de experimentos para compreender a interferência de diversos parâmetros utilizados na simulação numérica no perfil de temperatura superficial da mama calculado.

A partir das análises de sensibilidade realizadas, verificou-se que o índice de relaxação possui influência na máxima temperatura sobre a região do tumor calculada. Também foi observado que a diferença entre as temperaturas simuladas e da imagem termográfica interferiram nos resultados das estimativas, a partir da máxima temperatura sobre a região do tumor, das condutividades térmicas da mama e do tumor.

Visto que as estimativas a partir do mapeamento realiza a avaliação da função objetivo para todos os pontos da superfície da mama, a dificuldade de realizar estimativas de parâmetros termofísicos, utilizando algoritmo de otimização baseado em gradientes, pode estar associada à influência das diferenças das temperaturas calculadas e da termografia da superfície da mama nas estimativas de parâmetros termofísicos.

Observados os resultados das análises de sensibilidade, optou-se utilizar uma técnica estatística para ampliar a interferência de dez fatores escolhidos na simulação numérica do perfil de temperatura superficial da mama.

Com a implementação do DOE, confirmou-se a influência do índice de relaxação na temperatura máxima calculada sobre a região do tumor. Além disso, a partir da implementação do DOE, concluiu-se que:

- O refinamento da malha utilizada para realização das simulações numéricas também interfere na temperatura máxima calculada sobre a região do tumor.

- A condutividade térmica e perfusão sanguínea da mama influenciaram na máxima temperatura superficial calculada sobre a região do tumor (para pacientes com anomalias e benignas);
- A perfusão sanguínea do tumor apenas influenciaram a temperatura analisada para os casos de pacientes com câncer;
- A condutividade térmica do tumor só apresentou influência para o caso com câncer e tumor aumentado artificialmente.

Após a realização das estimativas das condutividades térmicas da mama e do tumor utilizando dois algoritmos de otimização: SQP e PSO, observou-se que:

- As estimativas realizadas simultaneamente das condutividades térmicas da mama e do tumor apresentaram valores diferentes quando estimadas isoladamente;
- Algoritmo PSO apresentou resultado mais assertivo que o algoritmo SQP (o PSO apresentou erros dos parâmetros estimados inferiores ao SQP);
- Apenas o Método PSO obteve resultados considerados satisfatórios para as estimativas realizadas a partir do mapeamento de textura.

### **6.1 Sugestões para trabalhos futuros**

A partir das conclusões observadas, recomenda-se para trabalhos futuros:

- Priorizar as análises referente à influência da condutividade térmica mamária e tumoral e da perfusão sanguínea mamária e tumoral, visto que os demais parâmetros não apresentaram correlação significativa em nenhum caso apresentado neste estudo;
- Realizar análises utilizando a técnica DOE considerando a alteração do tecido mamário (de acordo com a idade da paciente);

- Utilizar outros algoritmos bioinspirados para realização das estimativas de parâmetros termofísicos, observando a eficiência e eficácia de cada modelo;
- Desenvolver um modelo que possibilite a estimativa simultânea das condutividades térmicas e perfusões sanguíneas (da mama e do tumor);
- Estudar a viabilidade de utilizar as equações de correlação (dos parâmetros termofísicos em relação ao ponto de temperatura máxima sobre a região do tumor), obtidas a partir da análise dos experimentos, para simplificar a estrutura computacional para realização de estimativas de parâmetros termofísicos.

## 7. PRODUÇÃO BIBLIOGRÁFICA REFERENTE AO PRESENTE ESTUDO

### Artigos completos publicados em periódicos

SANTOS, L. C.; LIMA, R. C. F.; PAIVA, A. C.; CONCI, A.; ESPÍNDOLA, N. A. **A computing platform to analyze breast abnormalities using infrared images.** Medical & Biological Engineering & Computing 61, 305–315 (2023).

ESPINDOLA, N. A.; BEZERRA, L. A.; SANTOS, L. C.; LIMA, R. C. F. **Estimating breast thermophysical parameters by use of mapping surface temperatures measured by infrared images.** IEEE Latin America Transactions, v. 16, p. 2617-2624, 2018.

### Capítulos de livros publicados

QUEIROZ, K. F. F. C.; ARAÚJO, M. C.; ESPÍNDOLA, N. A.; SANTOS, L. C.; SANTOS, F. G. S.; LIMA, R. C. F. **Developing and Using Computational Frameworks to Conduct Numerical Analysis and Calculate Temperature Profiles and to Classify Breast Abnormalities.** Advances in Bioinformatics and Biomedical Engineering. 1ed.: IGI Global, 2021, p. 230-249.

ARAÚJO, M. C.; BEZERRA, L. A.; QUEIROZ, K. F. F.C.; ESPÍNDOLA, N. A.; SANTOS, L. C.; SANTOS, F. G. S.; LIMA, R. C. F. **The Evolution of New Trends in Breast Thermography.** Advances in Bioinformatics and Biomedical Engineering. 1ed.: IGI Global, 2021, p. 128-171.

### Trabalhos apresentados em Congresso

MELO, J. R. F.; ESPINDOLA, N. A.; LIMA, R. C. F.; BEZERRA, L. A. **Análise da interferência da anatomia da mama na estimativa da condutividade térmica usando de imagens termográficas.** Anais do XIV CIBIM (Congresso Iberoamericano de Ingeniería Mecánica), 2019.

## REFERÊNCIAS

- ABDULLAH, A. S. **Swarm intelligence and its applications in biomedical informatics**. CRC Press, 2024.
- AGNELLI, J. P.; BARREA, A. A.; TURNER, C. V. **Tumor location and parameter estimation by thermography**. *Mathematical and Computer Modelling*, 53, 1527-1534, 2011.
- ALI, MONA A. S.; SAYED, GEHAD ISMAIL; GABER, TAREK; HASSANIEN; ABOULL ELLA, SNASEL VACLAV; SILVA, LINCOLN F. **Detection of Breast Abnormalities of Thermograms based on a New Segmentation Method**. *ACSIS*, 2015, 5, p. 255-261.
- ANSYS® Help Viewer, Version 18.1.0. 2017
- ARENALES, MARCOS; ARMENTANO, VINÍCIUS; MORABITO, REINALDO; YANASSE, HORACIO. **Pesquisa Operacional**. Ed. Elsevier, Rio de Janeiro, 2011.
- ARORA, J. S. **Introduction to optimum design**. Ed. Elsevier, California, USA, 2004.
- AZEVEDO, EDUARDO; CONCI, AURA; VASCONCELOS, CRISTINA. **Computação gráfica: teoria e prática: geração de imagens**. Volume 1. Ed. Elsevier, Rio de Janeiro, 2018.
- AmarElo. Intérpretes: Emicida, Majur e Pablo Vittar. Compositores: Belchior, Dj Juh, Emicida e Felipe Vassão. *In: AmarElo. Intérprete: Emicida*. Rio de Janeiro: Sony Music, 2019. 1 CD, faixa 10.
- ANTONIOU, A.; LU, W. **Practical optimization – algorithms and engineering applications**. University of Vitoria, Canada. Ed Springer, 2007.
- BARBOSA, CARLOS EDUARDO MARTINS. **Algoritmos Bio-inspirados para Solução de Problemas de Otimização**. Dissertação (Mestrado). Universidade Federal de Pernambuco, Recife, 2017.

BARBOSA, CAMILA SOARES. **Algoritmos baseados em estratégia evolutiva para a seleção dinâmica de espectro em rádios cognitivos**. Dissertação (Mestrado). Universidade Federal de Goiás – Instituto de Informática, Goiânia, 2013.

BARBOSA, VALTER AUGUSTO DE F. **Reconstrução de imagens de tomografia por impedância elétrica utilizando busca por cardumes de peixes e evolução diferencial**. Dissertação (Mestrado). Universidade Federal de Pernambuco, Recife, 2017.

BELFIORE, PATRÍCIA; FÁVERO, LUIZ PAULO. **Pesquisa Operacional para cursos de engenharia**. Ed. Elsevier, Rio de Janeiro, 2013.

BENTO, E.P.; KAGAN, N. **Algoritmos genéticos e variantes na solução de problemas de configuração de redes de distribuição**. Sba Controle & Automação vol.19 no.3 Natal July/Sept. 2008.

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**. Signal Processing, 93, 2013.

BEZERRA, LUCIETE ALVES. **Estimativa de parâmetros termofísicos da mama e de distúrbios mamários a partir da termografia por infravermelho utilizando técnicas de otimização**. Tese (Doutorado). Universidade Federal de Pernambuco, Recife, 2013.

BERGMAN, THEODORE L.; LAVINE, ADRIENNE S.; INCROPERA, FRANK P.; DEWITT, DAVID P. **Fundamentos de Transferência de Calor**. Ed. LTC. 7ª edição. Rio de Janeiro, 2015.

BHOWMIK, MRINAL KANTI; GOGOI, USHA RANI; DAS, KAKALI; GHOSH, ANJAN KUMAR, BHATTACHARJEE, DEBOTOSH; MAJUMDAR, GAUTAM.  
**Standardization of Infrared Breast Thermogram Acquisition Protocols and Abnormality Analysis of Breast Thermograms**. Thermosense: Thermal Infrared Applications XXXVIII. SPIE, 2016, Vol. 9861.

BAHADOR, M.; KESHTKAR, M. M.; ZARIEE, A. **Numerical and experimental investigation on the breast cancer tumour parameters by inverse heat transfer**

**method using genetic algorithm and image processing.** Sādhanā 43, 142, 2018.  
<https://doi.org/10.1007/s12046-018-0900-4>.

BORCHARTT, T. B. **Análise de imagens termográficas para classificação de alterações da mama.** Tese (Doutorado). Universidade Federal Fluminense, Niterói, RJ, 2013.

BORGEN, P.I.; HILL, A.D.K. **Breast Diseases.** Landes Bioscience, Georgetown, Texas, USA, 2000.

CATMULL, EDWIN. **A subdivision algorithm for computer display of curved surfaces.** Utah University. Dezembro, 1974.

ÇENGEL, YUNUS A.; GHAJAR, AFSHIN J. **Transferência de Calor: uma abordagem prática.** Ed. Bookman. 4ª edição. Porto Alegre, 2012.

ÇETINGÜL, M. PIRTINI; HERMAN, C. **A heat transfer model of skin tissue for the detection of lesions: sensitivity analysis.** Physics in medicine and biology, 55, 5933-5941, 2010. <http://dx.doi.org/10.1088/0031-9155/55/19/020>.

CHÁVEZ, M. D. C.; CASAS, G.; MOREIRA, J.; GONZÁLEZ, E.; BELLO, R.; GRAU, R. **Uso de Redes Bayesianas obtenidas mediante optimización de enjambre de partículas para el diagnóstico de la hipertensión arterial.** Revista de Investigación Operacional. Vol., 30, No.1, 52-60, 2009.

CÔRTE, ANA CAROLINA RAMOS E; HERNANDEZ, ARNALDO JOSÉ. **Termografia Médica Infravermelha aplicada à medicina do esporte.** Revista Brasileira Med Esporte – Vol. 22, No 4 – Jul/Ago, 2016

CUCHANGO, H. E. E.; ESMERAL, J. I. S. **Algoritmo de optimización basado em enjambres de partículas con comportamiento de vorticidad y búsqueda individual y grupal.** Tecnura Vol. 18 No. 42 pp. 24 - 37 octubre - diciembre de 2014.

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

DUCK, FRANCIS A. **Physical properties of tissue: a comprehensive reference book**. Academic Press. London, 1990.

EKSTRAND, VILHELM.; WIKSELL, HANS.; SCHULTZ, INKERI.; SANDSTEDT, BENGT.; ROTSTEIN, SAMUEL.; ERIKSSON, ANDERS. **Influence of electrical and thermal properties on rf ablation of breast cancer: is the tumour preferentially heated?** BioMedical Engineering OnLine, v. 4:41, 2005.

ESPÍNDOLA, NADJA. ACCIOLY. **Estimativas de parâmetros termofísicos da mama e de suas anomalias a partir do mapeamento de temperaturas da superfície de imagens por infravermelho**. Dissertação (Mestrado). Universidade Federal de Pernambuco. Recife, 2017.

FIALA, DUSAN. **Dynamic Simulation of Human HeatTransfer and Thermal Comfort**. Thesis (Doctor Degree). Institute of Energyand Sustainable Development de Montfort University Leicester. UK, 1998.

FIGUEIREDO, ALISSON AUGUSTO AZEVEDO; FERNANDES, HENRIQUE COELHO; GUIMARAES, GILMAR. **Experimental approach for breast cancer center estimation using infrared thermography**. Infrared Physics & Technology, 95, 100-112, 2018.

FIGUEIREDO, ALISSON AUGUSTO AZEVEDO; NASCIMENTO, JEFFERSON GOMES; MALHEIROS, FERNANDO COSTA; IGNACIO, LUIS HENRIQUE DA SILVA; FERNANDES, HENRIQUE COELHO; GUIMARAES, GILMAR. **Breast tumor localization using skin surface temperatures from a 2D anatomic model without knowledge of the thermophysical properties**. Computer methods and programs in biomedicine, 172, 65-77, 2019.

FIGUEIREDO, A. A. A; FERNANDES, H. C.; MALHEIROS, F. C.; GUIMARAES, G. **Influence analysis of thermophysical properties on temperature profiles on the breast skin surface**. International Communications in Heat and Mass Transfer, 111, 2020.

FILHO, CLÉUZIO FONSECA. **História da computação: o caminho do pensamento e da tecnologia**. EDIPUCRS, Porto Alegre, 2007.

FIOCRUZ. Câncer de Mama. Agosto de 2020. Disponível em: <https://www.bio.fiocruz.br/index.php/br/cancer-de-mama-sintomas-sinais-e-tratamento>. Acesso em 15/01/2021

FURMAN-HARAN, EDNA.; SCHECHTMAN, EDNA.; KELCZ, FREDERICK.; KIRSHENBAUM, KEVIN; DEGANI, HADASSA. **Magnetic resonance imaging reveals function diversity of the vasculature in benign and malignant breast lesions**. American Cancer Society, v. 104, p. 709–718, 2005.

GAUTHERIE, MICHEL. **Thermopathology of breast câncer: mensurement and analysis of in vivo temperature and blood flow**. Annals of the New York Academy of Sciences. v. 335, p. 383–415, 1980.

GØTZSCHE, PETER C; JØRGENSEN, KARSTEN JUHL. **Screening for breast cancer with mammography**. Cochrane Database of Systematic Reviews. 2013.

HOSSAIN, S.; MOHAMMADI, F. A. **Tumor parameter estimation considering the body geometry by thermography**. Computers in Biology and Medicine, 76, 80 - 93, 2016.

INCA. Diretrizes para Detecção Precoce do Câncer de Mama no Brasil. Rio de Janeiro, 2015.

INCA. A Situação do Câncer de Mama no Brasil: Síntese dos Dados dos Sistemas de Informação. Rio de Janeiro, 2019.

INCA. Folheto – Detecção Precoce do Câncer de Mama. Rio de Janeiro, 2020a.

INCA, 2020b. Disponível em: <https://www.inca.gov.br/tipos-de-cancer/cancer-de-mama>. Acesso em 16/01/2021.

INCA, 2021a. Disponível em: <https://www.inca.gov.br/perguntas-frequentes/qual-diferenca-entre-cancer-situ-e-invasivo>. Acesso em 15/01/2021.

INCA, 2021b. Disponível em: <https://www.inca.gov.br/numeros-de-cancer>. Acesso em 27/06/2021.

INCA. **Parâmetros técnicos para rastreamento do câncer de mama**. Rio de Janeiro, 2021c.

INCA. **Estimativa 2023: incidência de câncer no Brasil**. Rio de Janeiro. INCA, 2022.

JIANG, L.; ZHAN, W.; LOEW, M. H. **A numerical study of the inverse problem of breast infrared thermography modeling**. Med Imaging 2010: Biomed ApplMol, Struct, Funct Imaging 7626.

JOSHI, R. C.; SRIVASTAVA, P.; MISHRA, R.; BURGET, R.; DUTTA, M. K. **Biomarker Profiling and Integrating Heterogeneous Models for Enhanced Multi-Grade Breast Cancer Prognostication**. Computer Methods and Programs in Biomedicine, July, 2024.

KENNEDY, J.; EBERHART, R. C. **Swarm intelligence**. Elsevier, 2001.

KEYSERLINK, J.R.; AHLGREN, P.D.; YU, E.; BELLIVEAU, N.; YASSA, M. **Functional infrared imaging of the breast**. IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine. Volume: 19, Issue: 3, May-June 2000. DOI: 10.1109/51.844378

LAZZARI, JOÃO ALFREDO DE. **Dimensionamento Otimizado de Estruturas de Aço - Desenvolvimento de Software de Otimização Determinística e Probabilística de Pórticos Espaciais**. Ed. Novas Edições Acadêmicas, 2020.

LI, BAIZHAN; YANG, YU; YAO, RUNMING; LIU, HONG; LI, YONGQIANG. **A simplified thermoregulation model of the human body in warm conditions**. Applied Ergonomics, 59, 387 – 400, 2017.

LUNA, J. M.; MENDEZ, R. R.; GUERRERO, A. H.; BLANCAS, F. E. **Procedure to Estimate Thermophysical and Geometrical Parameters of Embedded Cancerous Lesions Using Thermography**. Journal of Biomechanical Engineering, Vol 134, March 2012.

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

MITAL, M; PIDAPARTI, R. M. **Breast Tumor Simulation and Parameters Estimation Using Evolutionary Algorithms**. Modelling and Simulation in Engineering. Volume 2008, Article ID 756436, 6 pages doi:10.1155/2008/756436, 2008.

SOTO, LUIS DIEGO MURILLO; MATA, GEOVANNI. FIGUEROA. **Algoritmo bioinspirado aplicado a la estimación de los parâmetros de um modelo térmico para um motor trifásico de inducción**. XII CIBIM. Guayaquil (Equador). Novembro, 2015.

MACÊDO, MARCUS VINÍCIUS SILVEIRA. **Aplicação de algoritmos de otimização heurística à energia eólica: determinação dos parâmetros da curva de Weibull para duas regiões brasileiras**. Dissertação (Mestrado). Universidade Federal do Ceará. Fortaleza, 2018.

MENDONÇA, MARCELO DE BARROS. **Aplicação de texturas em visualização científica**. Monografia. Instituto de Ciências Matemáticas e Computação. Universidade de São Paulo. São Carlos, SP, 2001.

MELO, JOÃO ROBERTO FERREIRA DE. **Metodologia para desenvolvimento de geometria tridimensional de mama e seu uso na estimativa de parâmetros termofísicos usando imagens termográficas**. Dissertação (Mestrado). Universidade Federal de Pernambuco, Recife, 2019.

MIGOWSKI, ARN; STEIN, AIRTON TETELBOM; FERREIRA, CAMILA BELO TAVARES; FERREIRA, DANIELE MASTERSON TAVARES PEREIRA; NADANOVSKY, PAULO. **Diretrizes para detecção precoce do câncer de mama no Brasil. I – Métodos de elaboração**. Cadernos de Saúde Pública. vol.34 n.6, Rio de Janeiro, 2018a.

MIGOWSKI, ARN; SILVA, GULNAR AZEVEDO E; DIAS, MARIA BEATRIZ KNEIPP; DIZ, MARIA DEL PILAR ESTEVEZ; SANT'ANA, DENISE RANGEL; NADANOVSKY, PAULO. **Diretrizes para detecção precoce do câncer de mama no Brasil. II – Novas recomendações nacionais, principais evidências e controvérsias**. Cadernos de Saúde Pública. vol.34 n.6, Rio de Janeiro, 2018b.

MONTGOMERY, DOUGLAS C. **Design and analysis of experiments**. 8ª edition. Ed. Wiley, USA, 2013.

MONTGOMERY, DOUGLAS C. **Introdução ao controle estatístico da qualidade**. 7ª edition. Ed. LTC, Rio de Janeiro, 2016.

NG, E. Y. K.; SUDHARSAN, N. M. **An improved three-dimensional direct numerical modelling and thermal analysis of a female breast with tumour**. Journal of engineering in medicine, 215 (1), p. 25–37, 2001.

NOCEDAL, J.; WRIGHT, S. J. **Numerical Optimization**. New York, USA: Second Edition, Ed. Springer, 2006.

OLIVEIRA, MARÍLIA MENEZES. **Desenvolvimento de protocolo e construção de um aparato mecânico para padronização da aquisição de imagens termográficas de mama**. Dissertação (Mestrado) — Universidade Federal de Pernambuco, Recife, 2012.

OLIVEIRA, RILAVIA ALMEIDA DE; SILVA, ANA PAULA BISPO DA. **William Herschel, os raios invisíveis e as primeiras ideias sobre radiação infravermelha**. Revista Brasileira de Ensino de Física, v. 36, n. 4, 4603, 2014.

OSMAN, M.M.; AFIFY, E. M. **Thermal Modeling of the Malignant Woman's Breast**. Journal of Biomechanical Engineering. V. 110, 269 – 276, Novembro, 1998.

ÖZİŞİK, NECATI M. **Transferência de Calor: um Texto Básico**. Ed. Guanabara. Rio de Janeiro, 1990.

ÖZİŞİK, NECATI M.; ORLANDE, HELCIO R.B. **Inverse Heat Transfer**. Taylor&Francis. London, 2000.

PAPAVERO, NELSON; SANTOS, CHRISTIAN FAUSTO MORAES DOS. **Evolucionismo darwinista? Contribuições de Alfred Russel Wallace à Teoria da Evolução**. Revista Brasileira de História. São Paulo, v. 34, nº 67, p. 159-180, 2014.

PAIVA, FABIO A. P.; LEITE, IZABEL V. O.; MARCONE, MARCOS H. F. **Um breve estudo sobre os algoritmos do vaga-lume e do morcego para a otimização de funções de referência**. HOLOS, Ano 34, Vol. 04.

PATANKAR, SUHAS V.; **Numerical heat transfer and fluid flow**. New York. McGRAW-HILL BOOK, 1980.

PARUCH, M.; MAJCHRZAK, E. **Identification of tumor region parameters using evolutionary algorithm and multiple reciprocity boundary element method**. Engineering Applications of Artificial Intelligence 20, 647–655, 2007.

PAULA, T. I.. **Avaliação da influência de parâmetros do algoritmo genético na otimização de um problema multiobjetivo utilizando-se arranjo de misturas**. Dissertação (mestrado). Universidade Federal de Itajubá, 2015.

PENNES, HARRY H. **Analysis of tissue and arterial blood temperatures in the resting human forearm**. Applied Physiology, Vol. 1, Nº 2, Agosto, 1948.

PRESÍDIO, LARISSA ROCHA; WANDERLEY, FLÁVIA GODINHO COSTA; MEDRADO, ALENA RIBEIRO ALVES PEIXOTO. **O uso da termografia na odontologia e suas especialidades**. Revista Bahiana de Odontologia, junho, 2016.

QUEIROZ, K. F. F. C. **Análise da repetitividade e melhoria de segmentação semiautomática de ROIs em imagens termográficas de mama**. Trabalho de Conclusão de Curso -Universidade Federal de Pernambuco, Recife, 2014.

RAMÓN, MARCO ANTONIO GARDUÑO; MANCILLA, SOFIA GIOVANNA VEGA; HENÁNDEZ, LUIS ALBERTO MORALES; RIOS, ROQUE ALFREDO OSORNIO. **Supportive Noninvasive Tool for the Diagnosis of Breast Cancer Using a Thermographic Camera as Sensor**. Sensors 2017, 17, 497.

RESMINI, R. **Análise de imagens térmicas da mama usando descritores de textura**. Dissertação (Mestrado) – Universidade Federal Fluminense, Niterói, RJ, 2011.

REZENDE, SOLANGE OLIVEIRA. **Sistemas inteligentes: fundamentos e aplicações**. Ed. Manole, Barueri-SP, 2005.

RODRIGUES, A. L.; SANTANA, M.A.; AZEVEDO, W. W.; BEZERRA, R. S.; BARBOSA, V. A. F.; LIMA, R. C. F.; SANTOS, W. P. **Identification of mammary lesions in thermographic images: feature selection study using genetic**

**algorithms and particle swarm optimization.** Research on Biomedical Engineering. November, 2019.

ROTONDARO, ROBERTO G.; RAMOS, ALBERTO W.; RIBEIRO, CELMA O.; MIYAKE, DARIO M.; NAKAMO, DAVI; LAURINDO, FERNANDO J. B.; HO, LINDA L.; CARVALHO, MARLY, M. DE; BRAZ, MOACYR A.; BALESTRASSI, PEDRO P. **Seis Sigma: estratégia gerencial para a melhoria de processos, produtos e serviços.** Ed. Atlas, São Paulo, 2002.

RUSSEL, STUART; NORVIG, PETER. **Inteligência Artificial: um enfoque moderno.** Pearson Education. Madrid, 2004.

SANTOS, WELLINGTON PINHEIRO DOS; ASSIS, FRANCISCO MARCOS DE. **Algoritmos dialéticos para inteligência computacional.** Ed. Universitária da UFPE. Recife, 2013.

SANTOS, LADJANE COELHO DOS. **Plataforma computacional para análise de imagens termográficas visando a detecção e a caracterização de anomalias mamárias.** Tese (Doutorado). Universidade Federal de Pernambuco. Recife, 2014

SANTOS, WELLINGTON PINHEIRO DOS; SILVA, WASHINGTON, WAGNER AZEVEDO DA; SANTANA, MAIRA ARAÚJO DE. **Biomedical Computing for Breast Cancer Detection and Diagnosis.** IGI Global. Julho, 2020.

SERAPIÃO, ADRIANE BEATRIZ DE SOUZA. **Fundamentos de otimização por inteligência de enxames: uma visão geral.** Revista Controle & Automação/Vol.20 no.3/Julho, Agosto e Setembro 2009.

SINGH, SUNDEEP; BHOWMIK, ARKA; REPAKA, RAMJEE. **Radio frequency ablation of malignant breast tumor: a numerical study.** Proceedings of the 23rd National Heat and Mass Transfer Conference and 1st International ISHMT-ASTFE Heat and Mass Transfer Conference – IHMTTC, 2015. 17-20 December, 2015, Thiruvananthapuram, India.

SINGH, SUNDEEP; REPAKA, RAMJEE. **Effect of different breast density compositions on thermal damage of breast tumor during radio frequency ablation.** Applied Thermal Engineering, 125, 443-451, 2017.

SYA'IDAH, I. B.; SURONO, S.; WEN, G. K. **Dynamic Weighted Particle Swarm Optimization - Support Vector Machine Optimization in Recursive Feature Elimination Feature Selection**. Matrik, Vol 23, 2024.

SILVA, A. F.; SANTANA, M. A.; LIMA, C. L.; ANDRADE, J. F. S.; SOUZA, T. K. S.; ALMEIDA, M. B. J.; SILVA, W. W. A.; LIMA, R. C. F.; SANTOS, W. P. **Features Selection Study for Breast Cancer Diagnosis Using Thermographic Images, Genetic Algorithms, and Particle Swarm Optimization**. International Journal of Artificial Intelligence and Machine Learning, January, 2021.

SILVA, A. F.; SILVA, A. C. G.; AZEVEDO, R.; SANTOS, W. P. **Detection and classification of breast lesions in thermographic images by deep transfer learning hybrid architectures**. Research on Biomedical Engineering, June, 2024.

SILVA, SIMONE VASCONCELOS. **Reconstrução da geometria da mama a partir de imagens termográficas**. Tese (Doutorado) – Universidade Federal Fluminense, Niterói, 2010.

SILVA, FERNANDA SOUZA DA. **Simulação da transferência de calor na articulação do joelho em modelo animal para condições de aquecimento e resfriamento**. Dissertação (mestrado) – Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2011.

SOARES, PRISCILA BERNADINA M.; FILHO, SIDINEI QUIRINO; SOUZA, WILLIAM PEREIRA; GONÇALVES, RENATA CRISTINA R.; MARTELLI, DANIELLA REIS B.; SILVEIRA, MARISE FAGUNDES; JÚNIOR, HERCÍLIO MARTELLI. **Características das mulheres com câncer de mama assistidas em serviços de referência do Norte de Minas Gerais**. Revista Brasileira de Epidemiologia. vol.15 no.3 São Paulo. Setembro de 2012.

SPIEGEL, MURRAY R. **Estatística**. Pearson Makron Books. São Paulo, 1993.

STOLNICU, SIMONA M.; ALVARADO-CABRERO, ISABEL. **Practical Atlas of Breast Pathology**. Springer. Suíça, 2018.

TELES, M.T.; GOMES, H.M. **Comparação de algoritmos genéticos e programação quadrática sequencial para otimização de problemas em engenharia.** Teoria e Prática na Engenharia Civil. n.15. p-29-39. Abril, 2010.

THE MATH WORKS. **Optimization Toolbox User's Guide**, Version 2, 2001.

TZU, CHING SHIH; HONG, SEN KOU; CHIHNG, TSUNG LIAUH; WIN, LI LIN. **The impact of thermal wave characteristics on thermal dose distribution during thermal therapy: A numerical study.** Medical Physics. 32 (9), 3029 -3036. Setembro, 2005.

VIANA, MARIANA JORGE DE ANDRADE. **Simulação do perfil de temperatura na mama através de geometria substituta obtida a partir de prótese mamária externa.** Dissertação (Mestrado). Universidade Federal de Pernambuco, Recife, 2010.

VIANA, MARIANA JORGE DE ANDRADE. **Reconstrução tridimensional da mama feminina a partir de imagens médicas por infravermelho com auxílio de geometrias substitutas.** Tese (Doutorado). Universidade Federal de Pernambuco, Recife, 2016.

VERSTEEG, H. K.; MALALASEKERA, W. **Na introduction to computacional Fluid Dynamics – the finite volume method.** 2ª edição. Pearson, Inglaterra, 2007.

WERNER, JÜRGEN; BUSE, MONIKA. **Temperature profiles with respect to inhomogeneity and geometry of human body.** Journal of applied physiology, 65 (3), 1110 – 1118, 1988.

WOLFE, ROSALEE. **Teaching Texture Mapping Visually.** ACM Computer Graphics, v.31, p.66-70, 1997.

ZHANG, XIN; ZOU, DEXUAN; SHEN, XIN. **A Novel Simple Particle Swarm Optimization Algorithm for Global Optimization.** Mathematics, v.6 (12), 287, 2018.

## APÊNDICE A – MODELAGEM GEOMÉTRICA

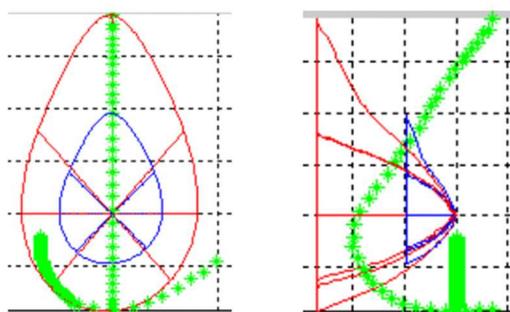
A metodologia para desenho da geometria 3D substituta utilizando o *software* GAMBIT® foi desenvolvida por Viana (2016), na qual tem como base a menor prótese mamária fornecida pelo SUS às pacientes mastectomizadas no HC-UFPE, a Prótese tamanho #2 do fabricante ORTHO PAUHER.

Conforme Viana (2010), a medição das coordenadas da Prótese #2 foi realizada utilizando o método dos mínimos quadrados e a Máquina de Medição de Coordenadas (MMC) do Laboratório de Medição de Coordenadas (LAMECO) do DEMEC da UFPE. Trata-se de uma MMC com controle numérico computadorizado, modelo Crysta 574, fabricação Mitutoyo, ano 2004, com certificado de calibração #9946-05, emitido pelo Laboratório de Calibração da Mitutoyo Sulamericana. Devido às dificuldades de medição associadas ao material flexível da prótese, as coordenadas foram obtidas a partir da embalagem plástica da prótese (com mesmas dimensões da prótese). Conhecendo as coordenadas da prótese, desenha-se a geometria no *software* GAMBIT®.

Para adequação do contorno da geometria à mama da paciente foi utilizado o *software* desenvolvido por Silva (2010), que extrai o contorno da mama da paciente a partir das imagens por infravermelho frontais e laterais da paciente e rotinas desenvolvidas por Viana (2016) para redimensionar os pontos extraídos do contorno da mama da paciente quando a distância entre a paciente e a câmera é diferente de um metro. Obtidas as curvas do contorno da paciente, a geometria substituta da Prótese #2 é alterada de forma a se ajustar às curvas da paciente em análise.

Na Figura 45, observa-se em verde, os pontos extraídos da imagem termográfica da Paciente #1844369-4; em azul, e a geometria da Prótese #2 e, em vermelho, a geometria substituta para a paciente.

Figura 45 – Comparação entre a geometria da Prótese #2, o contorno da mama na imagem por infravermelho e a geometria gerada para a mama direita da Paciente #1844369-4



Fonte: Viana (2016).

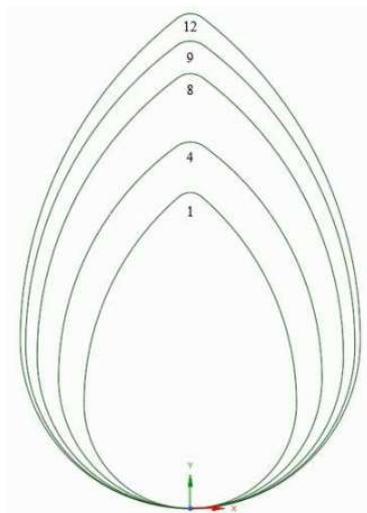
Para concluir a geometria substituta a ser utilizada para cada paciente, inclui-se o volume da anomalia da mama na geometria substituta. As dimensões geométricas e a localização do referido volume são obtidas com base nas dimensões geométricas dos distúrbios na mama indicadas nos exames de ultrassonografia das pacientes. Não foram considerados os lóbulos e ductos lactíferos nas geometrias substitutas construídas.

A outra metodologia para construção do volume 3D utilizado neste trabalho foi desenvolvida por Melo (2019). A solução proposta por esta segunda metodologia, tem como objetivo resolver limitações da metodologia desenvolvida por Viana (2016). Além disso, a necessidade de uma nova metodologia foi corroborada pela descontinuidade do *software* GAMBIT®.

A incorporação do SpaceClaim® ao Ansys® em 2014 tornou possível que a obtenção da geometria e da malha pudessem ser realizadas no mesmo *software* que já era utilizado para realização das simulações numéricas.

Inicialmente, Melo (2019) desenhou no SpaceClaim®, a superfície que retrata a parede torácica da mama a partir das coordenadas das próteses mamárias da marca Ortho Pauher, série SG-419, tamanhos 01, 04, 08, 09 e 12, cujas coordenadas foram obtidas por Viana (2010), conforme já descrito anteriormente. A Figura 46 apresenta as geometrias 2D que retrata a parede torácica de cada prótese.

Figura 46 – Desenho da superfície que retrata a parede torácica de cada prótese

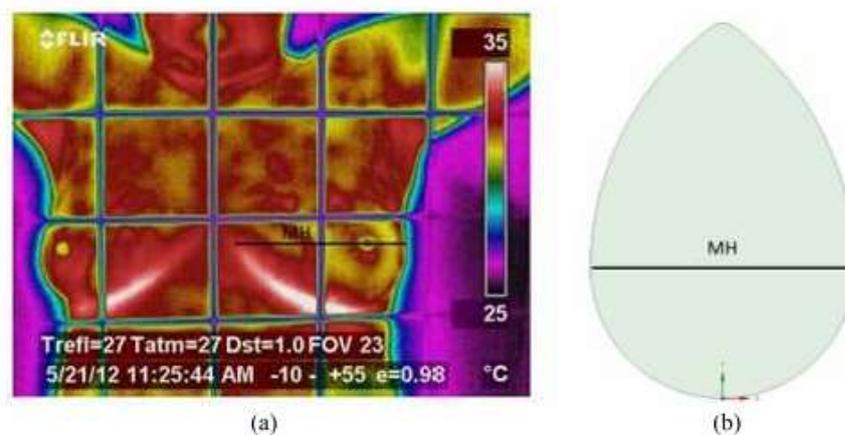


Fonte: Melo (2019).

Devido à proporcionalidade observada entre as geometrias das próteses, que posteriormente devem ter suas dimensões ajustadas às dimensões da mama da paciente, determinou-se que todas as geometrias desenvolvidas deveriam ser baseadas na Prótese #4.

Para adequar a dimensão da superfície do desenho ao da mama, realizou-se o dimensionamento da medida horizontal da superfície da mama da paciente com o auxílio de uma reta horizontal (MH) da imagem frontal da paciente, posicionada atrás de uma grade metálica de arestas de 75mm (Figura 47.a) e então realizado o ajuste na geometria 2D (Figura 47.b).

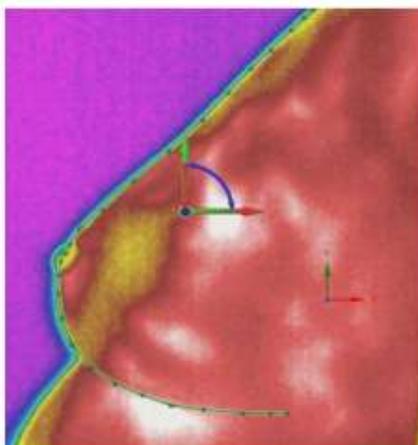
Figura 47 – Técnica para ajuste dimensional da superfície torácica da mama. (a) Utilização da reta horizontal (MH) para dimensionamento. (b) Geometria com dimensões ajustadas



Fonte: Melo (2019).

Para extração do perfil da mama, a imagem por infravermelho foi importada no SpaceClaim® e construiu-se a curva de perfil manualmente, ponto a ponto (Figura 48).

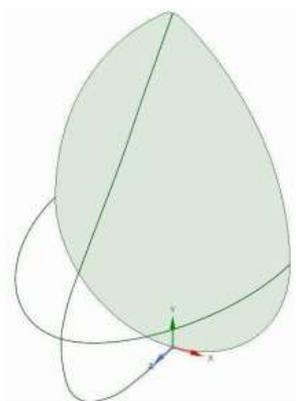
Figura 48 – Extração manual do perfil da mama utilizando SpaceClaim®



Fonte: Melo (2019).

Em seguida foi incluída uma semi-elipse cujo seu menor eixo possuía a mesma dimensão da reta MH, cruzando o ponto que simboliza o mamilo (Figura 49).

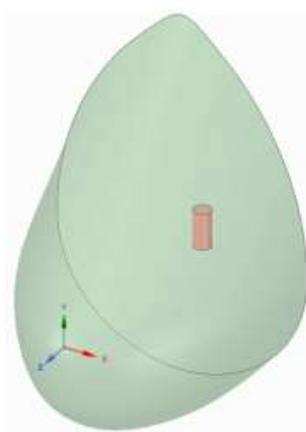
Figura 49 – Ajuste da curva que passa pelo mamilo



Fonte: Melo (2019).

Por fim, inclui-se a anomalia da paciente em estudo com base nas dimensões oriundas do exame de ultrassonografia (Figura 50). Assim como a metodologia desenvolvida por Viana (2016), também não foram considerados os lóbulos e ductos lactíferos nas geometrias das pacientes.

Figura 50 – Geometria 3D com tecido glandular e tumoral



Fonte: Melo (2019).

## APÊNDICE B – AQUISIÇÃO DE IMAGENS

Oliveira (2012) cita que na definição do protocolo para adquirir imagens termográficas foram considerados diversos aspectos característicos da rede de saúde pública no Brasil ou dificuldades encontradas pelo grupo, tais como: a sala utilizada não é de uso exclusivo para a captação das imagens, não é possível avisar aos pacientes com antecedência sobre o exame, deficiências no controle da temperatura e a umidade relativa do ar da sala. O protocolo é constituído de três tópicos principais: adequação da sala, preparação do paciente e aquisição das imagens.

**Adequação da sala:** Medindo aproximadamente 3x4 metros, a sala do exame possui uma porta e duas janelas. Para controle do fluxo de ar na sala, a abertura e fechamento da porta são realizados pelo grupo técnico. As janelas são mantidas fechadas. A climatização do ambiente é realizada por um aparelho de ar condicionado comercial e utiliza-se um termo-higrômetro para verificação da temperatura e da umidade relativa do ar na sala. Com intuito de padronizar a aquisição das imagens, tem sido utilizado um aparato mecânico, Figura 51, também desenvolvido e construído pelo grupo de pesquisa.

Figura 51 – Aparato mecânico desenvolvido no DEMEC



Fonte: Oliveira (2012).

**Preparação da paciente:** As pacientes são encaminhadas após consulta com o médico mastologista participante da pesquisa. Antes da realização do exame, o grupo de pesquisa explica à paciente sobre o exame termográfico e como deve se comportar durante a captação de imagens. A paciente necessita assinar um termo de consentimento livre e esclarecido, caso concorde participar. Devido às características de atendimento no Hospital das Clínicas da UFPE, o paciente encontra-se, no mínimo, há duas horas sem exposição à luz solar, sem realizar exercícios físicos, sem ingestão acima da média de alimentos e bebidas e sem tomar banho.

Após explicações sobre o exame, o paciente retira a parte superior da roupa, veste uma bata descartável e aguarda aproximadamente dez minutos, sem tocar nas mamas, com o objetivo de entrar em equilíbrio térmico com o ambiente (processo de aclimatação).

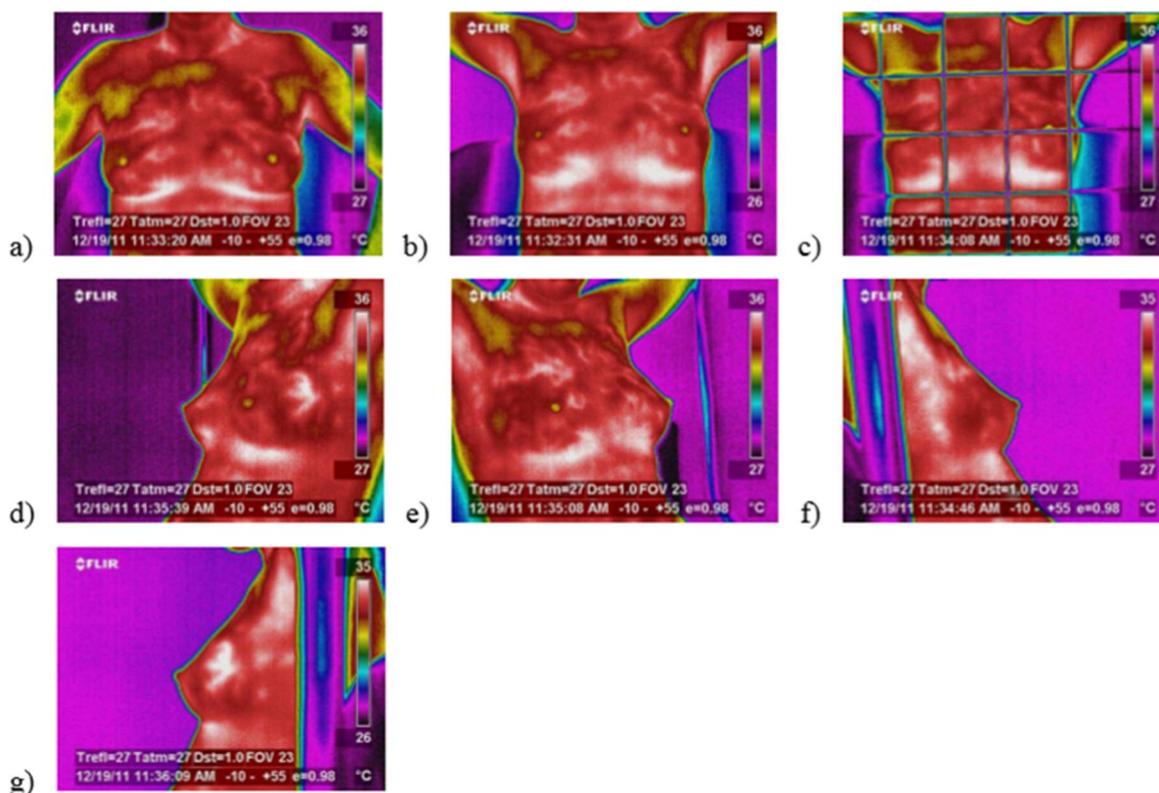
**Aquisição das imagens:** a paciente fica sentada na cadeira giratória do aparato mecânico. Faz-se o ajuste da altura e da distância da câmera em relação à mama da paciente. Em seguida são configurados os parâmetros de emissividade, temperatura refletida, temperatura atmosférica, umidade relativa do ambiente e a distância entre a câmera e o paciente.

São coletados dois conjuntos de imagens: uma com um pouco mais de um metro entre o paciente e a câmera e outro com a câmera e o paciente mais próxima, porém sem distância pré-definida. O segundo conjunto é para análise qualitativa do médico e não necessita de padronização rigorosa. O primeiro conjunto de imagens é utilizado pelo Grupo de Pesquisa. Este conjunto é composto por sete imagens:

- a) T1 – imagem frontal de ambas as mamas, mãos sobre a cintura (Figura 52.a);
- b) T2 - imagem frontal de ambas as mamas, posicionando-se as mãos apoiadas na barra do aparato acima da cabeça (Figura 52.b);
- c) T2 - imagem frontal de ambas as mamas com grade, posicionando-se as mãos apoiadas na barra do aparato acima da cabeça (Figura 52.c);
- d) LIMD - lateral interna da mama direita (Figura 52.d);
- e) LIME - lateral interna da mama esquerda (Figura 52.e);
- f) LEMD - lateral externa da mama direita (Figura 52.f);

g) LEME - lateral externa da mama esquerda (Figura 52.g).

Figura 52 – Imagens termográficas obtidas de cada paciente pelo Grupo de Pesquisa



Fonte: Oliveira (2012).

Foi utilizada a câmera de infravermelho FLIR Systems, modelo ThermaCAM S45 para captura das imagens (Tabela 47).

Tabela 47 – Especificações técnicas ThermaCam S45.

Característica	Especificação
Tipo de detector	Microbolômetro de 320 x 240 pixels
Frequência de imagem	50/60 Hz
Amplitude espectral	7,5 $\mu\text{m}$ a 13 $\mu\text{m}$
Range de temperatura	-40 $^{\circ}\text{C}$ a 1500 $^{\circ}\text{C}$
Precisão	$\pm 2^{\circ}\text{C}$ ou 2% de leitura

Os protocolos utilizados por diversos grupos de pesquisa sobre o uso de imagens por infravermelho no auxílio à detecção de anomalias na mama (Quadro 4) possuem tanto divergências, quanto semelhanças entre si, inclusive ao protocolo utilizado pelo grupo de pesquisa do DEMEC da UFPE.

Quadro 4 – Protocolos utilizados por alguns grupos de pesquisa

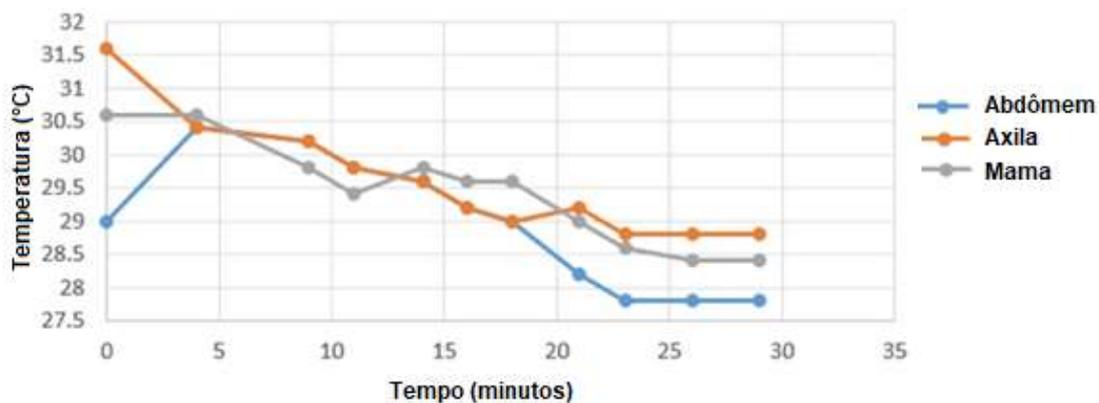
Autor	Características
Ali <i>et al.</i> (2015)	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Indica que o paciente evite a ingestão de álcool e cafeína, exercícios físicos e uso de nicotina duas horas antes do exame.</li> <li>- A temperatura da sala deve ser mantida entre 20°C e 22°C. Na preparação da paciente, solicita-se a retirada de colar, brincos e outras joias ou bijuterias. Em seguida, verifica-se a temperatura corporal da paciente e posiciona a paciente com os braços sobre a cabeça, entre 0,8 e 1,2 metros de distância da câmera.</li> <li>- Os parâmetros de temperatura ambiente, umidade relativa e distância entre paciente e câmera são inseridas na câmera. Aguardam-se dez minutos (período de aclimatação) e realiza-se a captura da primeira imagem por infravermelho (frontal). Depois, aguardam-se mais 15 minutos e realiza-se nova captura de imagem, também frontal.</li> </ul>
Ramón <i>et al.</i> (2017)	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Dentro dos requisitos do protocolo estão: evitar a utilização de loções, cremes cosméticos, perfumes, desodorante ou antitranspirantes na região da mama. Não depilar a área da mama no dia do exame. Não ingerir café e bebidas alcoólicas durante 24 horas que antecedem ao exame. Evitar fumar duas horas antes do exame e evitar exercícios uma hora antes. Há uma análise de três pontos específicos da paciente (axila, mama direita e abdômen), onde são coletados os valores das temperaturas superficiais até que entrem em equilíbrio térmico (Figura 53.a). O comportamento observado através desta análise indica um período de vinte e cinco minutos para estabilização das temperaturas (equilíbrio térmico) (Figura 53.b).</li> <li>São coletadas três imagens por infravermelho: uma imagem frontal e duas imagens semioblíquas (direita e esquerda). As imagens são coletas em ambiente controlado e com a paciente a 1,2 metros distante da câmera (Figura 53.c).</li> </ul>
Bhowmik <i>et al.</i> (2016)	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Cita uma lista de itens que o paciente deve evitar antes do exame: longas exposições à luz solar durante a semana anterior ao exame, aplicação de loções ou talcos nas mamas, atividade física no dia anterior ao exame, medicações para combate a dor no dia do exame, roupa muito ajustadas, fumar ou ingerir bebida com cafeína ou bebida alcoólica antes do exame, evitar contato com metais pesados e a mulheres devem estar em determinado período do ciclo menstrual.</li> <li>Inicialmente um formulário, com informações pessoais e sintoma que eventualmente a paciente esteja sentindo, deve ser preenchido.</li> <li>- Quanto ao controle do ambiente, a sala de exames não deve possuir ventiladores e janelas. A temperatura deve ser mantida entre 20°C e 24°C através de refrigeração por ar condicionado e a umidade relativa verificada usando um termo-higrômetro.</li> <li>- No processo de aclimatação, solicita-se que a paciente retire as jóias e bijuterias. A paciente deve deitar-se em uma maca e aguardar 15 minutos para o equilíbrio térmico da paciente com o ambiente. Neste período a sala é mantida no escuro.</li> <li>- A captura das imagens deve ser realizada em cubo com paredes negras e com 1,83 metros de altura, 2,5 metros de comprimento e 1,5 metros de largura e a paciente posicionada à distância de um metro da câmera. São obtidas oito imagens de cada paciente, sendo as vistas: supino, frontal, lateral esquerda, lateral direita, oblíqua esquerda, oblíqua direita, de cada mama.</li> </ul>

Fonte: Adaptado de Ali *et al.* (2015); Bhowmik *et al.* (2016); Ramón *et al.* (2017).

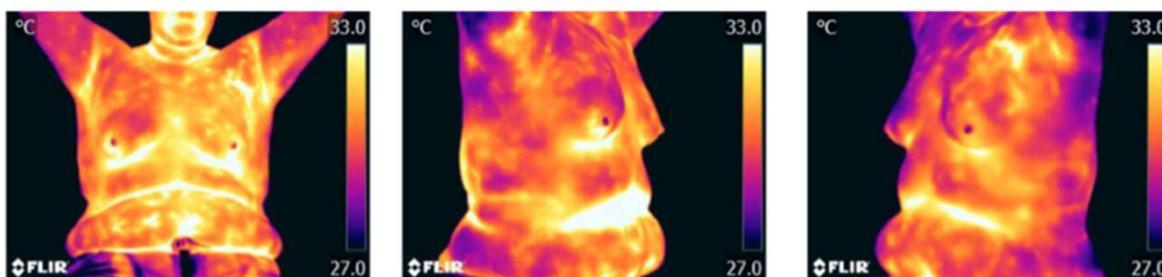
Figura 53 – Protocolo Ramón *et al.* (2017). (a) Regiões com temperaturas analisadas. (b) Temperaturas em função do tempo nos pontos indicados. (c) Temperaturas em função do tempo nos pontos indicados



(a)



(b)



(c)

Fonte: Ramón *et al.* (2017)

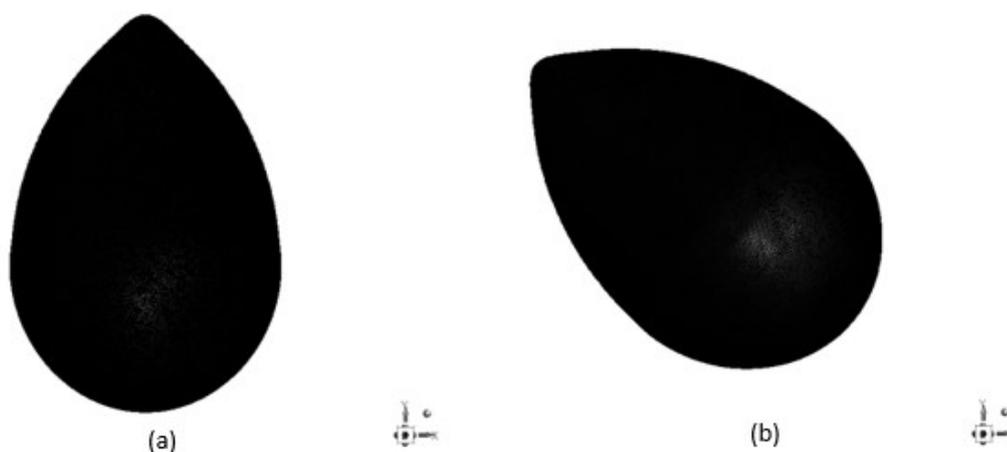
## APÊNDICE C – MAPEAMENTO DE TEXTURA

O mapeamento de textura foi realizado utilizando a plataforma computacional denominada Avaliação de Modelos Térmicos de Mama (AVMTM) desenvolvida por Santos (2014). Foi necessário adaptar a plataforma devido às modificações dos *software* de desenho utilizados para a criação da geometria e de geração de malhas.

Inicialmente obtém-se a matriz de dimensões 240 x 320 com as temperaturas da imagem termográfica frontal utilizando o *software Flir Tools*, arquivada em forma de tabela do EXCEL com extensão CSV.

A partir da geometria substituta e da imagem termográfica, verifica-se a necessidade de rotacionar a geometria em torno do eixo Y, em graus, utilizando uma rotina desenvolvida no MATLAB. Rotaciona-se a geometria substituta e gera-se a malha no GAMBIT® (apenas para as geometrias substitutas obtidas antes de 2017) ou rotaciona-se a geometria substituta no SpaceClaim® e gera-se a malha no MESH®, obtendo as coordenadas XYZ dos nós da geometria discretizada. As Figuras 51.a e 51.b apresentam as malhas sem rotacionar e rotacionada, respectivamente.

Figura 54 – Exemplos de malhas da geometria substituta da mama

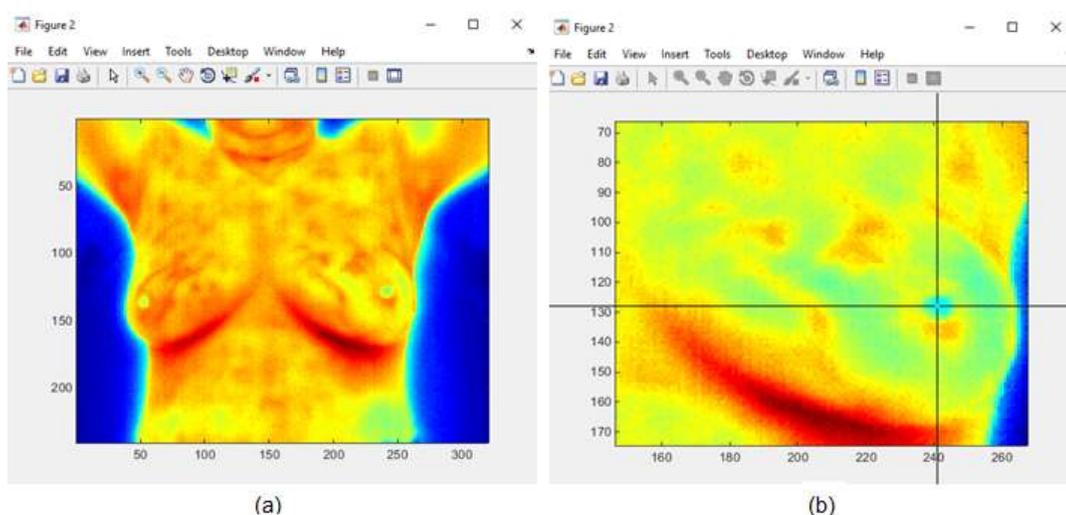


Fonte: Autora (2021)

Após gerados os arquivos com as temperaturas da imagem por infravermelho e obtida as coordenadas dos nós da malha da geometria substituta, inicia-se a obtenção do mapeamento utilizando o AVMTM.

Neste trabalho foi utilizada apenas a opção “mapeamento frontal” do *framework*. Nesta etapa, o *software* solicita selecionar os arquivos com as coordenadas da geometria substituta da mama e com a matriz de temperaturas da imagem por infravermelho. Após a leitura dos arquivos, o AVMTM apresenta na tela a imagem termográfica a partir da leitura dos arquivos selecionados (Figura 52.a). Seleciona-se a área da mama a ser mapeada. A imagem da área selecionada é exibida para que seja indicado o mamilo da paciente (Figura 52.b).

Figura 55 – Imagem termográfica apresentada pelo AVMTM



Fonte: Autora (2021)

A partir da seleção do ponto que representa o mamilo, o AVMTM realiza os cálculos para associar cada coordenada do espaço de textura (imagem por infravermelho) a cada vértice do objeto (coordenada de cada nó da malha da geometria substituta).

Santos (2014) cita que a técnica de mapeamento frontal utilizado no AVMTM se aproxima do mapeamento afim, visto que utiliza transformação linear e translação. Para a transformação linear, o AVMTM inicialmente desconsidera uma das coordenadas da malha da geometria substituta, obtendo um plano. Em seguida, as coordenadas do plano obtido a partir da malha da geometria substituta são transformadas nas coordenadas da imagem termográfica  $(x_t, y_t)$  utilizando as Equações C.1 e C.2, onde  $x$  e  $y$  são coordenadas da malha da geometria substituta,  $C$  é a relação do tamanho da imagem e o número de *pixels* da imagem por

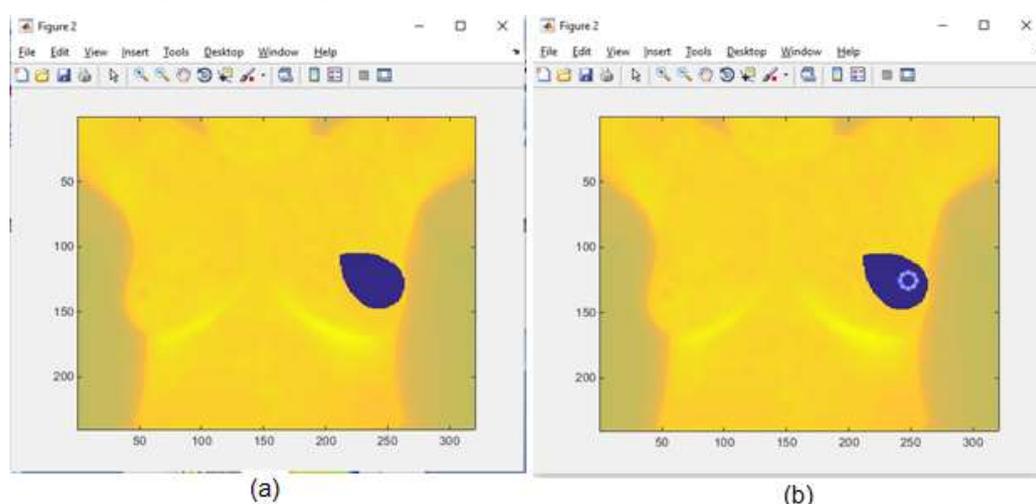
infravermelho e  $x_T$  e  $y_T$  são os *pixels* de referência para ajustar a imagem (ponto do mamilo). A associação de cada valor da matriz de temperatura da imagem termográfica com coordenada de cada nó da malha da geometria substituta se dá por aproximação das coordenadas  $(x_t, y_t)$  para os valores de *pixels* mais próximos.

$$x_t = x.C + x_T \quad (\text{C.1})$$

$$y_t = y.C + y_T \quad (\text{C.2})$$

A Figura 53.a apresenta o mapeamento frontal realizado pelo AVMTM. Deve-se selecionar a área da superfície da mama que está localizada sobre a região do tumor (Figura 53.b). Caso seja verificado a necessidade de modificar a relação do tamanho da imagem e o número de *pixels* da imagem por infravermelho, deve-se alterar os valores do tamanho e o número de *pixels* (vertical e horizontal) da imagem por infravermelho (alterar a constante C das Equações C.1 e C.2) na rotina do MATLAB® utilizada para o mapeamento.

Figura 56 – Imagem do mapeamento frontal realizado pelo AVMTM



Fonte: Autora (2021)

O AVMTM gera um arquivo texto (.txt) contendo as coordenadas  $(x, y, z)$  da superfície da geometria substituta da mama com as respectivas temperaturas mapeadas e outro arquivo contendo as mesmas informações, porém limitados à área selecionada referente à região da anomalia.