



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

NADJA ACCIOLY ESPÍNDOLA

**ESTIMATIVA DE PARÂMETROS TERMOFÍSICOS DA MAMA E DE SUAS
ANOMALIAS A PARTIR DO MAPEAMENTO DE TEMPERATURAS DA
SUPERFÍCIE DE IMAGENS POR INFRAVERMELHO**

Recife

2017

Nadja Accioly Espíndola

**ESTIMATIVA DE PARÂMETROS TERMOFISÍCOS DA MAMA E DE SUAS
ANOMALIAS A PARTIR DO MAPEAMENTO DE TEMPERATURAS DA
SUPERFÍCIE DE IMAGENS POR INFRAVERMELHO**

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, PPGEM, da Universidade Federal de Pernambuco como parte dos requisitos necessários à obtenção do grau de Mestre em Engenharia Mecânica.

Área de concentração: Processos e Sistemas Térmicos

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

Coorientadora: Prof. Dr^a. Luciete Alves Bezerra

Recife

2017

Catálogo na fonte
Bibliotecária Valdicéia Alves, CRB-4/ 1260

P77e

Espíndola, Nadjia Accioly.

Estimativa de parâmetros termofísicos da mama e de suas anomalias a partir do mapeamento de temperaturas da superfície de imagens por infravermelho / Nadjia Accioly Espíndola - 2017.

121 folhas, Il.; Tabs.; Abr.; Sigl. e Simb.

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

Coorientador: Prof^a. Dr^a. Luciete Alves Bezerra.

Dissertação (Mestrado) – Universidade Federal de Pernambuco. CTG. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, 2017.

Inclui Referências.

1. Engenharia Mecânica. 2. Termografia. 3. Câncer de mama.
4. Simulação Numérica. 5. Estimativa de Parâmetros. 6. CFD.
7. Otimização. I. Lima, Rita de Cássia Fernandes de(Orientadora).
- II. Bezerra, Luciete Alves (Coorientadora). III. Títulos.

UFPE

621 CDD (22. ed.)

BCTG/2017-387

1º de setembro de 2017.

“ESTIMATIVA DE PARÂMETROS TERMOFÍSICOS DA MAMA E DE SUAS
ANOMALIAS A PARTIR DO MAPEAMENTO DE TEMPERATURAS DA SUPERFÍCIE
DE IMAGENS POR INFRAVERMELHO”

NADJA ACCIOLY ESPÍNDOLA

ESTA DISSERTAÇÃO FOI JULGADA ADEQUADA PARA OBTENÇÃO DO
TÍTULO DE MESTRE EM ENGENHARIA MECÂNICA

ÁREA DE CONCENTRAÇÃO: PROCESSOS E SISTEMAS TÉRMICOS

APROVADA EM SUA FORMA FINAL PELO
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA
MECÂNICA/CTG/EEP/UFPE

Profª Drª RITA DE CÁSSIA FERNANDES DE LIMA
ORIENTADORA/PRESIDENTE

Prof. Drª. LUCIETE ALVES BEZERRA
COORIENTADORA

Prof. Dr. CEZAR HENRIQUE GONZALEZ
COORDENADOR DO PROGRAMA

BANCA EXAMINADORA:

Profª Drª RITA DE CÁSSIA FERNANDES DE LIMA (UFPE)

Prof. Drª. LUCIETE ALVES BEZERRA (UFPE)

Profª Drª ANA LÚCIA BEZERRA CANDEIAS (UFPE)

Prof. Dr. WELLINGTON PINHEIRO DOS SANTOS (UFPE)

AGRADECIMENTOS

A Deus por tudo.

Agradeço aos meus pais e minha avó materna (*in memorian*) pelo amor, apoio, dedicação, orientação e condições oferecidas para minha formação.

À orientadora, Rita de Cássia F. de Lima, pelo apoio, dedicação e conhecimento fornecido neste trabalho.

À coorientadora, Luciete Bezerra, pelo empenho e suporte nesta jornada.

À Ladjane Santos, por compartilhar informações e pelo apoio, fundamentais para conclusão desta dissertação.

Aos colegas do LABTERMO e demais colegas da pós-graduação, pelo convívio prazeroso e saudável, bem como pelas experiências trocadas durante a execução das pesquisas e em sala de aula.

Às pacientes e voluntárias, cujas imagens são de fundamental importância para a pesquisa.

A todos meus amigos e familiares por compreender minha ausência e fornecer apoio e incentivo.

A todos os professores da minha vida.

A coordenação, professores e funcionários do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica pelo empenho e cordialidade.

A CAPES pelo apoio financeiro.

“Não é conhecer muito, mas o que é útil, que torna um homem sábio.”

Thomas Fuller, M.D.

RESUMO

O câncer de mama é uma doença com alta incidência no Brasil e no mundo. Desta forma, é necessária a implantação de programas de saúde eficazes na prevenção e na detecção precoce do câncer de mama. Na formação de um novo tumor ocorre o processo de neoangiogênese, elevando o fluxo sanguíneo na região do nódulo, provocando um aumento de temperatura local. Este aumento de temperatura pode ser percebido na superfície da mama através de imagens termográficas. Indica-se a utilização de imagem por infravermelho como um exame complementar para auxiliar na detecção precoce do câncer de mama, influenciando na redução da taxa de mortalidade. A obtenção de valores reais das propriedades termofísicas em tecidos humanos, especialmente da mama, deve-se principalmente à dificuldade de medir tais propriedades *in vivo*. Adicionalmente, estas variam com a idade da mulher. Este trabalho se integra e complementa dois trabalhos desenvolvidos anteriormente para o mesmo projeto, denominado “Análise da viabilidade do uso da câmera termográfica como ferramenta auxiliar no diagnóstico de câncer de mama em hospital público localizado em clima tropical”. Em um dos trabalhos, foram estimados parâmetros termofísicos através de processos de otimização aplicados ao problema inverso utilizando apenas o ponto de temperatura máxima da imagem termográfica. No outro trabalho, foi desenvolvida uma ferramenta computacional capaz de obter as temperaturas experimentais da superfície da mama através de técnicas de mapeamento de textura. Esta dissertação tem como objetivo estimar as propriedades termofísicas de condutividade térmica e perfusão sanguínea da mama e suas anomalias utilizando o mapeamento das temperaturas superficiais da mama obtidas a partir de imagens por infravermelho da paciente. Nesta dissertação foram analisados uma paciente portadora de neoplasia maligna e um fantoma de dorso feminino. Dos resultados das simulações numéricas usando um método inverso e a Equação da Biotransferência de Calor, conclui-se que o Método Determinístico de Programação Quadrática Sequencial (SQP) não garante que os valores obtidos das variáveis verificadas representem o mínimo global da função objetivo do problema de otimização. Desta maneira, não se recomenda a utilização de Programação Matemática para estimativa de parâmetros termofísicos da mama e suas anomalias usando o mapeamento de suas temperaturas superficiais, medidas através de imagens termográficas.

Palavras-chave: Termografia. Câncer de Mama. Simulação Numérica. Estimativa de Parâmetros. CFD. SQP. Otimização.

ABSTRACT

Breast cancer is a disease with high incidence in Brazil and all over the world. In this way, it requires the implementation of effective health programs on prevention and early detection of breast cancer. During the nodule growth, the process of neoangiogenesis occurs, increasing the blood flow in the nodule, and consequently the local temperature can rise. This temperature rise can be perceived on the surface of the breast through thermographic images. In this way, it is possible to indicate the use of infrared image as an additional examination to aid in the early detection of breast cancer. To obtain actual values of thermophysical properties of human tissues, especially of the breast is a hard task because it is very difficult, due mostly to the difficulty to measure such properties *in vivo*. Additionally, these can vary with the age of the woman. The present work integrates and complements two previous works that were developed previously in the same project, that is named "Análise da viabilidade do uso da câmera termográfica como ferramenta auxiliar no diagnóstico de câncer de mama em hospital público localizado em clima tropical". In one of the papers, some thermophysical parameters were estimated by optimization processes applied to the inverse problem using only the point of maximum breast temperature in the thermographic image. In another thesis, a computational tool was developed in order to obtain the experimental superficial temperatures of the breast through texture mapping techniques. The present dissertation aims to estimate the thermophysical properties of thermal conductivity and blood perfusion using the mapping of breast surface temperatures obtained from infrared images of the patient. The results of numerical calculations using the inverse method and the Pennes Bioheat Equation, showed that the Sequential Quadratic Programming Method (SQP) does not guarantee that the values of parameters (thermal conductivity and blood perfusion) represent the global minimum of the objective function of the optimization. This happened when those parameters were estimated using the breast superficial temperatures obtained by mapping the temperatures that were measure by infrared images. So, it is not recommended to use Mathematical Programming to estimate thermophysical parameters of the breast and its anomalies using the mapping of its superficial temperatures.

Keywords: Thermography. Breast Cancer. Numerical Simulation. Estimation of Parameters. CFD. SQP. Optimization.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Estimativas de novos casos de câncer, em mulheres, para 2016/2017.	18
Figura 2 – Estimativas de novos casos de câncer, em homens, para 2016/2017.....	18
Figura 3 – Tecido mamário normal.	26
Figura 4 – Métodos de identificação da localização do nódulo na mama.	27
Figura 5 – Esquema do problema direto e do problema inverso.	33
Figura 6 – Técnicas de Busca.	37
Figura 7 – Transformações geométricas.....	42
Figura 8 – Composição de Mapeamento	43
Figura 9 – Mapeamento cilíndrico.....	43
Figura 10 – Mapeamento esférico.	44
Figura 11 – Aparato mecânico.	48
Figura 12 – Geometrias substitutas DEMEC/UFPE	53
Figura 13 – Correção para as coordenadas extraídas da imagem termográfica da Paciente #1844369-4.....	54
Figura 14 – Comparação visual entre a prótese mamária e a respectiva geometria substituta.	55
Figura 15 – Comparação entre a Geometria da Prótese #2 e a geometria gerada para a mama direita da Paciente #1844369-4.	55
Figura 16 – Fluxograma para obtenção do mapeamento das temperaturas superficiais da mama.	57
Figura 17 – Interface do <i>QuickReport</i>	58
Figura 18 – Matriz de temperaturas obtidas pelo <i>QuickReport</i>	58
Figura 19 – Determinação do ponto de referência da imagem.	59
Figura 20 – Demarcação da região do tumor.	59
Figura 21 – Fluxograma usado para otimização dos parâmetros termofísicos a partir do mapeamento das temperaturas superficiais da mama.	67
Figura 22 – Imagem por infravermelho lateral da paciente de prontuário #1844373-2 com região do nódulo em destaque.	70
Figura 23 – Malha não-estruturada para paciente #1844373-2.	71
Figura 24 – Curva sobre a distribuição de temperatura da mama da paciente #1844373-2.	72
Figura 25 – Gráfico dos perfis de temperatura obtidos alterando-se os valores do coeficiente transferência de calor por convecção.	72
Figura 26 – Gráfico dos perfis de temperatura obtidos alterando-se os valores da temperatura ambiente.	73
Figura 27 – Imagem por infravermelho frontal da paciente #1844369-4.....	75
Figura 28 – Mapeamento frontal para paciente.	76
Figura 29 – Gráfico das temperaturas superficiais em cada nó (simulada e mapeada).....	77
Figura 30 – Erro, em graus Celsius, da temperatura mapeada em relação à temperatura simulada em cada nó superficial da malha.	77
Figura 31 – Erro, percentual, da temperatura mapeada em relação à temperatura simulada em cada nó superficial da malha.	78

Figura 32 – Segmentação da mama esquerda da Paciente #1844369-4.....	79
Figura 33 – Histogramas das temperaturas mapeadas e das temperaturas obtidas a partir da imagem por infravermelho.	80
Figura 34 – Análise de Sensibilidade da paciente #1844369-4.....	81
Figura 35 – Análise de Sensibilidade da paciente #1844369-4.....	81
Figura 36 – Mapeamento segunda análise da paciente #1844369-4.	88
Figura 37 – Mapeamento da terceira análise da paciente #1844369-4.....	92
Figura 38 – Curva 1.	95
Figura 39 – Gráfico coeficiente de sensibilidade versus coordenada ‘y’ da Curva 1 – condutividade térmica da mama e do tumor.	96
Figura 40 – Gráfico coeficiente de sensibilidade versus coordenada ‘y’ da Curva 1 – perfusão sanguínea da mama e do tumor.	96
Figura 41 – Curva 2.	97
Figura 42 – Gráfico coeficiente de sensibilidade versus coordenada ‘y’ da Curva 2 – condutividade térmica da mama e do tumor.	97
Figura 43 – Gráfico coeficiente de sensibilidade versus coordenada ‘y’ da Curva 2 – perfusão sanguínea da mama e do tumor.	98
Figura 44 – Curva 3.	98
Figura 45 – Gráfico coeficiente de sensibilidade versus coordenada ‘x’ da Curva 3 – condutividade térmica da mama e do tumor.	99
Figura 46 – Gráfico coeficiente de sensibilidade versus coordenada ‘x’ da Curva 3 – perfusão sanguínea da mama e do tumor.	99
Figura 47 – Curva 4.....	100
Figura 48 – Gráfico coeficiente de sensibilidade versus coordenada ‘x’ da Curva 4 – condutividade térmica da mama e do tumor.	100
Figura 49 – Gráfico coeficiente de sensibilidade versus coordenada ‘x’ da Curva 4 – perfusão sanguínea da mama e do tumor.	101
Figura 50 – Mapeamento do fantoma.....	102
Figura 51 – Validação do mapeamento para o fantoma.	103
Figura 52 – Perfil da distribuição das temperaturas simuladas e mapeadas na superfície do fantoma.....	103
Figura 53 – Erro, em graus Celsius, das temperaturas mapeadas em relação às simuladas...	103
Figura 54 – Erro, em percentual, das temperaturas mapeadas em relação às simuladas.....	104
Figura 55 – Segmentação da imagem utilizada para validação do mapeamento.	104
Figura 56 – Histogramas das temperaturas mapeadas e das temperaturas obtidas a partir da imagem por infravermelho.	105
Figura 57 – Coeficientes de sensibilidade para as condutividades térmicas.	106
Figura 58 – Mapeamento da segunda análise do fantoma.....	107
Figura 59 – Curva 1 (fantoma).	109
Figura 60 – Gráfico coeficiente de sensibilidade versus coordenada ‘y’ da Curva 1 – condutividade térmica do silicone, do tungstênio e do ar.	109
Figura 61 – Curva 2 (fantoma).	110
Figura 62 – Gráfico coeficiente de sensibilidade versus coordenada ‘y’ da Curva 2 – condutividade térmica do silicone, do tungstênio e do ar.	110

Figura 63 – Curva 3 (fantoma).	111
Figura 64 – Gráfico coeficiente de sensibilidade versus coordenada ‘y’ da Curva 3 – condutividade térmica do silicone, do tungstênio e do ar.	111
Figura 65 – Curva 4 (fantoma).	112
Figura 66 – Gráfico coeficiente de sensibilidade versus coordenada ‘x’ da Curva 4 – condutividade térmica do silicone, do tungstênio e do ar.	112
Figura 67 – Curva 5 (fantoma).	113
Figura 68 – Gráfico coeficiente de sensibilidade versus coordenada ‘x’ da Curva 5 – condutividade térmica do silicone, do tungstênio e do ar.	113
Figura 69 – Curva 6 (fantoma).	114
Figura 70 – Gráfico coeficiente de sensibilidade versus coordenada ‘x’ da Curva 6 – condutividade térmica do silicone, do tungstênio e do ar.	114

LISTA DE TABELAS

Tabela 1– Classificação da categoria do tecido mamário conforme a 4ª edição e a 5ª edição do Colégio Americano de Radiologia.	26
Tabela 2– Diversas medições de propriedades térmicas em tecidos biológicos.	41
Tabela 3 – Procedimentos padrão para obtenção da termografia.	47
Tabela 4 – Propriedades termofísicas de referência	64
Tabela 5 – Propriedades termofísicas - Fantoma.....	68
Tabela 6 – Comparativo das estimativas dos parâmetros termofísicos obtidos e valores de referência.	74
Tabela 7 – Validação Mapeamento Frontal de Santos (2014).....	78
Tabela 8 – Comparativo dos dados imagem termográfica versus mapeamento.....	79
Tabela 9 – Análise de convergência.	82
Tabela 10 – Resultados da 1ª estimativa da Paciente #1844369-4 (Malha C).	83
Tabela 11 – Resultados da 2ª estimativa da Paciente #1844369-4 (Malha C).	84
Tabela 12 – Resultados da 3ª estimativa Paciente #1844369-4 (Malha C).	84
Tabela 13 – Resultados da 4ª estimativa Paciente #1844369-4 (Malha C).	84
Tabela 14 – Resultados da 5ª estimativa da Paciente #1844369-4 (Malha C).	85
Tabela 15 – Resultados da 6ª estimativa da Paciente #1844369-4 (Malha C).	85
Tabela 16 – Resultados da 7ª estimativa da Paciente #1844369-4 (Malha C).	85
Tabela 17 – Resultados da 8ª estimativa da Paciente #1844369-4 (Malha C).	86
Tabela 18 – Resultados da 9ª estimativa da Paciente #1844369-4 (Malha C).	86
Tabela 19 – Resultados da 10ª estimativa da Paciente #1844369-4 (Malha C).	86
Tabela 20 – Resultados da 11ª estimativa da Paciente #1844369-4 (Malha C).	87
Tabela 21 – Comparativo entre malhas utilizadas.....	88
Tabela 22– Resultados da 1ª estimativa da segunda análise para a Paciente #1844369-4.....	88
Tabela 23 – Resultados da 2ª estimativa da segunda análise para a Paciente #1844369-4.....	89
Tabela 24 – Resultados da 3ª estimativa da segunda análise para a Paciente #1844369-4.....	89
Tabela 25 – Resultados da 4ª estimativa da segunda análise para a Paciente #1844369-4.....	89
Tabela 26 – Resultados da 5ª estimativa da segunda análise para a Paciente #1844369-4.....	90
Tabela 27 – Resultados da 6ª estimativa da segunda análise para a Paciente #1844369-4.....	90
Tabela 28 – Resultados da 7ª estimativa da segunda análise para a Paciente #1844369-4.....	91
Tabela 29 – Resultados da 1ª estimativa da terceira análise para a Paciente #1844369-4.....	92
Tabela 30 – Resultados da 2ª estimativa da terceira análise para a Paciente #1844369-4.....	93
Tabela 31 – Resultados da 3ª estimativa da terceira análise para a Paciente #1844369-4.....	93
Tabela 32 – Resultados da 4ª estimativa da terceira análise para a Paciente #1844369-4.....	93
Tabela 33 – Resultados da 5ª estimativa da terceira análise para a Paciente #1844369-4.....	94
Tabela 34 – Comparativo dos dados imagem termográfica versus mapeamento.....	105
Tabela 35 – Resultados da 1ª estimativa para o fantoma.	107
Tabela 36 – Resultados da 2ª estimativa para o fantoma.	108

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

CAD	<i>Computer Aided Diagnosis</i> (Diagnóstico auxiliado por computador)
CFD	<i>Computational Fluid Dynamics</i>
DEMEC	Departamento de Engenharia Mecânica
HC	Hospital das Clínicas
INCA	Instituto Nacional do Câncer
IR	Infravermelho
MDF	Método de Diferenças Finitas
MEF	Método de Elementos Finitos
MVF	Método de Volumes Finitos
OMS	Organização Mundial da Saúde
PPGEM	Programa de Pós Graduação em Engenharia Mecânica
QSE	Quadrante Superior Externo
QSI	Quadrante Superior Interno
QIE	Quadrante Inferior Externo
QII	Quadrante Inferior Interno
SQP	<i>Sequential Quadratic Programming</i>
SUS	Sistema Único de Saúde
UFPE	Universidade Federal de Pernambuco

LISTA DE SÍMBOLOS

A	Área (m ²)
c_{pt}	Calor específico do tecido (J/kg.°C)
c_{ps}	Calor específico do sangue (J/kg.°C)
D	Diâmetro (m)
h	Coefficiente de transferência de calor por convecção (W/m ² °C)
H	Entalpia
k	Condutividade térmica (W/m°C)
k_t	Condutividade térmica do tecido (W/m°C)
k_{mama}	Condutividade térmica da mama (W/m°C)
k_{tumor}	Condutividade térmica do tumor (W/m°C)
$\dot{q}_{met}$	Taxa volumétrica de geração de calor metabólico (W/m ³)
S_n	Fonte de calor
T	Temperatura (°C)
T_a	Temperatura arterial (°C)
T_{amb}	Temperatura ambiente (°C)
T_{cal}	Temperatura máxima calculada (°C)
T_{exp}	Temperatura medida experimentalmente na termografia (°C)
T_t	Temperatura do tecido (°C)
T_{∞}	Temperatura ambiente (°C)
ρ	Densidade (kg/m ³)
ρ_t	Massa específica do tecido (kg/m ³)
ρ_s	Massa específica do sangue (kg/m ³)
ω	Perfusão sanguínea (s ⁻¹)
ω_{mama}	Taxa de perfusão sanguínea da mama (s ⁻¹)

ω_{tumor}	Taxa de perfusão sanguínea do tumor (s^{-1})
τ	Tempo de multiplicação do tamanho do tumor (dias)
ε	Emissividade
σ	Constante de Stefan-Boltzmann

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	17
1.1	MOTIVAÇÃO	17
1.2	OBJETIVOS	20
1.2.1	Objetivo geral	20
1.2.2	Objetivos específicos	21
1.3	ORGANIZAÇÃO DO TRABALHO	21
2	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....	23
2.1	CÂNCER DE MAMA	23
2.1.1	Sobre o câncer	23
2.1.2	Sobre a mama	25
2.1.3	Anomalias da mama.....	27
2.2	TERMOGRAFIA	29
2.3	SIMULAÇÃO COMPUTACIONAL	31
2.4	ESTIMATIVAS DE PARÂMETROS	32
2.4.1	Análise de Sensibilidade	34
2.4.2	Problemas de Otimização	35
2.5	MAPEAMENTO	42
3	METODOLOGIA	46
3.1	AQUISIÇÃO DE IMAGENS	47
3.2	MODELAGEM MATEMÁTICA.....	49
3.3	MODELAGEM GEOMÉTRICA.....	53
3.4	MAPEAMENTO	56
3.5	OTIMIZAÇÃO	60
3.5.1	Estimativa de parâmetros termofísicos através do ponto da máxima temperatura experimental.....	62

3.5.2 Estimativa de parâmetros termofísicos utilizando as temperaturas superficiais da mama obtidas por mapeamento de textura.....	65
4 CASOS ANALISADOS	69
4.1 PACIENTE COM FIBROADENOMA – PRONTUÁRIO #1844373-2.....	69
4.2 PACIENTE PORTADORA DE TUMOR MALIGNO – PRONTUÁRIO #1844369-4	74
4.2.1 Primeira Análise para a Paciente #1844369-4	82
4.2.2 Segunda Análise para a Paciente #1844369-4.....	87
4.2.2 Terceira Análise para a Paciente #1844369-4.....	91
4.3 ANÁLISE DE UM FANTOMA DE DORSO FEMININO.....	102
5 CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS	115
REFERÊNCIAS	118

1 INTRODUÇÃO

1.1 MOTIVAÇÃO

“Metade do total de homens e um terço do total de mulheres irão desenvolver câncer em algum momento de suas vidas” (ONCOGUIA,2015).

A declaração acima reflete a dimensão do câncer no cenário mundial, como também no Brasil. Portanto, é importante estratificar dados para entender como a disseminação ocorre.

Tratando-se de dados mundiais, a OMS estima que, no ano 2030, podem-se esperar 27 milhões de casos incidentes de câncer, 17 milhões de mortes por câncer e 75 milhões de pessoas vivas, anualmente, com câncer (ONCOGUIA, 2015).

No Brasil, as estimativas do ano de 2016, válidas também para o ano de 2017, indicam a ocorrência de 596.070 casos novos de câncer, incluindo os casos de pele não melanoma, desses 49% em mulheres e 51% em homens. Excluindo-se os casos de câncer da pele não melanoma, estima-se um total de 420.310 mil casos novos (ONCOGUIA, 2015).

Nas Figuras 1 e 2, pode-se observar o percentual estimado, por tipo de câncer, excluindo-se os de pele não melanoma. O câncer de mama aparece como o mais frequente para as mulheres (28,1%), significando, aproximadamente, 58.000 novos casos da doença.

De modo geral, a população feminina de cada país apresenta um determinado risco padrão (ou populacional) de desenvolver um câncer de mama. No mundo, o risco cumulativo (estimativa da probabilidade de um indivíduo desenvolver determinada doença durante um período específico de tempo) de uma mulher, com idade de 74 anos, ter apresentado esse tipo de câncer durante a vida é de 4,62%. Nas regiões mais desenvolvidas, o risco sobe para 7,92% e, nas regiões menos desenvolvidas, é de 3,25%. Na Europa e na América do Norte, locais onde a incidência do câncer de mama costuma ser mais elevada, o risco cumulativo é de cerca de 10%. Em outros países, geralmente, esse risco é menor. No Brasil, o risco é de 6,33%, nos Estados Unidos, é de 10,3%, no Canadá, 8,63% e, no Reino Unido, 10,15% (INCA, 2015).

As taxas de mortalidade são maiores nos países desenvolvidos (INCA, 2015). No Brasil, as maiores taxas de incidência e mortalidade ocorrem nas Regiões Sul e Sudeste, e as

menores taxas nas Regiões Norte e Nordeste (INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER JOSÉ ALENCAR GOMES DA SILVA, 2014 apud INCA, 2015).

Figura 1 – Estimativas de novos casos de câncer, em mulheres, para 2016/2017.

Localização Primária	Casos Novos	%
Mama feminina	57.960	28,1%
Cólon e Reto	17.620	8,6%
Colo do útero	16.340	7,9%
Traqueia, Brônquio e Pulmão	10.890	5,3%
Estômago	7.600	3,7%
Corpo do útero	6.950	3,4%
Ovário	6.150	3,0%
Glândula Tireoide	5.870	2,9%
Linfoma não Hodgkin	5.030	2,4%
Sistema Nervoso Central	4.830	2,3%
Leucemias	4.530	2,2%
Cavidade Oral	4.350	2,1%
Esôfago	2.860	1,4%
Pele Melanoma	2.670	1,3%
Bexiga	2.470	1,2%
Linfoma de Hodgkin	1.010	0,5%
Laringe	990	0,5%
Todas as Neoplasias sem pele*	205.960	
Todas as Neoplasias	300.870	



Fonte: ONCOGUIA, 2017.

Figura 2 – Estimativas de novos casos de câncer, em homens, para 2016/2017.

Localização Primária	Casos Novos	%
Próstata	61.200	28,6%
Traqueia, Brônquio e Pulmão	17.330	8,1%
Cólon e Reto	16.660	7,8%
Estômago	12.920	6,0%
Cavidade Oral	11.140	5,2%
Esôfago	7.950	3,7%
Bexiga	7.200	3,4%
Laringe	6.360	3,0%
Leucemias	5.540	2,6%
Sistema Nervoso Central	5.440	2,5%
Linfoma não Hodgkin	5.210	2,4%
Pele Melanoma	3.000	1,4%
Linfoma de Hodgkin	1.460	0,7%
Glândula Tireoide	1.090	0,5%
Todas as Neoplasias sem pele*	214.350	
Todas as Neoplasias	295.200	



Fonte: ONCOGUIA, 2017.

De acordo com INCA (2017), a taxa de mortalidade por câncer de mama, entre 1990 e 2014, apresenta uma curva ascendente. Esta taxa de mortalidade segue a mesma tendência dos números de estimativas para 2016/2017. Os óbitos por câncer de mama ocupam o primeiro lugar nos casos de neoplasia em mulheres no Brasil (em 2014, 15,7% do total).

Sendo a extensão do problema de saúde, a partir da observação dos dados apresentados, faz-se necessário de programas de saúde na prevenção, bem como na detecção precoce do câncer.

A investigação do uso da termografia, com a finalidade de auxiliar na detecção precoce do câncer de mama, tem como objetivo indicar a técnica como um exame complementar aos demais exames já utilizados (ultrassom, mamografia, exame clínico).

Esta dissertação faz parte do projeto de pesquisa intitulado "**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 e em andamento desde novembro de 2005 sob a coordenação da Prof.^a Rita de Cássia Fernandes de Lima.

A presente dissertação dá continuidade às análises desenvolvidas por Bezerra (2013) e Santos (2014), como partes do projeto citado acima.

A simulação computacional do trabalho de Bezerra (2013), teve como objetivo estimar os parâmetros termofísicos da mama e das suas anomalias, usando medidas de temperaturas máximas extraídas das imagens termográficas das pacientes. A estrutura computacional utilizada no referido trabalho incluiu o uso dos *software*: *QuickReport*, do pré-processador GAMBIT e do FLUENTTM, assim como de rotinas desenvolvidas na plataforma MATLAB[®].

O processo de otimização teve como objetivo minimizar a diferença quadrática entre a temperatura máxima obtida experimentalmente através da imagem termográfica, em um ponto da superfície acima da anomalia da mama, e a temperatura calculada numericamente através da Equação da Biotransferência de Calor, no mesmo ponto (BEZERRA, 2013).

Santos (2014) efetuou o mapeamento das temperaturas medidas por imagens termográficas sobre volumes que representam as mamas das pacientes. O mapeamento das temperaturas consiste em associar medidas de uma imagem bidimensional, no caso a termografia, sobre uma geometria tridimensional, a geometria substituta da mama. Desta forma, é possível obter a temperatura dos nós superficiais de uma malha que possa ser utilizada na geometria reconstruída 3D para simulações computacionais. Para realização do

mapeamento foram utilizados os *software QuickReport* e o pré-processador GAMBIT e o arcabouço computacional (*framework*) desenvolvido, no trabalho, na plataforma MATLAB.

O mapeamento permite o uso das temperaturas da superfície da mama para diversos fins. Em simulações computacionais para cálculo de perfis de temperaturas da mama, ampliando as possibilidades de estimar parâmetros termofísicos e na construção de ferramentas computacionais de auxílio ao diagnóstico (*Computer Aided Diagnosis - CAD*).

Neste trabalho se pretende apresentar uma extensão do trabalho realizado por Bezerra (2013), estimando os parâmetros termofísicos com o uso de temperaturas superficiais ao invés do uso apenas da temperatura máxima da mama. Os parâmetros termofísicos estimados foram a condutividade térmica, da mama e do tecido, e a perfusão sanguínea, da mama e do tecido. Os valores das temperaturas experimentais superficiais da mama utilizadas foram obtidos através do arcabouço computacional para mapeamento de textura desenvolvido por Santos (2014). Sendo assim, a estimativa de parâmetros foi obtida através da solução de um problema inverso de transferência de calor, cuja função objetivo do problema de otimização foi minimizar a diferença quadrática entre todos os pontos de temperaturas experimentais da superfície da mama (obtidos através do mapeamento) e as temperaturas calculadas numericamente utilizando a Equação da Biotransferência de Calor nos respectivos pontos.

1.2 OBJETIVOS

1.2.1 Objetivo geral

O objetivo geral deste trabalho é utilizar o mapeamento das temperaturas da superfície da mama para determinação dos parâmetros condutividade térmica e perfusão sanguínea que minimizam a diferença entre as temperaturas simuladas e as temperaturas obtidas através da termografia a partir dos arcabouços computacionais (*framework*) desenvolvidos por Bezerra (2013) e Santos (2014).

1.2.2 Objetivos específicos

- Realizar mapeamento das temperaturas medidas por imagens termográficas sobre a superfície da mama com o auxílio do *framework* desenvolvido por Santos (2014) utilizando o *software QUICKREPORT* e a plataforma MATLAB[®];
- Realizar simulações numéricas usando ferramentas de CFD (*Computational Fluid Dynamics*), pré-processador GAMBIT e FLUENTTM, para cálculo de perfis de temperaturas da mama, utilizando valores de referência de condutividade térmica e perfusão sanguínea;
- Identificar os parâmetros termofísicos (condutividade térmica e perfusão sanguínea) ótimos para paciente com tumor maligno e um fantoma de dorso feminino;
- Validar resultados usando um fantoma de dorso feminino;
- Comparar os resultados obtidos, no trabalho de Bezerra (2013), das estimativas dos parâmetros termofísicos já citados através da solução do problema inverso de transferência de calor usando um único ponto da superfície da mama (o de máxima temperatura), com os resultados das estimativas dos mesmos parâmetros termofísicos em todos os pontos da superfície da mama.

1.3 ORGANIZAÇÃO DO TRABALHO

A presente dissertação está dividida em cinco capítulos. Neste capítulo, Capítulo 1, encontram-se a motivação e os objetivos gerais e específicos da pesquisa.

No Capítulo 2 será apresentada uma revisão bibliográfica da temática abordada, reunindo conceitos e pesquisas sobre o câncer, a mama, distúrbios na mama, como também, sobre termografia por infravermelho e simulação numérica.

O Capítulo 3 é destinado a descrever a metodologia utilizada neste trabalho, informando como foi realizada a aquisição das imagens por infravermelho, assim como, as modelagens matemáticas e geométricas utilizadas, o método de otimização escolhido e a

obtenção do mapeamento das temperaturas superficiais da mama a partir das imagens por infravermelho.

No Capítulo 4 são apresentados os casos analisados, comparando-os com os resultados obtidos por Bezerra (2013) e discussão dos resultados obtidos.

No Capítulo 5 e último capítulo, apresentam-se as conclusões do trabalho e sugestões para continuidade da temática da presente dissertação.

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Neste capítulo é apresentada uma descrição sobre a mama e suas anomalias e sobre a termografia. A seguir, descreve-se sobre simulação computacional e estimativa de parâmetros através do problema inverso de transferência de calor e, por fim, mapeamento de textura.

2.1 CÂNCER DE MAMA

2.1.1 Sobre o câncer

O câncer ou neoplasia é o nome genérico para um grupo de mais de duzentas doenças que iniciam devido ao crescimento anormal e fora de controle das células (ONCOGUIA, 2015).

Os diferentes tipos de câncer correspondem aos diversos tipos de células do corpo, podendo ser agrupados em várias categorias: carcinoma, sarcoma, leucemia, linfoma e mieloma e cânceres do sistema nervoso central, entre outros (INCA, 2017; ONCOGUIA, 2015).

Segundo INCA (2017), os tipos de câncer também são diferenciados entre si devido à velocidade de multiplicação das células e a capacidade de invadir tecidos e órgãos vizinhos ou distantes (metástases).

Os tipos de câncer podem ser agrupados em diversas categorias. Sendo as principais:

- Carcinoma - Câncer que começa na pele ou nos tecidos que revestem ou cobrem os órgãos internos. Existe um número de subtipos de carcinoma, incluindo adenocarcinoma, carcinoma de células basais, carcinoma de células escamosas e carcinoma de células de transição.
- Sarcoma - Câncer que começa no osso, cartilagem, gordura, músculo, vasos sanguíneos ou outro tecido conjuntivo ou de suporte.

- Leucemia - Câncer que começa no tecido produtor de sangue, como a medula óssea, e provoca um grande número de células anormais do sangue produzidas e entrando no sangue.
- Linfoma e Mieloma - Cânceres que começam nas células do sistema imunológico.
- Cânceres do Sistema Nervoso Central - Cânceres que começam nos tecidos do cérebro e da medula espinhal (ONCOGUIA, 2015).

A carcinogênese, processo de formação do câncer, normalmente ocorre lentamente, podendo levar vários anos para que uma célula cancerosa dê origem a um tumor visível. É um processo complexo, onde fatores de riscos herdados e fatores de riscos ambientais influenciam no aparecimento de um tumor (ONCOGUIA, 2015).

Segundo o INCA (2017), esse processo passa por vários estágios antes de chegar ao tumor. São eles:

- Estágio de iniciação: primeiro estágio da carcinogênese. Nele as células sofrem o efeito dos agentes cancerígenos, provocando modificações em alguns de seus genes. Ainda não é possível detectar o tumor nesta fase.
- Estágio de promoção: as células geneticamente alteradas são transformadas em células malignas, de forma lenta e gradual. Para que ocorra essa transformação, é necessário um longo e continuado contato com o agente cancerígeno promotor. A suspensão do contato com agentes promotores muitas vezes interrompe o processo nesse estágio.
- Estágio de progressão: se caracteriza pela multiplicação descontrolada e irreversível das células alteradas. Nesse estágio o câncer já está instalado, evoluindo até o surgimento das primeiras manifestações clínicas da doença.

As causas de câncer são variadas, podendo ser externas ou internas ao organismo, estando ambas inter-relacionadas. As causas externas relacionam-se ao meio ambiente e aos hábitos ou costumes próprios de um ambiente social e cultural. As causas internas são, na maioria das vezes, geneticamente pré-determinadas, estão ligadas à capacidade do organismo de se defender das agressões externas. Esses fatores causais podem interagir de várias formas,

aumentando a probabilidade de transformações malignas nas células normais. O surgimento do câncer depende da intensidade e duração da exposição das células aos agentes causadores de câncer (INCA, 2017).

Os fatores ambientais (alimentação, tabagismo, entre outros) influenciam o surgimento de 80% a 90% dos cânceres (INCA, 2017).

O aumento de vasos sanguíneos decorrente da neoangiogênese, surgimento de novos vasos sanguíneos na região do tumor, aumenta o fluxo sanguíneo (INCA, 2011; BRIOSCH, 2010; TAHMOUSH *et al.*, 2006 apud RESMINI, 2011). O aumento do fluxo sanguíneo provoca um aumento de temperatura, de 2 a 3°C, na superfície da pele na região onde está localizado o nódulo (HARRIS *et al.*, 1966; HU *et al.*, 2004 apud BEZERRA, 2013).

Agrawal *et al.* (2011) apud Makrariya & Adlakha (2017), afirmam que a taxa da perfusão sanguínea do tumor varia de uma a sete vezes o valor da mesma taxa em tecidos normais.

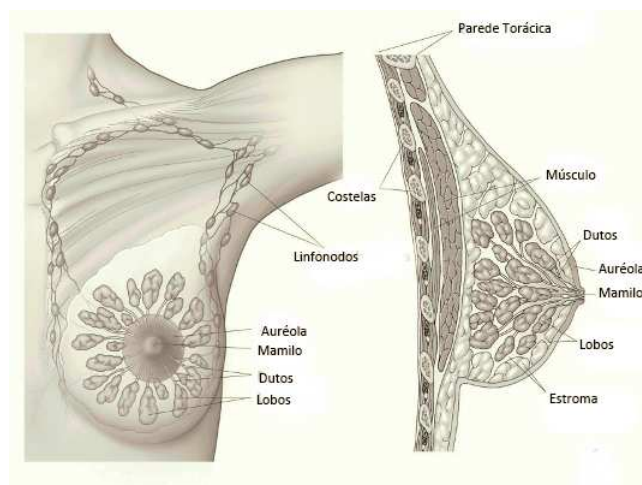
Sendo assim, a termografia por infravermelho auxilia na verificação dos locais onde está ocorrendo a neoangiogênese, através da verificação das diferenças das temperaturas superficiais da mama, podendo ser um exame auxiliar na detecção precoce de distúrbios mamários.

2.1.2 Sobre a mama

Segundo ONCOGUIA (2015), a glândula mamária, Figura 3, é um órgão par situado na parede anterior do tórax. É composta por lobos (glândulas produtoras de leite), por ductos (pequenos tubos que transportam o leite dos lobos ao mamilo) e por estroma (tecido adiposo e tecido conjuntivo que envolve os ductos e lobos, vasos sanguíneos e vasos linfáticos).

A densidade da mama está relacionada com a quantidade de tecido glandular ou fibroso em relação ao tecido adiposo. A mama de mulheres jovens é constituída de grande parte de tecido glandular. No processo de envelhecimento, há perda da elasticidade do tecido glandular e do tecido fibroso e aumento do tecido adiposo, ocasionando diminuição da densidade da mama (EKPO, HOGG e MCENTEE, 2015 apud VIANA, 2016).

Figura 3 – Tecido mamário normal.



Fonte: ONCOGUIA, 2017.

Além da idade, a densidade da mama está associada ao número de gestações, lactação, menopausa, terapia de reposição hormonal, índice de massa corporal, entre outros (MOUSA *et al.*, 2013 apud SOUTO, 2014). De forma geral, mulheres jovens, até 30 anos, apresentam 90% de tecido glandular (mamas densas). Entre 30 e 50, há a substituição do tecido glandular pelo tecido adiposo (KOPANS, 2000 apud SOUTO, 2014). Após os 50 anos, há substituição da maior parte do tecido glandular pelo tecido adiposo (lipossustituição) (FIGUEIRA *et al.*, 2003 apud SOUTO, 2014).

Na Tabela 1, tem-se a padronização dos tecidos da mama em imagens radiológicas, tais como a mamografia, do Colégio Americano de Radiologia (edições de 2003 e 2013).

Tabela 1– Classificação da categoria do tecido mamário conforme a 4ª edição e a 5ª edição do Colégio Americano de Radiologia.

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

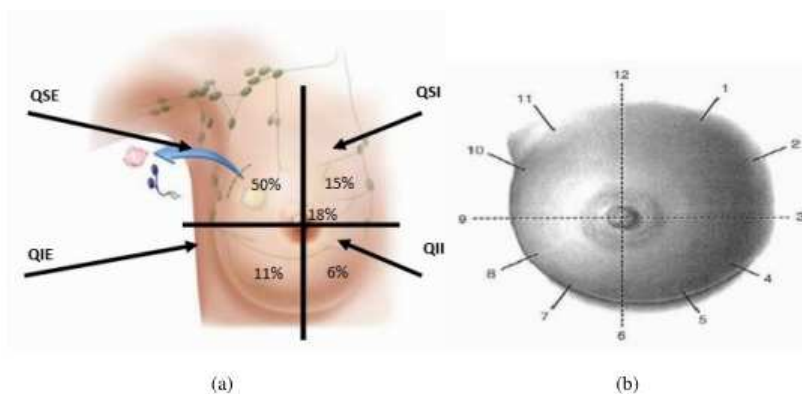
Fonte: VIANA, 2016.

Quanto maior a densidade da mama, menor é a possibilidade de detecção de anomalias pela mamografia, pois o tecido fibroso é opaco (EKPO, HOGG e MCENTEE, 2015 apud VIANA, 2016). Desta forma, o INCA (2015) recomenda a realização de mamografia para rastreamento apenas na faixa etária entre 50 e 69 anos.

Entretanto, o exame por imagem térmica não possui restrições em função da idade da paciente, ou seja, é indicada para pacientes de qualquer idade (BORCHARTT, 2013).

O sistema de quadrantes (Figura 4.a) e o sistema de relógio (Figura 4.b) são métodos bastante difundidos para identificação da localização do nódulo na mama (BEZERRA, 2013).

Figura 4 – Métodos de identificação da localização do nódulo na mama.



Fonte: BEZERRA, 2013.

No sistema de quadrantes, a mama é dividida em quadrantes, usando o mamilo como centro: quadrante superior externo (QSE), quadrante superior interno (QSI), quadrante inferior externo (QIE) e quadrante inferior interno (QII). No QSE localiza-se o maior volume de glândulas mamárias, por isso este quadrante é o mais afetado pelos distúrbios (quase 50% dos casos). O sistema de relógio fornece uma localização mais precisa do nódulo através da comparação da superfície da mama com um relógio (BEZERRA, 2013).

2.1.3 Anomalias da mama

Bezerra (2013) cita, em sua tese, que as anomalias na mama podem ser benignas (cistos, fibroadenomas, papilomas, lipomas, entre outros) ou malignas (câncer) e que os distúrbios benignos correspondem a 80% dos nódulos palpáveis nas mamas.

O cisto, o fibroadenoma e o carcinoma são as principais doenças encontradas na mama. Cistos são constituídos por uma formação de epitélio preenchido por substâncias líquidas ou material semissólido (GRUPO DE PESQUISAS EM MASTOLOGIA, 2011 apud BORCHARTT, 2013).

O fibroadenoma, tumor benigno, formado pela proliferação celular dos tecidos epitelial e estromal, é geralmente indolor com consistência firme e elástica. Essa anomalia é comum em mulheres jovens e geralmente possuem dimensões inferiores que 3 a 4 cm (PIRES, 2013 apud BORCHARTT, 2013).

Os tipos mais comuns de câncer de mama são (ONCOGUIA, 2017):

- Carcinoma ductal in situ ou carcinoma intraductal: é considerado não invasivo ou câncer de mama pré-invasivo.
- Carcinoma lobular in situ: as células se parecem com as células cancerosas que crescem nos lobos das glândulas produtoras de leite, mas não se desenvolvem através da parede dos lobos.
- Carcinoma ductal invasivo ou infiltrante: é o tipo mais comum de câncer de mama. Inicia-se em um duto de leite, rompe a parede desse duto e cresce no tecido adiposo da mama.
- Carcinoma lobular invasivo: começa nas glândulas produtoras de leite (lobos). Assim como o carcinoma ductal invasivo pode se espalhar para outras partes do corpo.

Segundo Malheiros (2015), o câncer de mama aparece, normalmente, nos dutos e lóbulos mamários.

Em face da magnitude como problema de saúde pública no Brasil, a agenda da Política Nacional de Saúde mantém, como uma das prioridades, o controle do câncer de mama através da detecção precoce (INCA, 2015).

Diferentemente das ações de prevenção primária (redução à exposição dos fatores de risco), as ações de detecção precoce não possuem o objetivo de evitar a doença (INCA, 2015).

A detecção precoce consiste em ações de diagnóstico precoce (identificar pessoas com sinais e sintomas iniciais de uma determinada doença) e rastreamento (estratégia baseada na realização de testes relativamente simples em pessoas sadias, com o intuito de identificar doenças em sua fase pré-clínica ou assintomática). Um melhor prognóstico da doença está relacionado em identificar o câncer em estágios iniciais (INCA, 2015).

É preciso ressaltar que as ações de detecção precoce não reduzem a ocorrência, mas possuem papel fundamental na redução da mortalidade (INCA, 2015).

2.2 TERMOGRAFIA

O primeiro diagnóstico médico por termografia foi realizado por Lawson (1956), quando o autor descobriu que a temperatura da pele em uma mama com câncer era maior que em tecidos normais (SANCHES, 2009).

Todo objeto acima de -273°C (zero absoluto, agitação molecular nula) emite radiação infravermelha a partir de sua superfície (JONES, B. F, 1998 apud BORCHARTT, 2013). Esta radiação infravermelha, dependendo da sua intensidade, é percebida como calor pelo corpo humano (BRIOSCHI, 2011).

O espectro eletromagnético é dividido em bandas, de acordo com o comprimento de onda. A termografia utiliza o espectro de banda infravermelho. 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 $9,3\mu\text{m}$ (PORTUGUAL, 2013 apud BORCHARTT, 2013).

As imagens termográficas ou imagens por infravermelho são obtidas por uma câmera térmica, sensível à radiação infravermelha. Os sensores da câmera térmica captam a radiação térmica gerada por objetos que apresentam temperatura acima do zero absoluto. (JONES, B. F, 1998 apud BORCHARTT, 2013).

Uma vez obtida a energia de radiação, a temperatura é facilmente determinada através da lei de Stefan-Boltzmann (MORAN *et al.*, 2015):

$$Q = \varepsilon \sigma A T^4 \quad (2.1)$$

onde:

A é a área superficial do objeto;

σ é a constante de Stefan-Boltzmann;

T é a temperatura absoluta do objeto;

ε representa a emissividade do corpo.

Segundo Bronzino (2006); Diakides *et al.*(2008) apud Kennedy *et al.*(2009), o valor da emissividade da pele humana, independente da cor da mesma, é de aproximadamente 0,98.

A energia infravermelha emitida pelos indivíduos é captada pela câmera termográfica e convertida em uma imagem, que pode ser representada por uma matriz bidimensional, onde em cada *pixel* é associada uma temperatura (SANCHES, 2009).

Como já visto, neste capítulo, a neoangiogênese provoca um aumento de temperatura na superfície da pele da região onde está localizado o nódulo (HARRIS *et al.*, 1966; HU *et al.*, 2004 apud BEZERRA, 2013). Sendo, então, a imagem por infravermelho, adequada para detectar alterações na perfusão do sangue ocorridas devido à neoangiogênese (SCHAEFER; ZAVISEK; NAKASHIMA, 2009 apud BRIOSCHI, 2011).

Segundo, Borchardt (2013), os exames baseados em imagem para o auxílio ao diagnóstico de doenças da mama podem ser classificados como:

- Estruturais: são os exames que permitem a visualização de estruturas internas da mama (mamografia, ultrassom e ressonância magnética).
- Funcionais: são os exames que permitem a visualização do funcionamento dos órgãos e o fluxo de líquidos (ultrassom, ressonância magnética quando realizada com a utilização de um contraste e a termografia).

Dentro da classe dos exames funcionais, pode-se propor a termografia como um exame que complementa os exames tradicionais, uma vez que um exame estrutural (mamografia e ultrassom) não pode ser substituído por um exame funcional (termografia) (BRIOSCHI *et al.*, 2010; MOTTA, 2010 apud RESMINI, 2011).

2.3 SIMULAÇÃO COMPUTACIONAL

Segundo Maliska (2014), o desenvolvimento de computadores de alta velocidade e de grande capacidade de armazenamento tornou possível a resolução de problemas complexos de engenharia através do uso de técnicas numéricas.

Um modelo matemático deve ser desenvolvido para obtenção da solução numérica de problema físico qualquer, de forma que possa ser resolvido com tempos de computação não proibitivos (MALISKA, 2014).

Os métodos tradicionais para solução numérica de equações diferenciais são os Métodos de Diferenças Finitas (MDF), de Volumes Finitos (MVF) e de Elementos Finitos (MEF). O MDF foi sempre empregado na área de mecânica dos fluidos e o MEF, na área estrutural. Até o início da década de 1970, tinha-se o MDF com grande experiência na área de fluidos, mas sem habilidade de tratar geometrias complexas, e o MEF hábil no tratamento da geometria, mas sem ferramentas para tratar os termos advectivos presentes nas equações de movimento (MALISKA, 2014).

Ainda conforme Maliska (2014), as limitações dos métodos MDF e MEF motivaram pesquisas para o aprimoramento do Método dos Volumes Finitos. No MVF as equações aproximadas são obtidas através de balanços de conservação no volume elementar. A partir daí, o MDF passou a ser substituído pelo MVF.

Maliska (2014) cita que nos casos de problemas de transferência de calor, o MVF é o método empregado em todos os pacotes comerciais com penetração industrial. Esta preferência deve-se em função da robustez.

“O MVF consiste na integração das equações governantes sobre cada um dos volumes de controle que compõem a discretização do domínio, fornecendo equações discretas que conservam cada propriedade no volume de controle. Este método está intrinsecamente ligado ao conceito de fluxo de regiões, ou volumes adjacentes” (FORTUNA, 2000 apud BEZERRA, 2013).

Neves & Bezerra (2013) citam que o procedimento básico de aplicação do Método dos Volumes Finitos pode ser descrito pelos seguintes passos:

- 1 – Identificar o domínio ou limites da região que acontece o fenômeno em análise;

2 – Dividir ou discretizar o domínio em pequenas partes ou volumes localizando no centróide de cada volume a variável que será calculada;

3 – Integrar a equação diferencial de governo em cada volume de controle (VC);

4 – Aplicação do método numérico na solução de um problema de transferência de calor.

Em caso de regiões sólidas, o *software* ANSYS Fluent™ usa o Método dos Volumes Finitos para converter a equação diferencial de balanço de energia (Equação 2.2) em um sistema de equações que possa ser resolvida numericamente (ANSYS, 2015).

$$\frac{\partial}{\partial t}(\rho H) + \bar{V}(\vec{v}\rho H) = \bar{V}(k\vec{v}T) + S_n \quad (2.2)$$

onde:

ρ - densidade;

H -entalpia;

k– condutividade térmica;

T – temperatura;

S_n – taxa volumétrica de geração interna de calor.

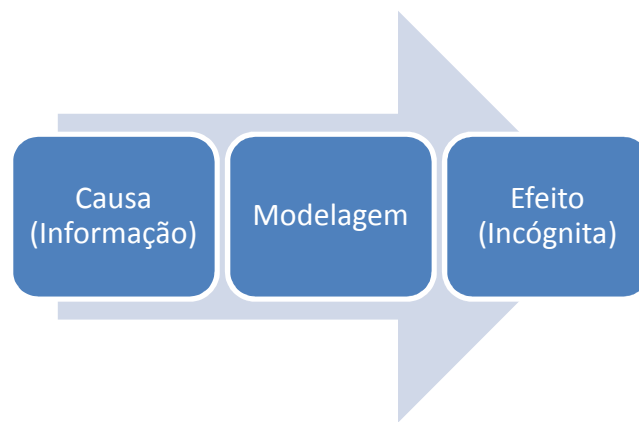
Na Equação (2.2), o termo $\frac{\partial}{\partial t}(\rho h)$ representa a taxa de armazenamento de energia, $\bar{V}(\vec{v}\rho h)$ representa o fluxo de calor convectivo, o termo $\bar{V}(k\vec{v}T)$ o fluxo de calor condutivo.

2.4 ESTIMATIVAS DE PARÂMETROS

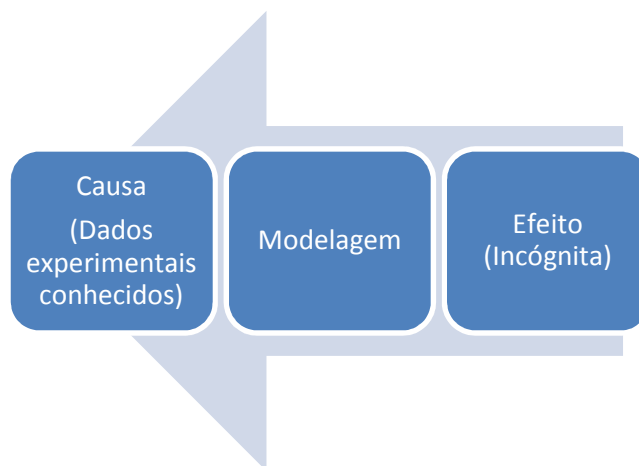
Diversas técnicas de modelagem numérica têm sido desenvolvidas para validar os valores das temperaturas obtidos através das imagens termográficas, de forma a contribuir para detecção de pequenos e profundos tumores. Estas técnicas buscam representar as complexas relações entre os fatores fisiológicos e patológicos e a medição das temperaturas superficiais da mama através de imagens por infravermelho (NG, 2008; JIAN, 2008 apud JIAN *et al.*, 2010).

O objetivo do problema direto em transferência de calor é estimar a temperatura de um objeto quando todas as características e seus parâmetros são especificados. Entretanto, problemas inversos em transferência de calor, também chamados de problemas mal-postos, tem o objetivo inverso do problema direto e busca estimar uma ou mais características do sólido a partir de suas temperaturas. Ou seja, no problema direto (Figura 5.a) as causas são conhecidas e o efeito é determinado e no problema inverso (Figura 5.b), o efeito é conhecido e as causas, estimadas (ÖZISIK & ORLANDE, 2000).

Figura 5 – Esquema do problema direto e do problema inverso.



(a) Solução do problema direto



(b) Solução do problema inverso

Fonte: Adaptado de BEZERRA, 2013.

O método inverso é o mais utilizado para realizar estimativas de parâmetros termofísicos da mama (ÖZISIK & ORLANDE, 2000; BECK *et al.*, 1985 apud JIANG *et al.*, 2010).

Os problemas inversos podem ser resolvidos por diversos métodos. Nos casos de problemas inversos em transferência de calor, o problema mal-posto geralmente é resolvido através de procedimentos de otimização (ÖZISIK & ORLANDE, 2000).

Jiang *et al.* (2010), desenvolveu um *framework* para realizar estimativas de parâmetros termofísicos, condutividade térmica, perfusão sanguínea e taxa de calor metabólico, utilizando um método de otimização não-linear, para resolução de um problema inverso de transferência de calor.

2.4.1 Análise de Sensibilidade

Segundo Özisik & Orlande (2000), para estimar parâmetros de problemas inversos é necessário determinar a matriz dos coeficientes de sensibilidade, cujos elementos são calculados através da Equação 2.3.

$$J_{ij} = \frac{\partial T_i}{\partial x_j} \quad (2.3)$$

onde:

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

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

I = número de medições

N = número de parâmetros desconhecidos

T_i = temperaturas

x_j = parâmetro

Minkowycz *et al.* (2006), cita que a análise de sensibilidade é usualmente utilizada em qualquer método de otimização, baseado em gradientes para solução de problemas de estimativas de parâmetros de transferência de calor.

O coeficiente de sensibilidade indica a influência da mudança de valores do parâmetro x na temperatura estimada T . Valores pequenos do coeficiente de sensibilidade

significam que grandes variações dos parâmetros x implicam em pequenas variações na temperatura estimada T . Desta forma, para uma mesma temperatura pode-se obter um grande intervalo de valores do parâmetro (ÖZISIK & ORLANDE, 2000).

De acordo com Özisik & Orlande (2000), quando os coeficientes possuem pequenos valores, o valor do determinante da matriz transposta dos coeficientes de sensibilidade multiplicada pela própria matriz dos coeficientes de sensibilidade, tem valor próximo ou igual a zero ($|J^T \cdot J| \approx 0$). Então, faz-se necessário que o determinante citado, $|J^T \cdot J|$, seja diferente de zero (ou diferente de valores próximo de zero). Quanto maior este valor, melhor a estimativa dos parâmetros de problemas inversos em transferência de calor.

Segundo Blackwell (1989, apud Bezerra, 2013), se a estimativa dos parâmetros for simultânea, os coeficientes de sensibilidade devem ser linearmente independentes e também devem ser grandes o suficiente para que a estimativa tenha sucesso.

Özisik & Orlande (2000) citam três diferentes métodos para determinação dos coeficientes de sensibilidade: solução direta analítica, o problema de valor de contorno e a aproximação por diferenças finitas.

O Método das Diferenças Finitas, para cálculo o coeficiente de sensibilidade, utilizado nesta dissertação, consiste em perturbar com um valor pequeno cada variável independente do projeto (parâmetro x_i) utilizando uma aproximação de primeira ordem para a primeira derivada dada pela Equação 2.4 (BEZERRA, 2013):

$$\frac{\partial T}{\partial x_i} = \frac{\Delta T}{\Delta x_i} = \frac{T(x_i + \Delta x_i) - T(x_i)}{\Delta x_i} \quad (2.4)$$

2.4.2 Problemas de Otimização

Em termos matemáticos, otimizar é minimizar ou maximizar uma função sujeita à restrições em suas variáveis (NOCEDAL & WRIGHT, 2006).

Nocedal & Wright (2006) cita que o problema de otimização pode ser escrito conforme Equação 2.5:

$$\min f(x), \quad x \in R^n$$

sujeito a:

$$h_k(x) = 0 \quad k = 1 \dots m \quad (2.5)$$

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

$$x_i^l \leq x_i \leq x_i^u = 0 \quad i = 1 \dots n$$

O problema trata, então, de minimizar a função objetivo, $f(x)$, de n variáveis contidas no vetor x (vetor de variáveis de projeto). As n variáveis estão submetidas a m restrições de igualdade, p restrições de desigualdades e n restrições laterais do tipo maior ou igual a um limite inferior e menor ou igual a um limite superior.

A região de busca, ou região viável, é a região do espaço definido pelas variáveis de decisão e limitado pelas restrições. O ponto ótimo deve estar localizado na região viável (ANTONIOU & LU, 2007).

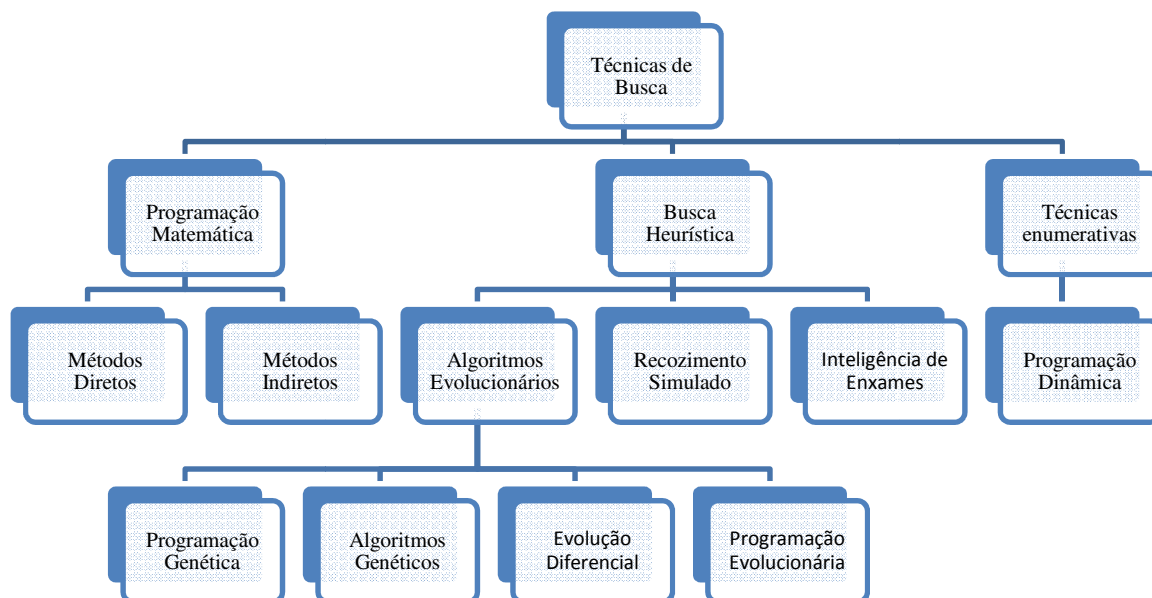
Alguns algoritmos utilizados em problemas de otimização não-linear realizam a busca apenas do mínimo local, e, desta forma, nem sempre encontram o mínimo global (NOCEDAL & WRIGHT, 2006)

De forma geral, o problema de otimização busca encontrar o mínimo global. Na prática, os problemas de otimização podem ter mais de um mínimo local. Dependendo dos valores iniciais e dos valores das restrições impostas aos procedimentos de cálculo numérico iterativo. Um ou mais pontos de mínimo podem ser descartados e um desses pontos pode ser o mínimo global. Uma alternativa neste caso, é realizar o cálculo do problema de otimização diversas vezes, com diferentes restrições, selecionando a melhor solução obtida. Caso não se determine o mínimo global do problema, um mínimo local pode ser aceito, ou não, como solução do problema (ANTONIOU & LU, 2007).

Os métodos de otimização podem ser divididos em métodos determinísticos, estocásticos e híbridos (COLAÇO *et al.*, 2006 apud BEZERRA, 2013).

Magnier & Haghighat (2010, apud Paula (2015), dividem os algoritmos de otimização em duas categorias: os métodos convencionais baseados em gradientes (programação matemática) e os métodos livres de gradientes. A Figura 6 apresenta algumas técnicas de busca utilizadas em problemas de otimização.

Figura 6 – Técnicas de Busca.



Fonte: Adaptado de DIANATI *et al.*, 2002apud PAULA, 2015.

De acordo com Nocedal e Wright (2006), nos métodos determinísticos, o modelo é completamente conhecido e baseiam-se em métodos de programação matemática para determinar a solução. O Método de Descida Máxima, Método de Newton, Método Quase-Newton, Método de Levenberg-Marquardt, Método de Programação Sequencial Quadrática, Método de Gradiente Conjugado são exemplos de métodos determinísticos (COLAÇO *et al.*, 2006; CAMPOS VELHOS, 2001 apud BEZERRA, 2013).

Os métodos estocásticos utilizam as incertezas do modelo para fornecer soluções que otimizem a performance esperada para o modelo (NOCEDAL & WRIGHT, 2006). São métodos estocásticos: Algoritmos Genéticos, Recozimento Simulado – AS (*Simulated Annealing*), ACO (*Ant Colony Optimization*), SPO (*Swarm Particle Optimization*) (COLAÇO *et al.*, 2006 apud BEZERRA, 2013)

Neste trabalho foi utilizado o Método determinístico Programação Quadrática Sequencial.

O método de Programação Quadrática Sequencial, ou SQP, é um dos métodos mais efetivos em problemas de restrições não lineares, através da resolução de subproblemas

quadráticos a cada iteração, baseada na aproximação Quase-Newton (Método de Direção de Busca) da Hessiana da função de Lagrange (NOCEDAL & WRIGHT, 2006).

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 2.6 (NOCEDAL & WRIGHT, 2006).

$$x_{k+1} = x_k + \alpha_k d_k \quad (2.6)$$

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

De acordo com Antoniou & 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 2.7.

$$f(x + d_k) \approx f(x) + g(x)^T d_k + \frac{1}{2} d_k^T H(x) d_k \quad (2.7)$$

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

As primeira e segunda derivadas da função objetivo são dadas, respectivamente, pelas Equações 2.8 e 2.9.

$$g(x) = \left[\frac{\partial f}{\partial x_1} \frac{\partial f}{\partial x_2} \dots \frac{\partial f}{\partial x_n} \right]^T = \nabla f(x) \quad (2.8)$$

$$H(x) = \nabla g^T = \nabla \{ \nabla^T f(x) \} = \begin{bmatrix} \frac{\partial^2 f}{\partial x_1^2} & \frac{\partial^2 f}{\partial x_1 \partial x_2} & \dots & \frac{\partial^2 f}{\partial x_1 \partial x_n} \\ \frac{\partial^2 f}{\partial x_2 \partial x_1} & \frac{\partial^2 f}{\partial x_2^2} & \dots & \frac{\partial^2 f}{\partial x_2 \partial x_n} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ \frac{\partial^2 f}{\partial x_n \partial x_1} & \frac{\partial^2 f}{\partial x_n \partial x_2} & \dots & \frac{\partial^2 f}{\partial x_n^2} \end{bmatrix} \quad (2.9)$$

onde:

$$\nabla = \left[\frac{\partial}{\partial x_1} \frac{\partial}{\partial x_2} \dots \frac{\partial}{\partial x_n} \right]^T \quad (2.10)$$

Métodos de Direção de Busca Quase-Newton utilizam a Equação 2.11 para determinação da direção de busca. B_k é uma aproximação da inversa da matriz Hessiana, que

pelo Método Broyden-Fletcher-Goldfarb-Shanno (BFGS) é obtida através da Equação 2.12 (NOCEDAL & WRIGHT, 2006).

$$d_k = -B_k g_k \quad (2.11)$$

$$B_{k+1} = B_k - \frac{B_k s_k s_k^T B_k}{s_k^T B_k s_k} + \frac{y_k s_k^T}{y_k^T s_k} \quad (2.12)$$

onde:

$$s_k = x_{k+1} - x_k \quad (2.13)$$

$$y_k = \nabla \mathcal{L}_{k+1} - \nabla \mathcal{L}_k \quad (2.14)$$

Ainda segundo Nocedal & Wright (2010), a função Langrageana (Equação 2.15) associada ao problema de otimização, com restrições apresentadas na Equação 2.5, é dada por:

$$\mathcal{L}(x, \lambda, \mu) = f(x) + \sum_{k=1}^m \lambda_k h_k(x) + \sum_{l=1}^p \mu_l c_l(x) \quad (2.15)$$

Supondo que x^* é um mínimo local, uma solução ótima para o problema deve satisfazer às condições de Karush, Kunh e Tucker (condições KKT), enumeradas a seguir.

Estacionaridade:

$$\nabla_x \mathcal{L}(x^*, \lambda^*, \mu^*) = 0 \quad (2.16)$$

Viabilidade:

$$h_k(x^*) = 0 \quad k = 1 \dots m \quad (2.17)$$

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

Positividade:

$$\lambda_l \geq 0 \quad l = 1 \dots p \quad (2.18)$$

Complementaridade:

$$\lambda_l g_l(x^*) \geq 0 \quad l = 1 \dots p \quad (2.19)$$

Considerando o problema de otimização sujeito apenas a restrições de desigualdade, a função Langrangeana (Equação 2.20), seu gradiente (Equação 2.21) e Hessiana (Equação 2.22) são:

$$\mathcal{L}(x, \lambda, \mu) = f(x) + \sum_{l=1}^p \mu_l c_l(x) \quad (2.20)$$

$$\nabla_x \mathcal{L}(x, \mu) = \nabla f(x) + \sum_{l=1}^p \mu_l \nabla c_l(x) \quad (2.21)$$

$$\nabla_x^2 \mathcal{L}(x, \mu) = \nabla^2 f(x) + \sum_{l=1}^p \mu_l \nabla^2 c_l(x) \quad (2.22)$$

Desta forma, de acordo com Teles & Gomes (2010), o problema de otimização não-linear é resolvido, a cada iteração, tendo a função objetivo substituída por uma aproximação quadrática (Equação 2.23) e a restrição de desigualdade não-linear substituída por aproximação linear (Equação 2.24).

$$\min_x f(x_k) + d_k^T \nabla f(x_k) + \frac{1}{2} d_k^T \nabla^2 \mathcal{L}(x_k) d_k \quad (2.23)$$

sujeito a:

$$\nabla c_l(x_k)^T d_k + c_l(x_k) \leq 0 \quad l = 1 \dots p \quad (2.24)$$

Malheiros *et al.* (2015) apresenta uma revisão bibliográfica, Tabela 2, sobre a medição de propriedades térmicas em tecidos biológicos, sendo que os trabalhos de Paruch & Majchrack (2007) e Mishrae Das (2013) utilizaram técnicas de estimativa de parâmetros.

Hadif & Lacroix (2017), utilizaram um método híbrido para resolução de problemas de otimização, Método de Levenberg-Marquardt combinado com o Método de Broyden, para realizar estimativas simultâneas da taxa de perfusão sanguínea e da taxa de geração de calor metabólica do tumor durante criocirurgias para tratamento de câncer de mama e pulmão, resolvendo um problema inverso de transferência de calor.

Silva (2012) utilizou o Método de Levenberg-Marquardt para realizar estimativas de parâmetros termofísicos em estudos sobre os erros experimentais no uso das câmeras por infravermelho.

Tabela 2– Diversas medições de propriedades térmicas em tecidos biológicos.

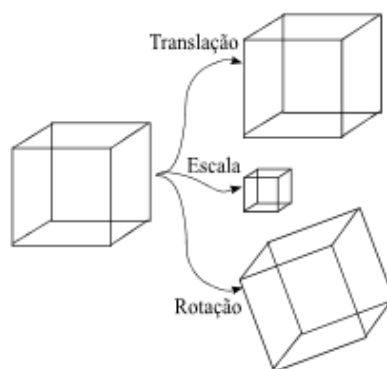
Autores	Método Utilizado
Valvano, Cochram e Diller (1985)	Apresentaram um método experimental de medição de propriedades térmicas em tecidos biológicos de coelho, porco e de cachorro (em várias partes do corpo) usando um termistor. Nos resultados dos experimentos, autores concluem que os valores das propriedades térmicas dos tecidos biológicos são próximos das propriedades térmicas da água.
Hamilton (1998)	Testes realizados em amostras retiradas de cadáveres com, no máximo, 48 horas após sua morte. O mesmo método foi aplicado em tecido de outros animais como porco e boi a fim de encontrar semelhanças. Os resultados mostram que a condutividade térmica dos tecidos analisados é muito próxima da condutividade térmica da água.
Paruch & Majchrack (2007)	Realizou estimativas dos parâmetros térmicos e geométricos, utilizando algoritmos evolutivos e o método de elementos de contorno na equação de Pennes para casos 2D e 3D. A técnica se mostrou eficiente. O procedimento mais sensível a erros (9%) foi da estimativa da localização do tumor.
Song <i>et al.</i> (2008)	Monitoraram o decaimento da temperatura em amostras de uma mastectomia e cinco lumpectomias, após a exposição das mesmas a um fluxo de ar quente por 1 minuto, com imagens térmicas. O resultado mostra que a região superficial da amostra que contém o tumor tem menor temperatura que a região de tecido saudável. Este trabalho mostra que há diferenças entre as propriedades térmicas dos tecidos tumorais e dos tecidos saudáveis para um mesmo organismo.
Mishrae Das (2013)	Realizaram a estimativa da taxa de perfusão sanguínea e da localização do tumor através do Método dos Volumes Finitos utilizando a técnica de algoritmos genéticos em uma geometria retangular bidimensional. Quando estimados individualmente, os resultados apresentaram erros em torno de 1,5%. Porém, para a estimativa simultânea dos parâmetros, os erros entre os valores obtidos do problema direto e o problema inverso chegaram a 5,5%.

2.5 MAPEAMENTO

Uma imagem é uma matriz bidimensional, sendo cada elemento desta matriz denominado *pixel* (LIMA, 2011). Usualmente, a técnica de mapeamento de textura é aplicada para adicionar realismo em imagens geradas por computador (MENDONÇA, 2001).

São três os tipos fundamentais de transformações geométricas (Figura 7): translação, rotação e escala. Tais transformações, que consistem em operações matemáticas realizadas sobre os vértices, não afetam a estrutura do desenho, mas sim o aspecto que o mesmo vai assumir (MANSSOUR & COHEN, 2006).

Figura 7 – Transformações geométricas.



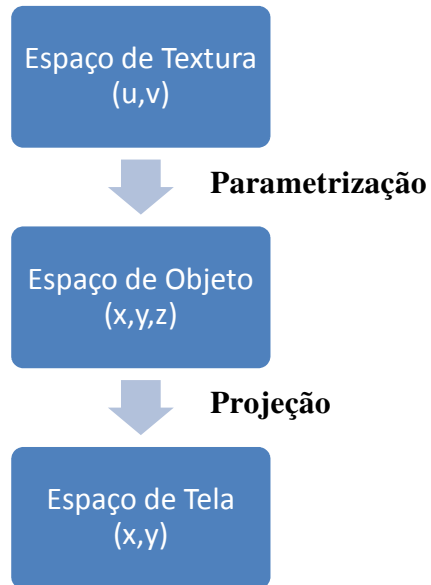
Fonte: MANSSOUR & COHEN, 2006.

Segundo Wolfe (1997), as duas categorias de mapeamento de textura são denominadas de mapeamento bidimensional (semelhante embrulhar um objeto com um papel de parede) e tridimensional (consiste em esculpir o objeto).

O processo de mapeamento 2D é composto por duas etapas (Figura 8): parametrização (correlação entre as coordenadas de textura e as coordenadas 3D, tendo como resultado, *pixels* com profundidade) e projeção (HECKBERT, 1989 apud SANTOS, 2014). Projeção é a operação de obter representações bidimensionais de objetos tridimensionais (MANSSOUR & COHEN, 2006).

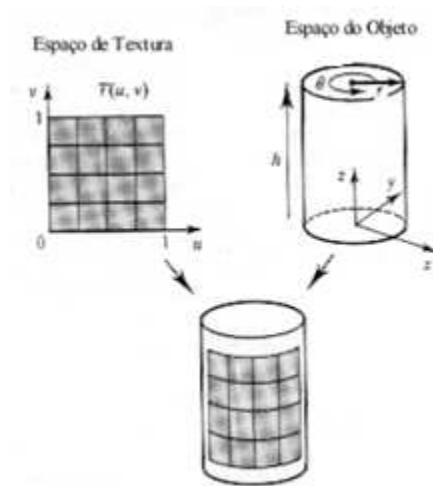
Deve-se determinar como a textura preencherá a superfície do objeto. Alguns objetos possuem superfícies que tornam complexa a tarefa de mapear uma textura sobre uma superfície, entretanto, em cilindros, cubos e esferas, o mapeamento é simples. A Figura 9 tem representação do mapeamento de textura em uma superfície cilíndrica (MENDONÇA, 2001).

Figura 8 – Composição de Mapeamento



Fonte: Adaptado de HECKBERT (1989).

Figura 9 – Mapeamento cilíndrico.



Fonte: MENDONÇA, 2001.

A primeira etapa do mapeamento cilíndrico é uma parametrização de qualquer ponto C na superfície do cilindro de raio (r) e altura (h) sendo representado pela Equação 2.25 (MENDONÇA, 2001):

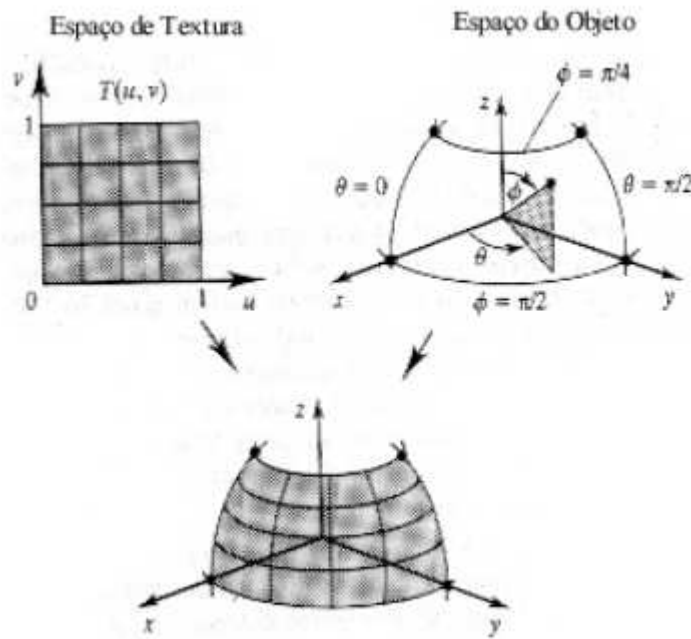
$$C(\theta, z) = (r \cos \theta, r \sin \theta, hz), \quad 0 < \theta < 2\pi, \quad 0 < z < 1 \quad (2.25)$$

Em seguida é realizada uma associação entre os vetores de textura (u,v) e os pontos do cilindro através da Equação 2.7:

$$(u, v) = (\theta/2\pi, z), \quad u, v \in [0,1] \quad (2.26)$$

Ainda segundo Mendonça (2001) parametrização do mapeamento esférico (Figura10) é dada pela Equação 2.27 e a função mapeamento pela Equação 2.28.

Figura 10 – Mapeamento esférico.



Fonte: MENDONÇA, 2001.

$$C(\theta, \phi) = (r \cos \theta \sin \phi, r \sin \theta \sin \phi, r \cos \phi), \quad 0 \leq \theta \leq \pi/2, \pi/4 \leq \phi \leq \pi/2 \quad (2.27)$$

$$(u, v) = \left(\frac{\theta}{\pi/2}, \frac{\pi/2 - \phi}{(\pi/4)} \right), \quad u, v \in [0,1] \quad (2.28)$$

Todas as transformações bidimensionais, transformações de escala, rotação e translação, podem ser aplicadas ao espaço de textura (MENDONÇA, 2001). As classes que podem ser subdivididas o mapeamento de geometria em 2D são: afim, bilinear e projetiva. O afim é uma transformação linear, mais a translação (HECKBERT, 1989 apud SANTOS, 2014).

O mapeamento das temperaturas superficiais da mama obtida através de imagens por infravermelho utilizadas neste trabalho se aproxima do mapeamento afim. Na transformação, cada ponto da geometria (mama) é mapeado em plano de cores. As coordenadas da transformação não resultam em *pixels* inteiros, desta forma, técnicas de aproximação e interpolação são usadas (SANTOS, 2014).

3 METODOLOGIA

Neste capítulo serão descritas as metodologias usadas em cada área distinta desta dissertação.

A aquisição de imagens segue o protocolo formalizado por Oliveira (2012). As imagens utilizadas são de pacientes do Ambulatório de Mastologia do HC-UFPE.

Para a modelagem matemática foi utilizada a Equação da Biotransferência de Calor (BHTE). Cálculos numéricos, baseados na BHTE, têm sido utilizados para análise da distribuição de temperaturas superficiais da mama. Bezerra (2013), Amri *et al.* (2016), Saniei *et al.* (2016) e Makrariya & Adlakha (2017) usaram a BHTE para realizar estimativas de parâmetros termofísicos na mama obtendo resultados satisfatórios.

A modelagem geométrica aplicada neste trabalho foi desenvolvida por Viana (2016), na qual foram obtidas as coordenadas da Prótese Mamária #2, doada pelo fabricante ORTHO PAUHER. A partir das coordenadas obtidas no Laboratório de Medição de Coordenadas do DEMEC/UFPE, a geometria tridimensional foi criada no *software* gerador de malhas, o GAMBIT e, em seguida, esta geometria substituta é ajustada às curvas da paciente obtidas através da imagem termográfica. Para obtenção das curvas dos contornos da mama da paciente a partir da imagem termográfica, utilizou-se o programa desenvolvido por Silva (2010) e rotinas desenvolvidas por Viana (2016). Tais rotinas ajustam a distância do posicionamento da paciente em relação à câmera.

Quanto ao mapeamento das temperaturas medidas pelas imagens por infravermelho, sobre a geometria substituta da mama, foi utilizado o *framework* desenvolvido por Santos (2014).

Por fim, será apresentado o processo de otimização utilizado para realizar as estimativas do coeficiente convectivo de calor e da temperatura ambiente, a partir do ponto de temperatura superficial máxima da região do tumor e as estimativas de condutividade térmica e perfusão sanguínea, nos tecidos da mama e do tumor, utilizando o mapeamento das temperaturas superficiais da mama.

3.1 AQUISIÇÃO DE IMAGENS

Malheiros (2015) afirma que ainda não existe um protocolo ou padronização, amplamente difundido ou aceito, quanto à aquisição das imagens termográficas. O autor também cita, no mesmo artigo, procedimentos propostos por alguns autores, os quais estão apresentados na Tabela 3.

Tabela 3 – Procedimentos padrão para obtenção da termografia.

Autores	Procedimento Padrão
Koay, Herry e Frize (2004)	Propõem colocar os pacientes em um ambiente a 22°C, sendo mama resfriada por um ventilador por 20 minutos. Previne que o paciente evite consumo de bebida alcoólica, cafeína, medicamento para dor, loções ou creme sobre a região da mama e pare de fumar no mínimo duas horas antes da aquisição das imagens.
Ng e Kee (2007)	Propõem colocar os pacientes em um ambiente com temperatura entre 20°C e 22°C e umidade de 60%, 20 minutos antes de iniciar a aquisição de imagens. Recomendam três imagens, uma frontal e duas laterais. Alerta sobre a redução de fontes quentes no ambiente da aquisição, sobre o consumo de álcool, cigarros e uso produtos de pele sobre a região da mama.

Adaptado de Malheiros *et al.* (2015).

A aquisição das imagens utilizadas nesta pesquisa segue o protocolo formalmente descrito por Oliveira (2012). Neste trabalho, a autora estabelece padrões quanto ao aparato mecânico para aquisição das imagens, à adequação da sala e preparação da paciente.

Conhecer a distância entre a paciente e a câmera termográfica, o posicionamento dos braços dos pacientes na vertical para cima e questões de conforto e ergonomia, foram características verificadas para projeto e fabricação do aparato para aquisições de imagens termográficas (Figura 11).

Figura 11 – Aparato mecânico.



Fonte: OLIVEIRA, 2012.

Quanto à adequação da sala, Oliveira (2012) lista os requisitos estipulados, apresentados a seguir:

- Sala com ambiente fechado, medindo aproximadamente 3x4 metros;
- A abertura e o fechamento da porta são controlados pelo grupo técnico, ficando na sala apenas as pessoas responsáveis pela realização do exame e o paciente;
- Um condicionador de ar é responsável pela climatização do ambiente com a temperatura variando entre 24°C e 30°C;
- Umidade relativa medida esteve na faixa entre 58% e 75%;
- Lâmpadas fluorescentes são utilizadas na sala, porém durante a aclimação da paciente e realização do exame, as luzes permanecem apagadas.

Na preparação da paciente (OLIVEIRA, 2012), conforme procedimento de atendimento adotado pelo Ambulatório de Mastologia do HC- UFPE, os pacientes ficam pelo menos duas horas sem exposição à luz solar, sem realizar exercícios físicos, sem a ingestão acima da média de alimentos e bebidas e sem tomar banhos.

Além disso, também existe o período de aclimação, onde a paciente retira a roupa, coloca uma bata descartável e é submetida a uma espera de aproximadamente 10 minutos

(não podendo tocar na mama), no qual, também é realizada a medição de temperatura da paciente.

Conforme exigência do Ministério da Saúde do Brasil, as pacientes precisam assinar “Termo de Consentimento Livre e Esclarecido” (TCLE), documento que está vinculado ao projeto aprovado no Ministério da Saúde, explicando sobre o que se trata o exame e concordando em participar do estudo.

As imagens utilizadas nesta pesquisa foram obtidas com uma câmera termográfica da marca FLIR System, modelo ThermoCAMTM S45, 320x240 *pixels*. A escala utilizada é a -10°C e +55°C, sensibilidade térmica de 0,06°C e precisão de $\pm 1^\circ\text{C}$ (OLIVEIRA, 2012).

As pacientes que participaram da pesquisa possuíam diagnóstico concluído através de exames clínicos tradicionais, como a ultrassonografia, a mamografia e a biópsia.

Foram captadas várias imagens por paciente variando parâmetros como posicionamento da câmera em relação ao paciente, posicionamento dos braços e utilização de uma grade metálica (para fins dimensionais). Neste trabalho, foram utilizadas apenas as imagens de termogramas frontais, com braços erguidos e sem grade.

3.2 MODELAGEM MATEMÁTICA

A mama é composta por várias partes como gordura, pele, pêlos, aréola, vasos sanguíneos e vasos linfáticos. Cada região possui propriedades termofísicas distintas, tornando o problema de modelagem deste corpo, um problema complexo (MALHEIROS *et al.*, 2015).

Além disso, a variedade de comportamentos, hábitos alimentares, prática de atividades físicas, uso de tabaco, consumo de álcool e as oscilações hormonais periódicas das mulheres que afetam a temperatura da mama dificultam a medição de propriedades em tecidos humanos (MALHEIROS *et al.*, 2015).

Pennes (1948) foi pioneiro em analisar a relação entre a perfusão sanguínea e as temperaturas superficiais da pele. Segundo Silva (2011), o modelo proposto por Harry H.

Pennes representa o balanço de energia no interior dos tecidos biológicos através da descrição dos efeitos do metabolismo e da perfusão sanguínea.

Segundo Silva (2011), a Equação da Biotransferência de Calor (ou BHTE) de Pennes (Equação 3.1) incorpora os efeitos do metabolismo e da perfusão sanguínea na equação clássica da difusão do calor.

$$\rho_t c_{pt} \frac{\partial T_t}{\partial t} = \vec{\nabla} \cdot (k \vec{\nabla} T_t) + (\rho \omega)_s c_{ps} (T_a - T_v) + \dot{q}_{met} + \dot{q}_{ext} \quad (3.1)$$

Em que na equação acima: k , ρ_t e c_{pt} representam a condutividade térmica [W/m°C], a massa específica do tecido [kg/m³] e o calor específico do tecido [J/kg°C], respectivamente. c_{ps} é o calor específico do sangue [J/kg°C]; ρ_s corresponde a massa específica do sangue [kg/m³]; ω_s é a perfusão sanguínea [s⁻¹]; $\dot{q}_{met}$ é a taxa volumétrica de geração de calor metabólico [W/m³], T_t é a temperatura do tecido [°C] e T_a é a temperatura arterial [°C]. $\dot{q}_{ext}$ é a taxa volumétrica de geração de calor externo, que neste estudo é igual a zero.

Pennes (1948), em seu estudo, propôs que a transferência de calor nos tecidos pode ocorrer por condução $\vec{\nabla} \cdot (k \vec{\nabla} T_t)$ entre as camadas teciduais e por convecção $[(\rho \omega)_s c_{ps} (T_a - T_t)]$ entre fluxo sanguíneo e os tecidos circundantes, através do leito capilar. O efeito da perfusão sanguínea foi assumido como homogêneo e isotrópico. O sangue entra no leito capilar na temperatura do sangue arterial, T_a , e alcança o equilíbrio térmico com os tecidos adjacentes, entrando na circulação venosa à temperatura do tecido, T . A troca de energia total pelo sangue possui magnitude proporcional à taxa de perfusão sanguínea e a diferença de temperatura entre o tecido local e o sangue arterial (BRINCK; WERNER, 1992; VALVANO, 2010 apud SILVA, 2011).

Bezerra (2013) afirma que a taxa de perfusão sanguínea é específica para cada tipo de tecido. Desta forma, há distintos valores para as perfusões sanguíneas (tecido glandular e do tumor)

A taxa volumétrica de geração de calor metabólico pode ser obtida com base na dimensão do tumor. O diâmetro do tumor está relacionado com o tempo de duplicação do mesmo (GAUTHERIE, 1980; OSMAN e AFIFY, 1988; MITRA e BALAJI, 1992; NG e SUDARSHAN, 2001b apud BEZERRA, 2013). Na Equação 3.2 apresenta-se esta relação:

$$D = 0,01 e^{[0,002134(\tau-50)} \quad (3.2)$$

onde τ deve ser expresso em dias e D em metros.

Neste trabalho, as dimensões das anomalias na mama obtidos nas ultrassonografias foram inseridas na geometria substituta da mama como uma esfera ou cilindro, dependendo de cada caso. Com o valor do diâmetro do volume utilizado, foi realizado o cálculo do tempo de duplicação do tumor (τ) através da Equação 3.2.

O tempo de duplicação do tumor (τ) e a taxa metabólica, $\dot{q}_{met}$, estão relacionados por uma função hiperbólica (Equação 3.3) (GAUTHERIE, 1980; OSMAN e AFIFY, 1988; MITRA e BALAJI, 1992; NG e SUDARSHAN, 2001b apud BEZERRA, 2013).

$$\dot{q}_{met} = \tau C \quad (3.3)$$

onde, C é uma constante igual a $3,27 \times 10^6$ W dia/m³.

Portanto, com o resultado obtido do tempo de duplicação do tumor através da Equação 3.2 foi calculada a taxa metabólica ($\dot{q}_{met}$), utilizando a Equação 3.3.

Para nódulos com diâmetro menor que 1 centímetro, o calor metabólico considerado é de 65.400 (W/m³) (NG; SUDARSHAN, 2001b apud BEZERRA, 2013), para os demais, foram utilizadas as Equações 3.2 e 3.3.

As condições de contorno impostas para resolução da Equação 3.1, foram as mesmas citadas por Bezerra (2013):

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

$$T = \bar{T} \quad (3.4)$$

- 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.

$$-k_t \frac{\partial T}{\partial \eta} = h(T_t - T_\infty) \quad (3.5)$$

onde:

h – coeficiente de transferência de calor por convecção;

- η – vetor normal unitário;
- T_{∞} - temperatura ambiente;
- T_t - temperatura local do tecido;
- k_t – condutividade térmica do tecido;

- Condição inicial:

$$T = \bar{T}_0 \quad (3.6)$$

De acordo com Pardasani & Adlakha (1995, apud Makrariya & Adlakha (2017)), o sistema de termorregulação do corpo humano é responsável por manter uma temperatura interna uniforme e igual à 37°C, através do balanço entre ageração de energia das células humanas e o calor perdido para o ambiente. Desta forma, a temperatura torácica e a do sangue foram consideradas iguais a 37°C nesta dissertação.

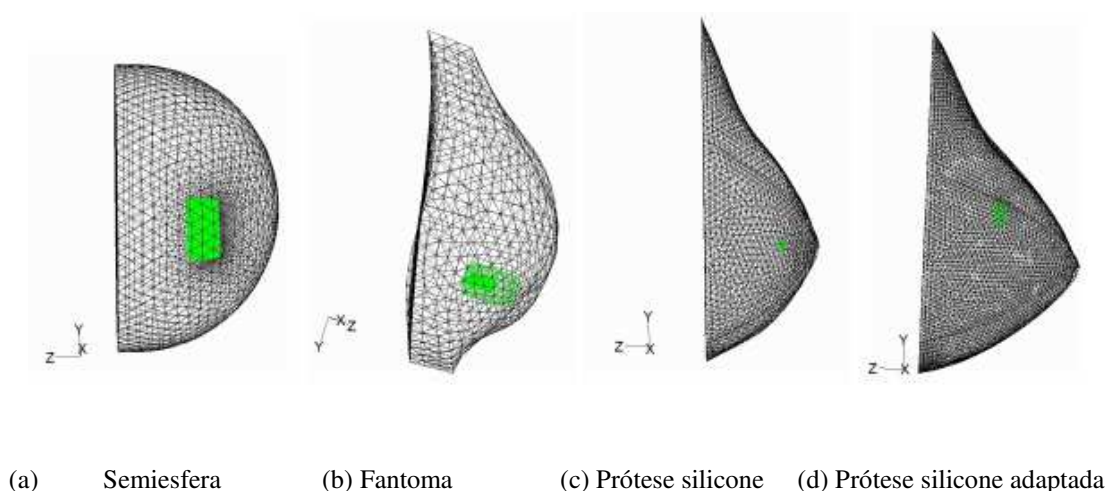
A seguir são apresentadas as hipóteses e considerações adotadas para a simulação do problema estudado (BEZERRA, 2013):

- A superfície da mama troca calor por convecção com o ambiente externo;
- A transferência de calor dentro da mama ocorre por condução;
- A temperatura prescrita na região torácica foi considerada igual a 37° C;
- A temperatura do sangue foi considerada igual a 37° C;
- Para as simulações realizadas, a mama foi representada por um modelo simplificado com duas regiões de propriedades termofísicas diferentes: tecido mamário e tecido tumoral.
- As simulações foram realizadas em regime permanente;
- Algumas estruturas como lóbulos mamários, ductos mamários e ácinos foram desprezadas;
- A temperatura ambiente foi considerada constante e medida na sala de exame para cada paciente;
- As propriedades termofísicas também foram consideradas constantes em cada região do domínio.

3.3 MODELAGEM GEOMÉTRICA

Conforme Bezerra (2013), vários tipos de geometria substituta foram utilizados pelo grupo de pesquisa do DEMEC - UFPE. Sendo elas: semiesfera em 2007 (Figura 12.a), fantoma de um dorso feminino em 2009 (Figura12.b), prótese de silicone em 2010 (Figura12.c) e prótese de silicone, adaptada às curvas obtidas a partir de imagens da paciente, em 2012 (Figura12.d).

Figura 12 – Geometrias substitutas DEMEC/UFPE



Fonte: BEZERRA, 2013.

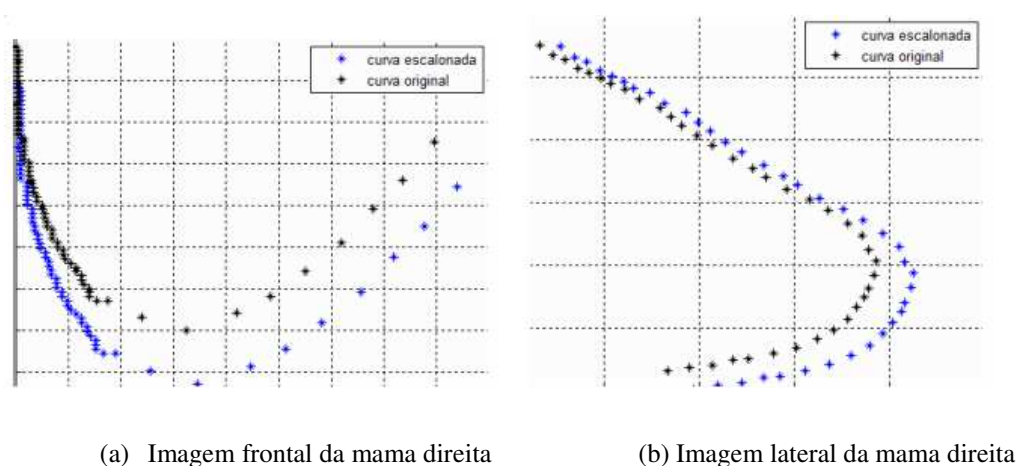
As geometrias substitutas utilizadas neste trabalho, para as pacientes de prontuários #1844373-2 e #1844369-4, foram as mesmas utilizadas por Bezerra (2013). Estas geometrias foram desenvolvidas por Viana (2016).

Viana (2010) obteve as geometrias substitutas a partir da digitalização de sete próteses mamárias externas, cujos modelos (SG-419 e SG-420, tamanhos 1,2,4,6,8,10 e 12, doados pelo fabricante ORTHO PAUHER), são os fornecidos pelo Sistema Único de Saúde (SUS) às pacientes mastectomizadas no HC-UFPE, realizadas utilizando uma máquina de medição por coordenadas com controle numérico computadorizado, modelo CRYSTA 547, fabricação MITUTOYO, ano 2004. Entretanto, para algumas pacientes, a tentativa de inserir sua anomalia na geometria substituta não foi possível, pois o nódulo, cujas dimensões foram retiradas dos exames de ultrassonografia, extrapolava os limites da citada geometria. Esse fato impedia o processo de simulação numérica. A solução determinada por Viana (2016) foi utilizar apenas a Prótese #2 na modelagem geométrica, ajustando a curva da superfície da

prótese à da paciente. A escolha da Prótese #2 se deve ao fato de ser a prótese de menor tamanho, implicando em um redimensionamento da geometria substituta sempre positivo (VIANA, 2016).

Através das diferenças de temperatura na prega inframamária e nos contornos do tronco da paciente, é possível extrair os contornos da mama a partir das imagens termográficas frontais e laterais da paciente (VIANA, 2016). Para tal utiliza-se o programa desenvolvido por Silva (2010). Viana (2016) desenvolveu rotinas para redimensionar as coordenadas dos pontos extraídos pelo programa de Silva (2010), utilizando fator de escala, quando a distância entre a paciente e a câmera é diferente de um metro (Figuras 13.a e 13.b).

Figura 13 – Correção para as coordenadas extraídas da imagem termográfica da Paciente #1844369-4.

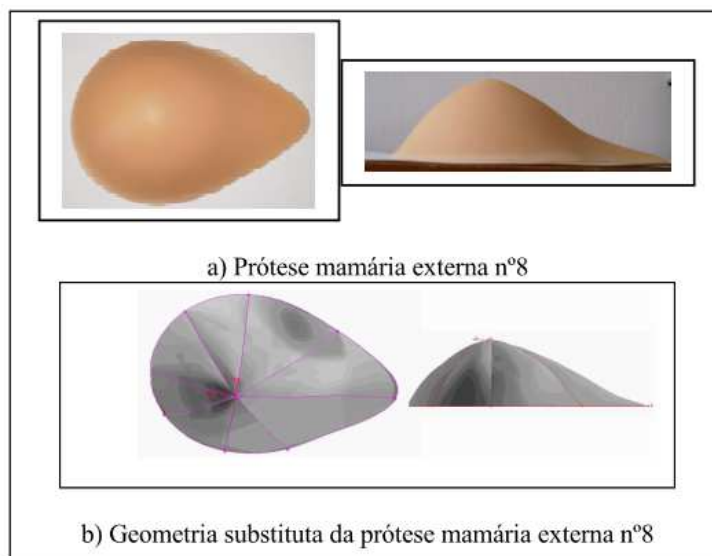


Fonte: VIANA, 2016.

Com as coordenadas obtidas com a digitalização, Viana (2010) construiu as geometrias substitutas utilizando o GAMBIT[®]. Nas Figuras 14.a e 14.b, é possível comparar visualmente a prótese mamária e sua respectiva geometria substituta.

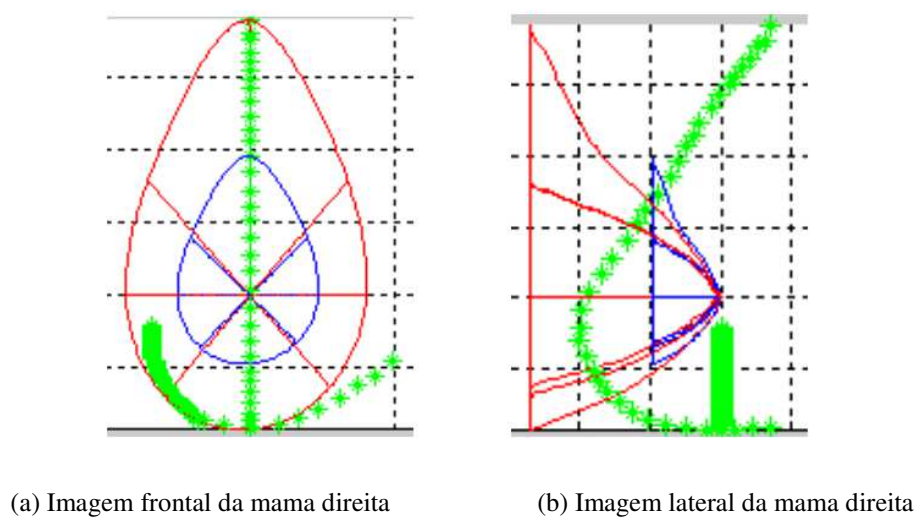
Obtidas as curvas do contorno da paciente, a geometria substituta da Prótese #2 é alterada de forma a se ajustar às curvas da paciente em análise. Nas Figuras 15.a e 15.b, a geometria da Prótese #2 apresenta-se em azul, os pontos extraídos da imagem termográfica da Paciente #1844369-4, em verde, e a geometria da paciente, da mesma paciente, em vermelho.

Figura 14 – Comparação visual entre a prótese mamária e a respectiva geometria substituta



Fonte: VIANA, 2010.

Figura 15 – Comparação entre a Geometria da Prótese #2 e a geometria gerada para a mama direita da Paciente #1844369-4.



Fonte: VIANA, 2016.

Determinada a geometria substituta a ser utilizada para cada paciente, o volume da anomalia da mama é inserido na geometria escolhida. As dimensões geométricas e localização do referido volume são obtidas com base nas dimensões geométricas dos distúrbios na mama

indicado dos exames de ultrassonografia das pacientes (BEZERRA, 2013). Não foram considerados os lóbulos e ductos lactíferos nas geometrias das pacientes.

Com as geometrias identificadas para cada paciente, foram geradas as malhas tetraédricas não-estruturadas no pré-processador GAMBIT em duas extensões: *‘.neu’* e *‘.msh’*. As malhas com extensão *‘.neu’* são utilizadas como entradas no processo de mapeamento e as malhas *‘.msh’* são utilizadas para realização dos cálculos numéricos no FLUENTTM (versão 17).

3.4 MAPEAMENTO

O mapeamento de textura, realizado pela estrutura de *software*, consiste em transformar uma geometria 2D (termografia) em uma geometria 3D (geometria reconstruída). Para isso, tomam-se as coordenadas da superfície reconstruída (x, y, z) e desconsidera uma das coordenadas, obtendo um plano. Em seguida, as coordenadas do plano, são transformadas em coordenadas da termografia (x_t, y_t) através da utilização de equações específicas. Como estas coordenadas obtidas pela transformação não resultam em *pixels* inteiros, são utilizadas técnicas de aproximação e interpolação no mapeamento.

A obtenção das temperaturas superficiais da mama adaptadas à geometria da mama originada da modelagem geométrica e personalizada para cada paciente, já discutida neste capítulo, foi realizada com a estrutura ou arcabouço computacional (*framework*) desenvolvido por Santos (2014).

O fluxograma, mostrado na Figura 16, apresenta as etapas 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.

Inicialmente, utiliza-se o programa *Quickreport*, *software* proprietário da empresa fabricante da câmera termográfica (FLIR), para exportar a matriz de temperaturas do termograma para um editor de planilha. A interface do programa está na Figura 17 e a matriz de temperatura obtida pelo mesmo, na Figura 18.

Figura 16 – Fluxograma para obtenção do mapeamento das temperaturas superficiais da mama.

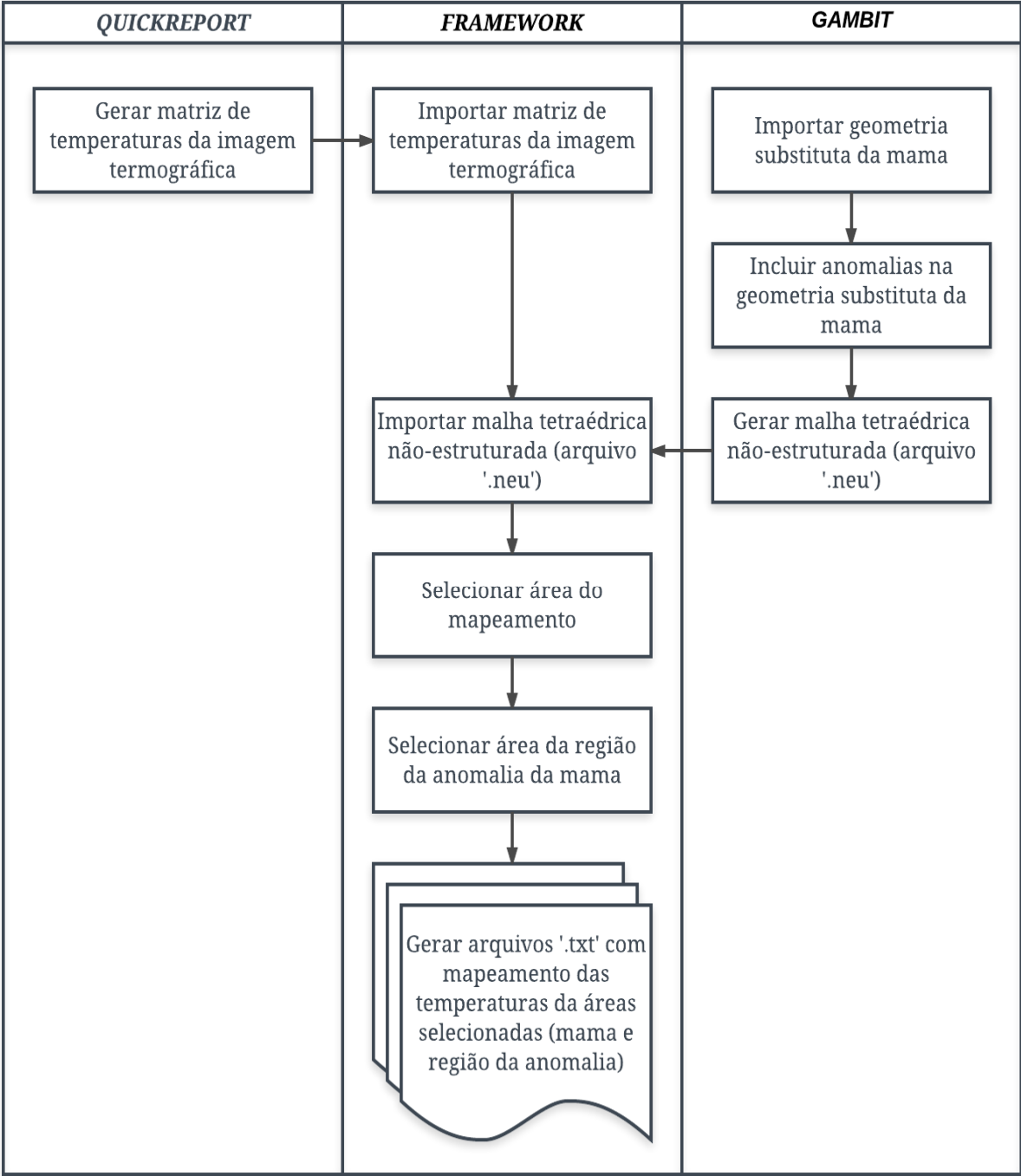
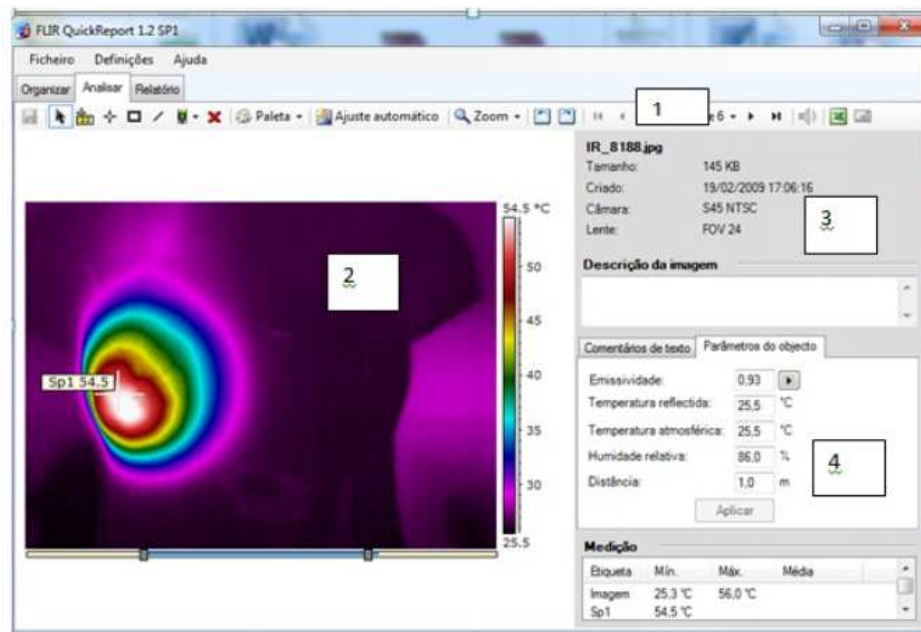


Figura 17 – Interface do *QuickReport*.

(1) Barra de ferramentas (2) Área de trabalho (3) Informação da câmara (4) Descrição da imagem

Fonte: SANTOS, 2014.

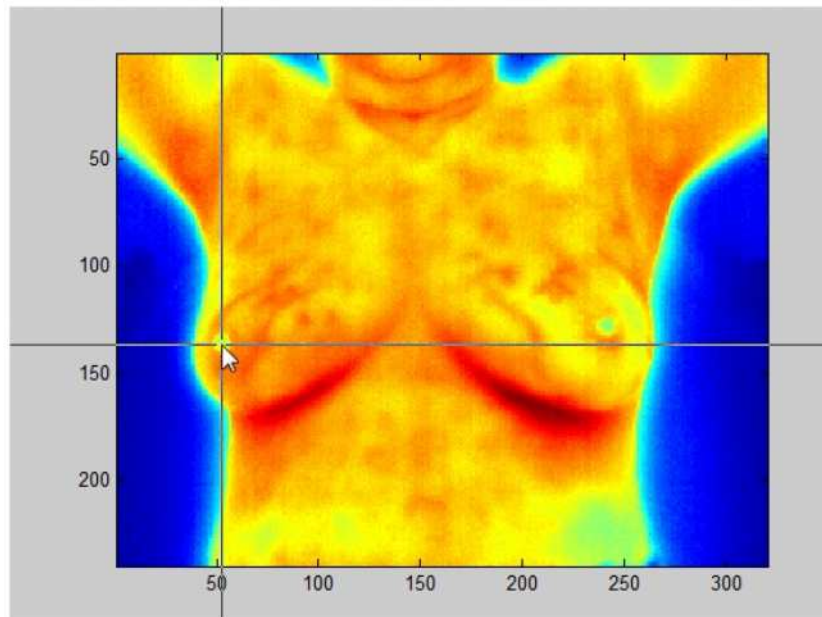
Figura 18 – Matriz de temperaturas obtidas pelo *QuickReport*.

	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K	L	M	N	O
1	27,23	26,8	26,91	26,83	26,94	27,12	26,94	27,04	26,83	26,89	27,1	27,05	26,83	26,89	26,87
2	27,08	27,01	27,06	26,93	26,96	27,06	27	26,71	26,95	26,96	26,93	26,87	26,68	27,02	26,92
3	26,78	26,92	26,85	26,9	27,03	27,02	26,88	27,16	26,98	26,97	26,87	26,97	26,88	26,94	26,87
4	26,99	26,89	26,9	26,92	26,7	26,98	26,92	27,05	26,92	26,73	26,86	26,69	26,83	26,79	26,79
5	27,01	26,87	26,88	26,81	27,03	26,73	27,09	26,82	26,95	26,93	27,03	26,96	26,7	26,64	26,95
6	27,1	26,91	26,78	26,95	26,77	27,04	26,76	26,89	26,78	26,61	26,64	26,72	26,6	26,9	26,74
7	26,92	26,63	26,67	26,88	27,07	26,96	26,79	26,88	26,5	26,58	26,62	26,78	26,75	26,68	26,83
8	26,99	26,91	26,89	26,76	26,91	26,78	27,11	26,64	26,73	26,58	26,98	26,78	26,4	26,47	26,7
9	26,85	26,86	26,84	26,73	26,79	26,84	26,77	26,67	26,75	26,68	26,68	26,55	26,58	26,78	26,56
10	26,83	26,8	26,73	26,86	26,95	26,73	26,68	26,81	26,73	26,31	26,58	26,44	26,71	26,38	26,73
11	27,13	26,73	26,68	26,83	26,94	26,76	26,46	26,55	26,78	26,41	26,73	26,68	26,42	26,65	26,7
12	26,8	26,68	26,89	26,52	26,71	26,82	26,53	26,46	26,66	26,53	26,52	26,73	26,57	26,32	26,38
13	26,78	26,71	26,71	26,52	26,37	26,53	26,59	26,56	26,59	26,71	26,58	26,77	26,53	26,61	26,57
14	26,83	26,98	26,66	26,49	26,54	26,54	26,61	26,36	26,64	26,46	26,73	26,68	26,49	26,46	26,67
15	26,77	26,6	26,22	26,57	26,58	26,86	26,64	26,61	26,46	26,38	26,51	26,51	26,58	26,35	26,5
16	26,65	26,76	26,41	26,36	26,63	26,69	26,45	26,76	26,46	26,54	26,42	26,53	26,59	26,63	26,77
17	26,53	26,56	26,47	26,43	26,34	26,48	26,65	26,64	26,51	26,78	26,74	26,64	26,71	26,68	26,58
18	26,68	26,5	26,64	26,4	26,44	26,85	26,62	26,36	26,48	26,65	26,74	26,67	26,68	26,6	26,61
19	26,63	26,41	26,56	26,62	26,46	26,66	26,36	26,61	26,59	26,55	26,75	26,47	26,64	26,58	26,72

Fonte: SANTOS, 2014.

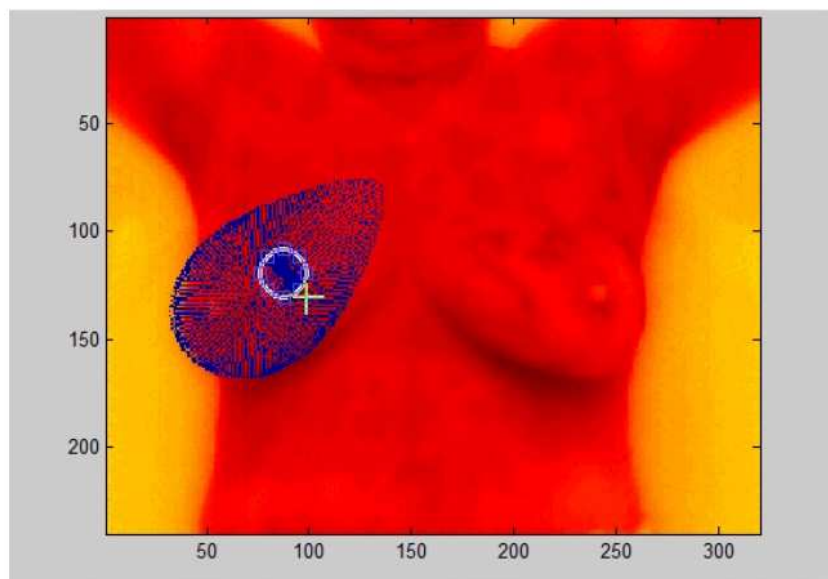
De posse da matriz de temperaturas obtidas pelo *QuickReport* e da malha não-estruturada tridimensional da geometria gerada no pré-processador GAMBIT, o programa desenvolvido solicita informar o ponto de referência da imagem (Figura 19) e a área do tumor (Figura 20), para gerar o mapeamento frontal das temperaturas da superfície da mama.

Figura 19 – Determinação do ponto de referência da imagem.



Fonte: SANTOS, 2014.

Figura 20 – Demarcação da região do tumor.



Fonte: SANTOS, 2014.

Na Figura 20 também é possível visualizar a área da mama que o programa utiliza para gerar o mapeamento (área em azul).

O programa tem como saída dois arquivos textos: “TEMPERATURAS_FRONTAIS” e “TEMPERATURAS_TUMOR_FRONTAL”.

Os arquivos de saída possuem as temperaturas frontais mapeadas a partir da imagem por infravermelho e adaptadas à geometria 3D da mama.

É importante observar que está incluído nos cálculos internos do *framework*, os ajustes devidos ao erro da câmera sobre os valores da temperatura, observados por Silva (2012) e também utilizados por Bezerra (2013). Portanto os arquivos texto de saída já possuem esta correção.

As Equações 3.7 e 3.8 são utilizadas para cálculo do erro sistemático (es) em função do raio (r) e da temperatura do pixel do termograma, sendo a primeira para imagens obtidas antes de dezembro de 2010 e a segunda equação para imagens obtidas a partir de dezembro de 2010.

$$es(r, T) = 4,5073 - 0,0045762r - 0,1062T_{pixel} \quad (3.7)$$

$$es(r, T) = 2,495 - 0,0008082r - 0,04665T_{pixel} \quad (3.8)$$

A diferença das equações se dá devido aos distintos dados de calibração utilizados. Em dezembro de 2010 foram realizadas novas calibrações, resultando em duas equações a serem usadas para cálculo do erro sistemático.

O valor do erro sistemático é adicionado à matriz de temperaturas obtida através da imagem termográfica.

3.5 OTIMIZAÇÃO

Segundo Antoniou & Lu (2007), o processo de otimização é o processo de obter o ‘melhor’. Isto se for possível medir e verificar o que é ‘bom’ ou ‘ruim’, significando encontrar o máximo ou o mínimo (dependendo das circunstâncias).

A abordagem geral mais importante para a otimização é baseada em métodos numéricos. Nesta abordagem, os procedimentos numéricos iterativos são usados para gerar uma série de soluções progressivamente melhoradas para o problema de otimização, começando com uma estimativa inicial para a solução. O processo é encerrado quando algum critério de convergência é satisfeito (ANTONIOU & LU, 2007).

Nesta dissertação foram utilizados dois problemas de otimização:

- Um para estimar parâmetros termofísicos a partir do ponto de máxima temperatura da região do tumor na superfície da mama obtida na imagem termográfica;
- Outro para realizar estimativas de parâmetros termofísicos utilizando o mapeamento de temperaturas sobre superfície da mama e sobre o fantoma de dorso feminino.

Fantoma de Dorso Feminino

O fantoma foi usado em um experimento desenvolvido por professores e alunos do Departamento de Engenharia Mecânica da UFPE – DEMEC. Uma lâmpada incandescente de 7W foi inserida na mama direita de um dorso feminino de PVC, cujo interior foi preenchido com silicone industrial (SANTOS, 2014).

Uma máquina de medição de coordenadas (MMC) do tipo ponte móvel, modelo CRYSTA 547, fabricada pela MITUTOYO e pertencente ao Laboratório de Medição por Coordenadas do Departamento de Engenharia Mecânica da UFPE, foi utilizada para obter as coordenadas dos pontos sobre a mama do fantoma. Esta máquina tem certificado de calibração emitido por laboratório pertencente à Rede Brasileira de Calibração (SANTOS, 2009 apud SANTOS, 2014).

A partir das coordenadas obtidas, foi utilizado o pré-processador GAMBIT para obtenção da geometria, deste modo foi possível gerar a geometria real do fantoma. A lâmpada foi modelada como um cilindro de raio 1 cm e altura de 3 cm. O filamento da lâmpada foi modelado como um cilindro de raio de 3 mm e altura de 1,5 cm.

As condições de contorno envolvidas foram: troca de calor por convecção entre a superfície da mama e o ambiente a 25,4 °C; a região torácica foi considerada com temperatura prescrita de 37,2°C. A taxa volumétrica de geração de calor da lâmpada é igual a $1,65 \times 10^7$ W/m³ (equivalente à sua potência de 7 W). A lâmpada foi considerada como um cilindro cheio de ar e o material utilizado no filamento foi o tungstênio. Como não se sabia a marca do silicone industrial utilizado no experimento foram consideradas as propriedades da borracha de silicone (BEZERRA, 2013).

3.5.1 Estimativa de parâmetros termofísicos através do ponto da máxima temperatura experimental

Bezerra (2013), desenvolveu rotinas no MATLAB[®] para encontrar as propriedades termofísicas de condutividade térmica e perfusão sanguínea mais realistas para os diversos tipos de mama e distúrbios mamários usando o ponto de temperatura máxima da superfície da mama, na região do tumor. Neste trabalho foram utilizadas as mesmas rotinas elaboradas por Bezerra (2013), porém adaptadas ao problema em estudo.

Será apresentada a metodologia utilizada para as estimativas do coeficiente convectivo de transferência de calor e a temperatura ambiente a partir do ponto de temperatura máxima da superfície da mama, na região do tumor. A modelagem é dada pelas expressões apresentadas a seguir.

Para a paciente, duas correlações empíricas foram estabelecidas para o cálculo:

$$\min f(x) = [T_{maxcalc}(x) - T_{exp}]^2 \quad (3.9)$$

sujeito a:

$$P_i^l \leq P_i \leq P_i^u \quad i = 1, \dots, n \quad (3.10)$$

Nas Equações 3.9 e 3.10, tem-se que:

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

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

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 temperatura máxima ($T_{maxcalc}$) usada na Equação 3.9 foi calculada numericamente através da Equação da Biotransferência de Calor de Pennes. Este cálculo foi realizado no FLUENTTM, *software* CFD (*Computacional Fluid Dynamics*). As geometrias substitutas e malhas tetraédricas não-estruturadas utilizadas na simulação foram determinadas conforme descrito no Item 3.3 deste capítulo.

Rotinas desenvolvidas no ambiente MATLAB[®], associadas ao FLUENTTM, verificaram a solução ótima para os parâmetros em estudo.

Seguem os passos do processo de otimização (BEZERRA, 2013):

- Realizar cálculo numérico das temperaturas superficiais da mama utilizando os parâmetros termofísicos de referência apresentados na Tabela 4, identificando o ponto onde a temperatura é máxima na região do tumor. Gerar um arquivo com as coordenadas do ponto de temperatura máxima e sua respectiva temperatura e um arquivo tipo *journal* (.jou), que contém todos os comandos da simulação realizada pelo FLUENTTM.
- No arquivo .jou substituir os valores de referência utilizados na simulação por marcadores.
- Na rotina *Optimizer.m*, incluir os valores da restrição da estimativa inicial e o valor da temperatura máxima experimental. Parametrizar com o Método de Otimização escolhido, pois é através desta rotina que se inicia o processamento do problema de otimização.

- Iniciar a rotina *Optimizer.m*, usando a rotina *Processfile.m* para substituir os marcadores indicados no arquivo *.jou* pelos valores das variáveis de projeto fornecidos pela rotina *Optimizer.m*.
- Usar a rotina *Interface.m* para fazer a integração do otimizador com o *software* CFD, FLUENTTM. Nesta integração, a rotina inicializa o FLUENTTM automaticamente, que realiza os cálculos numéricos utilizando os valores dos parâmetros disponíveis no arquivo *.jou*.
- Usar a rotina *Read.m* para obter a temperatura máxima calculada numericamente pelo *software* CFD.
- Usar a rotina *function.m* para ler o valor da temperatura máxima calculada e fazer a avaliação da função objetivo.

Tabela 4 – Propriedades termofísicas de referência

Tecido	k (W/m°C)	ρ (kg/m ³)	c (J/kg°C)	ω (s⁻¹)	Q_m (W/m ³)
Glandular	0,48 ^a	1080 ^a	3000 ^b	0,00018 ^d	450 ^a
Tumor Maligno	0,48 ^a	1080 ^a	3500 ^b	0,009 ^d	---
Fibroadenoma	0,48 ^a	1080 ^a	3500 ^b	0,0018 ^c	---
Sangue	---	1060 ^a	4200 ^a	---	---

Fonte: Ng e Sudarshan (2001b)^a, Ekstrand *et al.* (2005)^b, Furman-Haran *et al.* (2005)^c, Gautherie (1980)^d apud Bezerra (2013).

O processo de otimização foi realizado através da função *fmincon* do *Optimization Toolbox*TM do MATLAB[®] (R2010a) inserida na rotina *Optimizer.m* e parametrizada com o Método SQP.

3.5.2 Estimativa de parâmetros termofísicos utilizando as temperaturas superficiais da mama obtidas por mapeamento de textura

A principal diferença desta análise em relação ao item anterior está na função objetivo do problema de otimização, que passou a utilizar os valores de todas as temperaturas da superfície da mama. Assim, a função deixa de ser a verificação da mínima diferença quadrática entre temperaturas calculadas e experimentais em um único ponto e passa a utilizar todos os nós na superfície da mama da malha que foi mapeada com as temperaturas do termograma.

Nas observações feitas neste trabalho, as temperaturas mapeadas da superfície da mama e obtidas através do *framework* desenvolvido por Santos (2014) foram comparadas com as temperaturas da superfície da mama obtidas a partir de cálculos numéricos realizados no FLUENT™.

As análises foram realizadas para os parâmetros termofísicos condutividade térmica e perfusão sanguínea, ambos para a mama e o tumor. As Equações 3.11 e 3.12 representam o problema de otimização utilizado:

$$\min f(x) = [T_{calc}(x) - T_{exp}]^2 \quad (3.11)$$

sujeito a:

$$P_i^l \leq P_i \leq P_i^u \quad i = 1, \dots, n \quad (3.12)$$

Nas Equações 3.11 e 3.12, tem-se que:

T_{calc} = vetor com as temperaturas de todos nós da superfície, da mama ou do fantoma, calculada numericamente (°C);

T_{exp} = vetor com as temperaturas de todos nós da superfície, da mama ou do fantoma, 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.

Os passos do processo de otimização, para a paciente e para o fantoma, estão descritos a seguir:

- Realizar cálculo numérico das temperaturas superficiais, da mama ou do dorso feminino, utilizando os parâmetros termofísicos de referência apresentados na Tabela 4 ou na Tabela 5. Gerar um arquivo com as coordenadas de todos os pontos da superfície, da mama ou do fantoma, e suas respectivas temperaturas e um arquivo tipo *journal* (.jou), que contém todos os comandos da simulação realizada pelo FLUENTTM.
- No arquivo .jou substituir os valores de referência utilizados na simulação por marcadores.
- Na rotina *Optimizer.m*, incluir os valores da restrição da estimativa inicial e o vetor com as temperaturas da superfície, da mama ou do fantoma, obtidas através do mapeamento desenvolvido por Santos (2014). Parametrizar com o Método de Otimização escolhido, pois é através desta rotina que se inicia o processamento do problema de otimização.
- Iniciar a rotina *Optimizer.m*, usando a rotina *Processfile.m* para substituir os marcadores indicados no arquivo .jou pelos valores das variáveis de projeto fornecidos pela rotina *Optimizer.m*.
- Usar a rotina *Interface.m* para fazer a integração do otimizador com o *software* CFD, FLUENTTM. Nesta integração, a rotina inicializa o FLUENTTM automaticamente, que, por sua vez, realiza os cálculos numéricos utilizando os valores dos parâmetros disponíveis no arquivo .jou.
- Usar a rotina *Read.m* para obter o vetor das temperaturas da superfície, da mama ou do fantoma, calculadas numericamente pelo *software* CFD.
- Usar a rotina *function.m* para ler os valores do vetor das temperaturas da superfície da mama calculadas e faz a avaliação da função objetivo.

A Figura 21 apresenta o fluxograma para realizar a estimativa dos parâmetros termofísicos a partir do mapeamento das temperaturas da superfície da mama (incluindo as atividades para realização do mapeamento).

Figura 21 – Fluxograma usado para otimização dos parâmetros termofísicos a partir do mapeamento das temperaturas superficiais da mama.

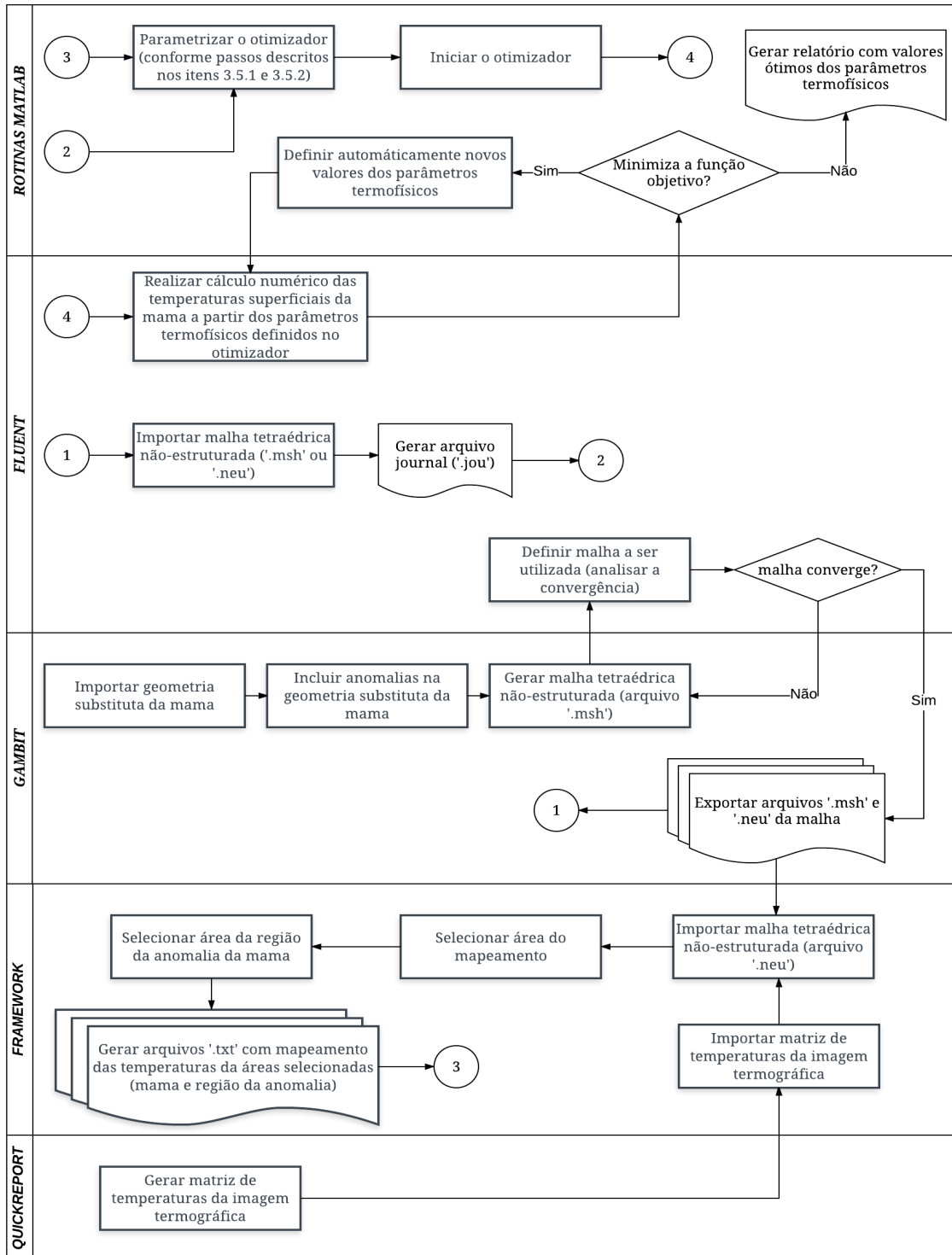


Tabela 5 – Propriedades termofísicas - Fantoma

Material	k (W/m°C)	ρ (kg/m³)	c (J/kg°C)
Borracha de Silicone	0,21	970	65,68
Ar	0,0242	1006,43	1,225
Tungstênio	174	19250	132

Fonte: BEZERRA, 2013.

O processo de otimização também foi realizado através da função *fmincon* do *Optimization Toolbox*TM do MATLAB[®] (R2010a) inserida na rotina *Optimizer.m* e parametrizada com o Método SQP.

4 CASOS ANALISADOS

Neste capítulo são apresentados os casos analisados e os resultados obtidos com o desenvolvimento e aplicação das metodologias citadas no Capítulo 3 do presente trabalho.

Com as imagens por infravermelho de uma paciente com fibroadenoma na mama esquerda, foram realizadas análises da influência do coeficiente convectivo e da temperatura ambiente na distribuição de temperaturas da mama. Também foi estimado o coeficiente convectivo de transferência de calor ótimo, que minimize o erro entre a temperatura máxima da imagem por infravermelho e a temperatura calculada numericamente.

Por fim, serão apresentados os resultados das estimativas dos parâmetros termofísicos de condutividade térmica e a perfusão sanguínea de tecido vivo, utilizando o mapeamento de temperaturas da superfície da mama. Foram analisados: um paciente com tumor maligno e o fantoma de um dorso feminino. Entretanto, para o caso da paciente, foram utilizadas duas diferentes malhas, uma desenvolvida para este trabalho e outra desenvolvida e utilizada por Bezerra (2013).

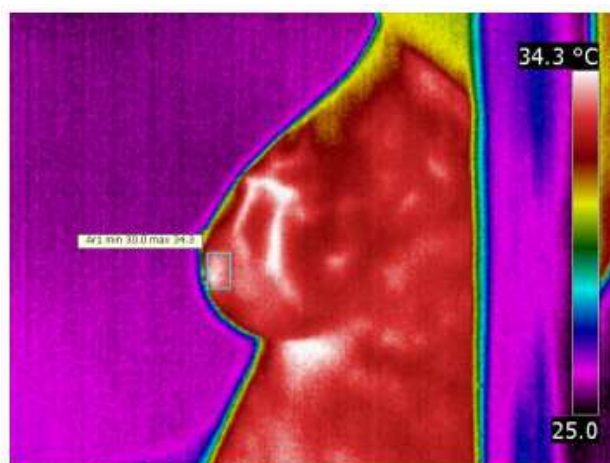
Todas as malhas deste trabalho e usadas para simulações computacionais são tetraédricas não-estruturadas.

4.1 PACIENTE COM FIBROADENOMA – PRONTUÁRIO #1844373-2

Paciente, de prontuário #1844373-2, tem 27 anos e foi diagnosticada com fibroadenoma no quadrante inferior externo (QIE) da mama esquerda, através de exame clínico, ultrassonografia, mamografia e biópsia. A anomalia da mama está localizada às 4 horas, possui 2,3 cm x 1,5 cm e está a 0,9cm de distância da superfície da pele, sendo representado por um cilindro, de base elíptica, com diâmetros de 2,3 cm e 1,5 cm e altura de 1,5 cm. As informações sobre a localização do nódulo foram retiradas de exame de ultrassom e foram utilizadas para inserir o cilindro na geometria da mama da paciente.

A temperatura máxima da superfície da mama está sobre a região acima do nódulo e foi medida pela imagem termográfica. Seu valor foi 34,3°C. Após a inclusão dos ajustes, devido ao erro sistemático da câmera, a temperatura máxima corrigida foi de 35,20°C.

Figura 22 – Imagem por infravermelho lateral da paciente de prontuário #1844373-2 com região do nódulo em destaque.



Fonte: BEZERRA, 2013.

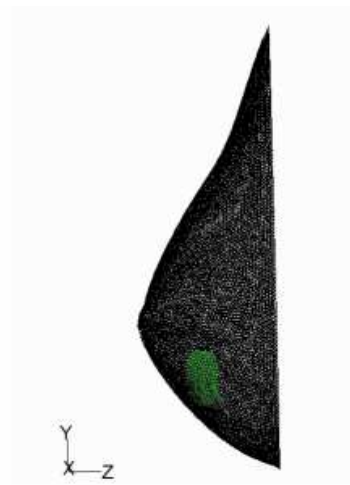
Para os cálculos dos perfis de temperatura:

- A geometria utilizada foi desenvolvida por Viana (2016).
- A malha não-estruturada e tetraédrica foi fornecida por Bezerra (2013). A mesma contém 138.447 nós, 782.716 células e 1.581.757 faces. A temperatura máxima simulada na região onde está localizado o nódulo foi 35,18°C.
 - Inicialmente, para análise da influência da temperatura ambiente e do coeficiente convectivo de transferência de calor sobre a distribuição de temperaturas na superfície da mama, foi realizada uma análise de sensibilidade. Foram realizadas simulações numéricas usando o FLUENTTM, alterando, isoladamente, os valores das variáveis citadas em 25% e 50% acima e abaixo dos valores de referência, como também com os valores de referência das variáveis.

Inicialmente, para análise da influência da temperatura ambiente e do coeficiente convectivo de transferência de calor sobre a distribuição de temperaturas na superfície da

mama, foi realizada uma análise de sensibilidade. Foram realizadas simulações numéricas usando o FLUENTTM, alterando, isoladamente, os valores das variáveis citadas em 25% e 50% acima e abaixo dos valores de referência, como também com os valores de referência das variáveis.

Figura 23 – Malha não-estruturada para paciente #1844373-2.



Fonte: BEZERRA, 2013.

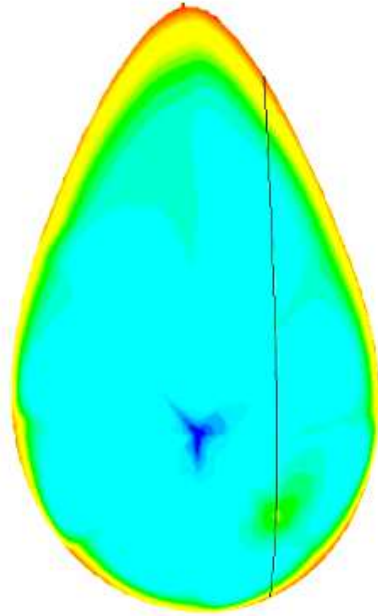
O valor de referência para o coeficiente convectivo de transferência de calor foi 13,5 W/m².°C e para a temperatura ambiente, 27°C.

Após cada simulação, foram gerados arquivos com as coordenadas e respectivas temperaturas da superfície da mama dos nós da curva apresentada na Figura 24.

Com base nos valores obtidos na simulação, foram gerados gráficos de transferência de calor (Figuras 25 e 26), onde foi possível verificar que há influência do coeficiente de transferência de calor por convecção, como também da temperatura externa nos perfis de temperaturas calculados. O ponto de temperatura máxima da curva onde está localizado tumor está indicado nos gráficos, através de uma linha vermelha paralela ao eixo “Temperaturas”.

Pode-se verificar na Figura 25, que ao aumentar o valor do coeficiente convectivo de transferência de calor, há uma redução das diferenças entre as temperaturas máximas e mínimas calculadas nas curvas da temperatura superficial da mama onde está localizado o tumor, ou seja, se durante a realização do exame for imposta uma elevada taxa de transferência de calor convectiva, as diferenças entre as temperaturas superficiais da mama serão minimizadas, dificultando a análise visual através das imagens por infravermelho.

Figura 24 – Curva sobre a distribuição de temperatura da mama da paciente #1844373-2.



Fonte: BEZERRA, 2013.

Figura 25 – Gráfico dos perfis de temperatura obtidos alterando-se os valores do coeficiente transferência de calor por convecção.

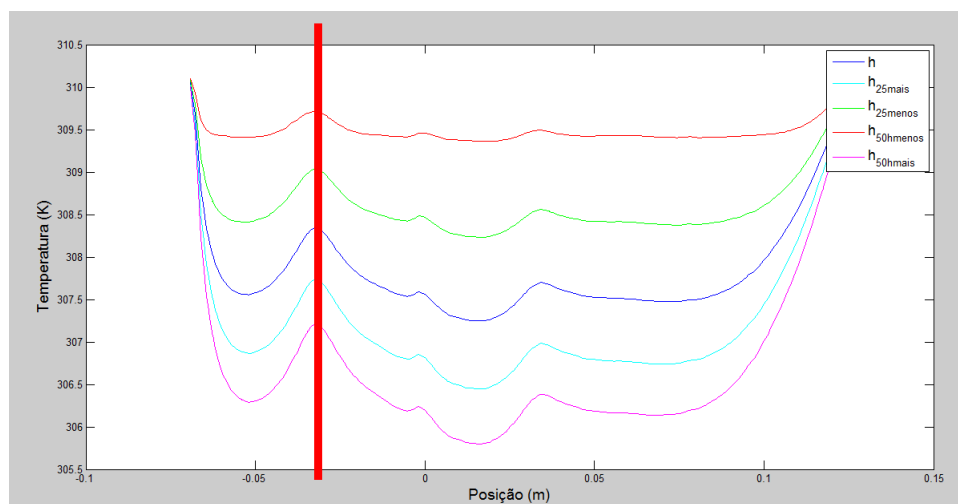
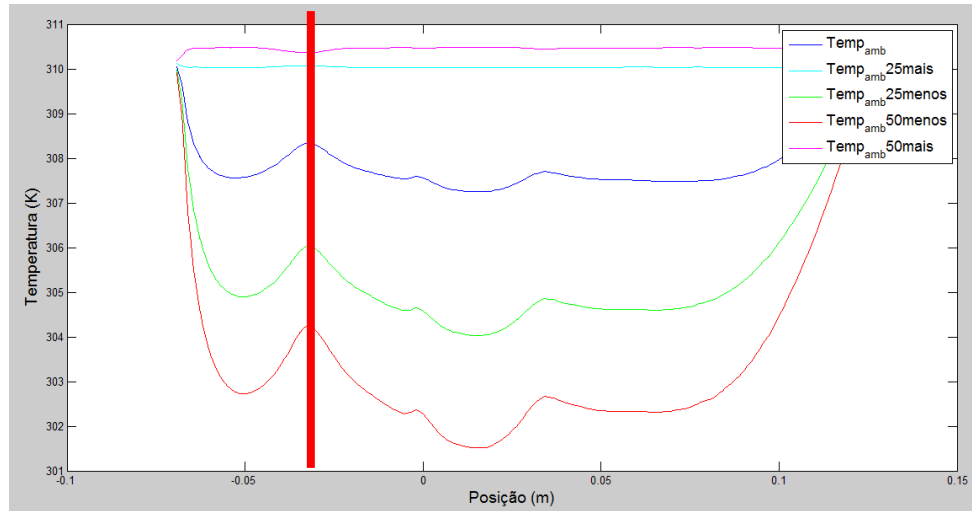


Figura 26 – Gráfico dos perfis de temperatura obtidos alterando-se os valores da temperatura ambiente.



Na Figura 26, verifica-se que aumentando o valor da temperatura ambiente, há uma redução na diferença entre os valores máximos e mínimos calculados nas curvas da temperatura superficial da mama onde está localizado o tumor. Existe, portanto, necessidade de controle da temperatura ambiente, uma vez a interpretação do exame se dá pelas diferenças de temperaturas na superfície da mama.

Conclui-se dos fatos acima, que é necessário o controle dos parâmetros termofísicos estudados durante a realização do exame, pois os mesmos influenciam os valores das temperaturas superficiais da mama.

Além da verificação da influência do coeficiente convectivo de transferência de calor e temperatura externa na distribuição de temperaturas superficiais da mama, foi realizada a estimativa dos mesmos parâmetros que minimizem a diferença entre a temperatura máxima calculada (na região do tumor) e a temperatura máxima obtida na imagem termográfica. A modelagem do problema de otimização tem como função objetivo a Equação 3.9, sujeitos às restrições a seguir:

Para estimar a temperatura ambiente ótima, os limites, inferior e superior utilizados, foram, respectivamente, 18°C e 40°C, ou seja:

$$18^{\circ}\text{C} \leq T_{amb} \leq 40^{\circ}\text{C} \quad (4.1)$$

Para estimar o coeficiente convectivo de transferência de calor ótimo, considerou-se que:

$$10 \text{ W/m}^2\text{°C} \leq h \leq 25 \text{ W/m}^2\text{°C} \quad (4.2)$$

A Tabela 6 apresenta os resultados das análises de estimativa de parâmetros ótimos, temperatura externa e coeficiente convectivo de transferência de calor.

Através da análise de sensibilidade foi verificado que é possível estimar as propriedades termofísicas de temperatura ambiente e coeficiente de convecção de transferência de calor e que os valores obtidos a partir das simulações possuem erros inferiores a 1,5%.

Tabela 6 – Comparativo das estimativas dos parâmetros termofísicos obtidos e valores de referência.

Parâmetro	Valor Estimado	Valor de Referência	Erro (%)
Temperatura Ambiente (°C)	27	27	0%
Coeficiente Convectivo de Transferência de Calor (W/m ² °C)	13,36	13,5	-1,04%

4.2 PACIENTE PORTADORA DE TUMOR MALIGNO – PRONTUÁRIO #1844369-4

Paciente possui um nódulo sólido na mama esquerda, diagnosticado como maligno, através de exame clínico, ultrassonografia, mamografia e biópsia. O tumor está localizado no quadrante superior externo (QSE), medindo 1,7 x 0,8 cm e situado a 1,6 cm de profundidade da pele. Sendo as seguintes condições coletadas na imagem termográfica da paciente:

Temperatura corporal da paciente: 36,8 °C;

Temperatura ambiente: 27,4 °C;

Umidade: 61 %;

Temperatura máxima da imagem termográfica da mama: 34,3°C;

Temperatura máxima corrigida da imagem termográfica da mama: 35,27°C.

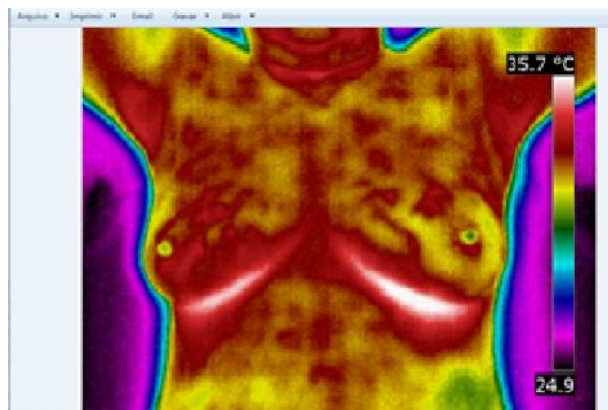
As condições de contorno e inicial utilizadas nesta paciente foram:

- Troca de calor por convecção entre a superfície da mama e o ambiente, com temperatura ambiente igual a 27,4 °C e coeficiente de convecção de transferência de calor de 13,5 W/m²°C.
- Temperatura prescrita igual a 37°C na região torácica.
- Temperatura inicial da mama igual a 37 °C.

O calor metabólico para as dimensões do nódulo foi obtido pelas Equações 3.2 e 3.3, e é igual a 25.848 W/m³.

Para o mapeamento foi usada a imagem por infravermelho frontal, Figura 27.

Figura 27 – Imagem por infravermelho frontal da paciente #1844369-4.



Fonte: SANTOS, 2014.

Validação Mapeamento

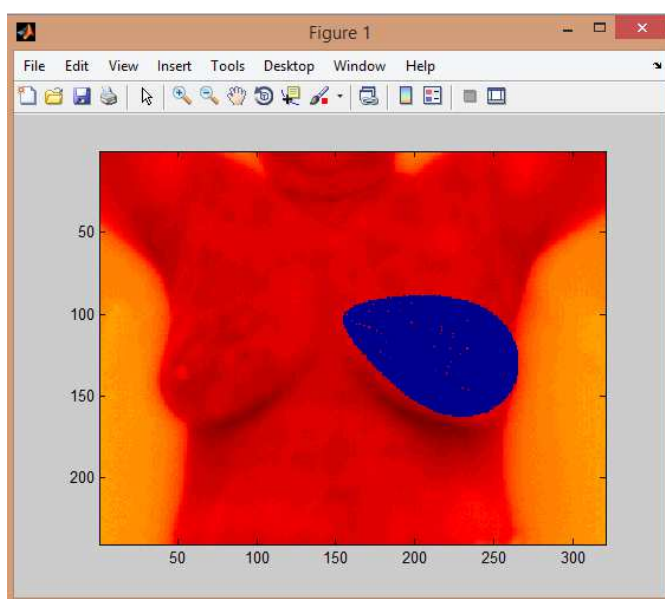
Em sua tese, Santos (2014), realizou a validação do mapeamento através da comparação das temperaturas mapeadas e simuladas, média, máxima e mínima, da área onde está localizado o tumor.

Visto que este trabalho utiliza todos os pontos obtidos pelo mapeamento, foi realizada a verificação da temperatura para cada nó da superfície, comparado as temperaturas calculadas numericamente e as mapeadas através do *framework* desenvolvido por Santos (2014).

Validação Mapeamento Frontal - Paciente #1844369-4

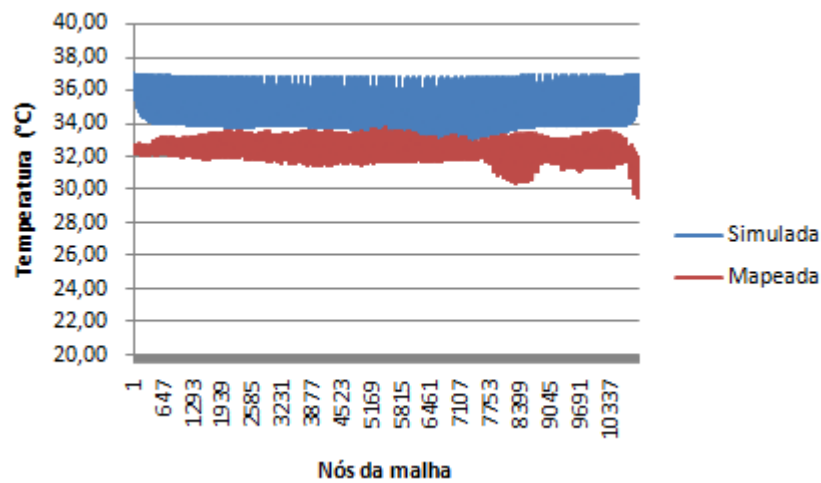
A malha utilizada para validação do mapeamento da paciente com tumor maligno foi a malha utilizada por Bezerra (2013) da mesma paciente para realizar as estimativas dos parâmetros termofísicos. Esta malha possui 10.973 nós pertencentes à superfície da mama. A área da mama esquerda utilizada para validação está apresentada no mapeamento da Figura 28.

Figura 28 – Mapeamento frontal para paciente.



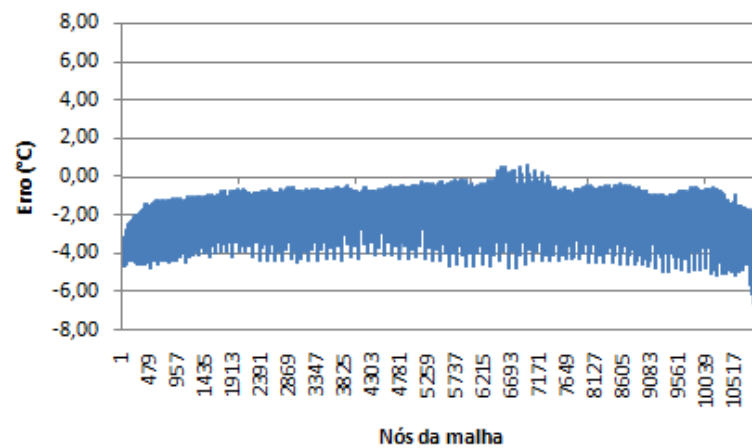
Os valores das temperaturas simuladas foram obtidos através do *software* CFD, FLUENTTM, utilizando a Equação da Biotransferência de Calor e os valores de referência dos parâmetros termofísicos. Os resultados das comparações entre as temperaturas podem ser verificados nos gráficos das Figuras 29 a 31.

Figura 29 – Gráfico das temperaturas superficiais em cada nó (simulada e mapeada).



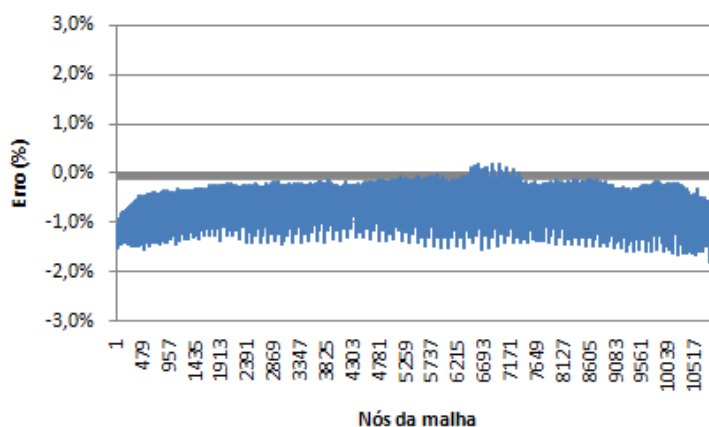
A média, para todos nós superficiais da malha, das temperaturas calculadas numericamente foi igual 34,32°C e das temperaturas mapeadas, 32,44°C. Isto representa um erro médio de -1,88°C para as temperaturas mapeadas. Observa-se na Figura 30 que em alguns dos nós, esse erro ultrapassa 4°C.

Figura 30 – Erro, em graus Celsius, da temperatura mapeada em relação à temperatura simulada em cada nó superficial da malha.



Os erros percentuais, Figura 31, possuem uma média de 0,6% para os nós superficiais da mama.

Figura 31 – Erro, percentual, da temperatura mapeada em relação à temperatura simulada em cada nó superficial da malha.



Não é possível comparar os valores desta validação com a realizada por Santos (2014), Tabela 7, uma vez que possuem valores de referência da condutividade térmica da mama diferentes para realização da simulação. Santos (2014) utilizou o valor da condutividade térmica da mama ajustado pela correlação devido à idade da paciente determinada por Bezerra (2013).

Tabela 7 – Validação Mapeamento Frontal de Santos (2014).

Variável	Simulada (°C)	Mapeada (°C)	Diferença (%)
T_{MAX}	35,29	34,74	1,56
T_{MED}	34,02	33,67	1,17
T_{MIN}	33,18	31,90	3,86

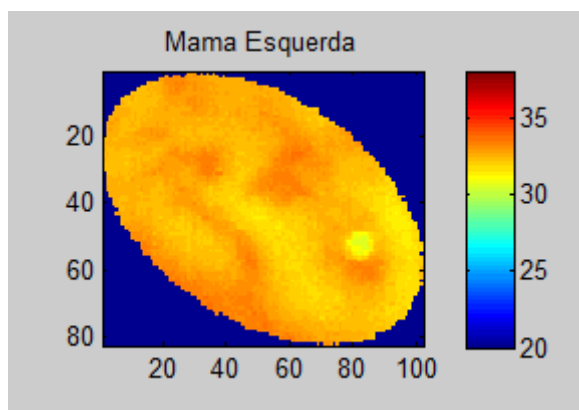
Fonte: SANTOS, 2014.

Entretanto, os erros percentuais, que foram tidos como satisfatórios, foram semelhantes aos da validação realizada neste trabalho.

Também foi realizada a validação do mapeamento para a Paciente #1844369-4 comparando os valores das temperaturas superficiais da mama obtidas no mapeamento com as temperaturas superficiais da mama obtidas pela imagem termográfica.

A partir da imagem termográfica, foi realizada a segmentação da imagem (Figura 32), a fim de se obter apenas os valores das temperaturas referentes aos *pixels* da mama esquerda da paciente.

Figura 32 – Segmentação da mama esquerda da Paciente #1844369-4.



Neste trabalho foi utilizada a segmentação manual desenvolvida na plataforma MATLAB[®] por Araújo (2014), na qual a partir da matriz de temperaturas da imagem termográfica é selecionada, manualmente, a região de interesse através de elementos elipsoidais. Após a determinação da região de interesse, despreza-se o restante da imagem inicial. Desta forma, tem-se a matriz de temperatura apenas da região selecionada (região de interesse).

A Tabela 8 apresenta os valores extraídos dos conjuntos de dados da imagem segmentada e do mapeamento. A coluna ‘Diferença’ apresenta o valor percentual da diferença do valor obtido através do mapeamento em relação ao valor obtido a partir da imagem termográfica segmentada.

Tabela 8 – Comparativo dos dados imagem termográfica versus mapeamento.

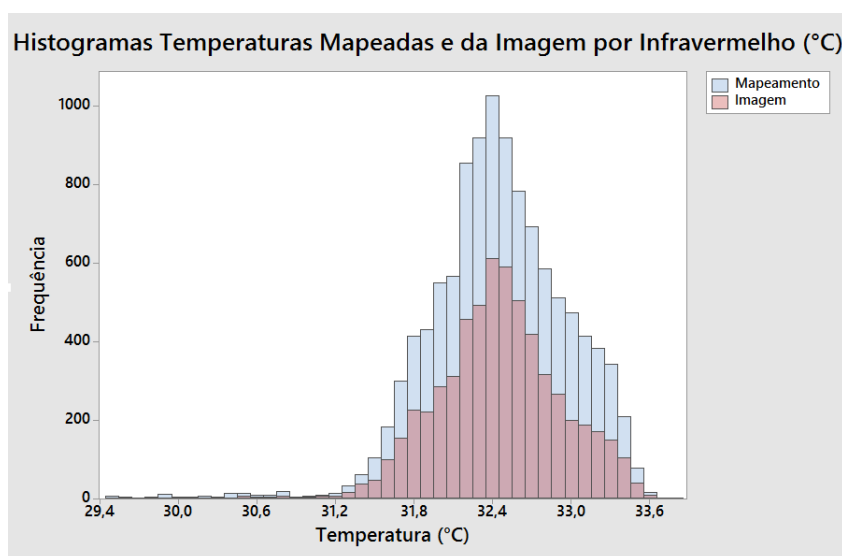
Variável	Imagem (°C)	Mapeada (°C)	Diferença (%)
T _{MAX}	33,77	33,77	0
T _{MED}	32,44	32,44	0
T _{MIN}	30,43	29,48	-3,12
Mediana	32,44	32,44	0
Desvio Padrão	0,4644	0,5157	11
Número de pontos	5942	10973	86,67

Na Figura 33, observa-se os histogramas (sobrepostos) das temperaturas mapeadas e das temperaturas obtidas a partir da imagem termográfica.

Pelos dados estatísticos expostos, Tabela 8, é possível observar que as duas amostras possuem o mesmo valor de média e mediana. Embora o desvio padrão da amostra das temperaturas mapeadas tenha um valor 11% maior que da amostra das temperaturas da imagem segmentada, na Figura 31, tem-se histogramas semelhantes. Esta diferença no desvio padrão pode ser ocasionada devido às áreas selecionadas não ser exatamente a mesma, visto que são diferentes programas (mapeamento e segmentação). A principal diferença entre os histogramas se dá pela quantidade de valores de cada amostra.

Conclui-se que o mapeamento realizado para a Paciente #1844369-4 neste trabalho pode ser utilizado para estimar parâmetros termofísicos.

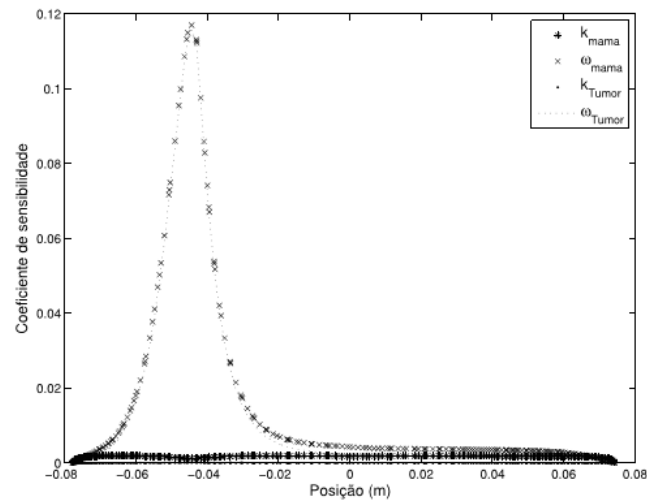
Figura 33 – Histogramas das temperaturas mapeadas e das temperaturas obtidas a partir da imagem por infravermelho.



Análise de Sensibilidade

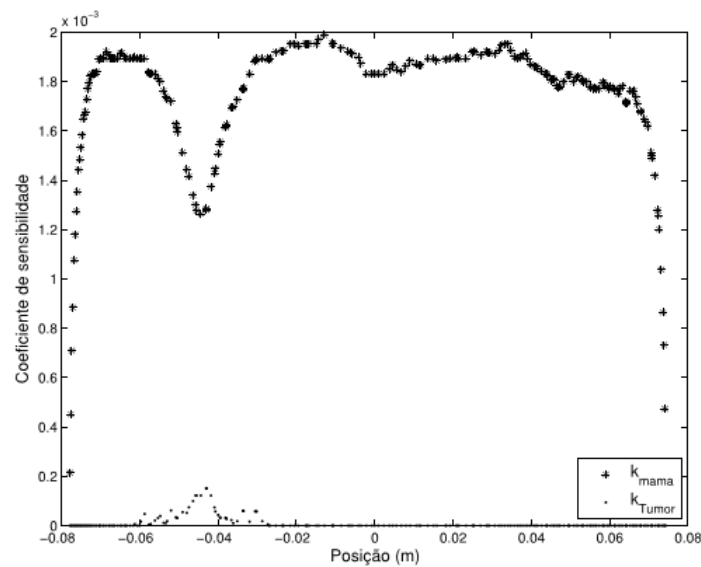
Para identificar que parâmetros poderiam ser estimados simultaneamente, foram utilizados os resultados da análise de sensibilidade realizados por Bezerra (2013). As Figuras 34 e 35 apresentam os gráficos dos coeficientes de sensibilidade para os parâmetros de condutividade térmica e perfusão sanguínea (mama e tumor).

Figura 34 – Análise de Sensibilidade da paciente #1844369-4.



Fonte: BEZERRA, 2013.

Figura 35 – Análise de Sensibilidade da paciente #1844369-4.



Fonte: BEZERRA, 2013.

Para a paciente em estudo, a análise de sensibilidade realizada por Bezerra (2013) tem como conclusões:

- Observa-se na Figura 34 que há dependência linear entre os coeficientes de perfusão sanguínea para os dois tecidos (mama e tumor), portanto, os parâmetros

de perfusão sanguínea para a mama e o tumor não podem ser estimados simultaneamente.

- Na Figura 35 tem-se que as condutividades térmicas da mama e do tumor são linearmente independentes, com isto, podem ser estimados simultaneamente.

4.2.1 Primeira Análise para a Paciente #1844369-4

Utilizando a geometria desenvolvida por Viana (2016) para a paciente em questão e com o tumor inserido por Bezerra (2013), foi realizada a análise de convergência, apresentada na Tabela 9. Para cada malha, gerada no pré-processador GAMBIT, foram realizadas simulações no FLUENTTM, com valores de referência de condutividade térmica e perfusão sanguínea, do tumor e da mama, conforme Tabela 4. Da matriz das temperaturas superficiais da mama obtidas através da simulação, foi identificado o máximo valor das temperaturas.

Tabela 9 – Análise de convergência.

Malha	Quantidade de nós (unidades)	Temperatura Máxima(°C)
A	165.052	35,63
B	172.855	35,65
C	318.145	36,10
D	450.484	36,21
E	565.665	36,429
F	701.743	36,42

O objetivo da análise de convergência é determinar a malha discretizada a ser utilizada. É preciso verificar a malha com menor número de nós para a qual a temperatura máxima esteja estabilizada. Neste caso, a malha escolhida foi a E. Entretanto, por limitações computacionais, não foi possível gerar o mapeamento com a Malha E, nem mesmo com a Malha D. Desta forma, a malha utilizada para determinar os parâmetros termofísicos ótimos, foi a Malha C.

Determinada a malha a ser utilizada, foi realizado o mapeamento frontal da mama esquerda gerando o arquivo texto ‘temperaturas frontais’. Este arquivo fornece as

temperaturas mapeadas e as coordenadas (x,y,z) de cada nó da malha. Antes de utilizar os valores das temperaturas superficiais no processo de otimização, ordenou-se a matriz conforme coordenadas do arquivo de saída da simulação, de forma que a comparação entre as temperaturas simulada e mapeada seja para o mesmo nó da malha.

Em seguida, foi criado o arquivo *journal* a ser utilizado no processo de otimização. Foram realizadas estimativas utilizando o Método SQP.

Os resultados foram disponibilizados nas Tabelas 10 a 20. Na coluna ‘Parâmetros do Otimizador’ tem-se as restrições laterais, inferior e superior, impostas no problema de otimização, bem como a estimativa inicial do parâmetro. As colunas ‘Resultado Mapeamento’ e ‘Resultado Temperatura Máxima’ apresenta os resultados estimados da variável em análise pelo otimizador, utilizando o Método SQP, a partir do mapeamento de temperaturas da superfície da mama e a partir da máxima temperatura superficial da região do tumor, respectivamente. A coluna ‘Erro 1’, refere-se à diferença percentual entre o valor obtido para o parâmetro estimado e o valor de referência para o mesmo (Equação 4.3). De forma semelhante, a coluna ‘Erro 2’ compara o resultado da estimativa utilizando as temperaturas superficiais mapeadas com o valor obtido por Bezerra (2013) para mesma paciente (Equação 4.4).

$$\text{Erro 1 (\%)} = \frac{(\text{Resultado Mapeamento} - \text{Valor Referência})}{\text{Valor Referência}} \times 100 \quad (4.3)$$

$$\text{Erro 2 (\%)} = \frac{(\text{Resultado Mapeamento} - \text{Resultado Temperatura Máxima})}{\text{Resultado Temperatura Máxima}} \times 100 \quad (4.4)$$

1. Estimativa da perfusão sanguínea da mama (P_1): o valor obtido foi igual ao da restrição lateral inferior do problema (Tabela 10).

Tabela 10 – Resultados da 1ª estimativa da Paciente #1844369-4 (Malha C).

Variável	Parâmetros do Otimizador			Valor Referência (s ⁻¹)	Resultado Mapeamento (s ⁻¹)	Erro 1 (%)	Resultado Temperatura Máxima (s ⁻¹) (Bezerra, 2013)	Erro 2 (%)
	Min	Max	Inicial					
P_1	0,00009	0,0003	0,0001	0,00018	0,00009	-50%	0,0001769	-49%

2. Estimativa da perfusão sanguínea da mama (P_1) com parâmetros do otimizador diferentes dos utilizados na estimativa 1: o valor obtido foi igual ao da restrição lateral inferior do problema (Tabela 11).

Tabela 11 – Resultados da 2ª estimativa da Paciente #1844369-4 (Malha C).

Variável	Parâmetros do Otimizador			Valor Referência (s ⁻¹)	Resultado Mapeamento (s ⁻¹)	Erro 1 (%)	Resultado Temperatura Máxima (s ⁻¹) (Bezerra, 2013)	Erro 2 (%)	Valor Função Objetivo (Mapeamento)
	Min	Max	Inicial						
P_1	9E-07	0,0003	0,0001	0,00018	0,0000009	-100%	0,0001769	-99,49%	9,15E+04

3. Estimativa da perfusão sanguínea o tumor (P_1): o valor obtido foi igual ao da restrição lateral superior do problema de otimização (Tabela 12).

Tabela 12 – Resultados da 3ª estimativa Paciente #1844369-4 (Malha C).

Variável	Parâmetros do Otimizador			Valor Referência (s ⁻¹)	Resultado Mapeamento (s ⁻¹)	Erro 1 (%)	Resultado Temperatura Máxima (s ⁻¹) (Bezerra, 2013)	Erro 2 (%)	Valor Função Objetivo (Mapeamento)
	Min	Max	Inicial						
P_1	0,0045	0,0135	0,007	0,009	0,0135	50%	0,009145	47,62%	1,15E+05

4. Estimativa da perfusão sanguínea o tumor (P_1): o resultado obtido foi diferente das restrições laterais utilizados no otimizador. Embora apresentado resultados diferentes da estimativa anterior, a função objetivo obteve o mesmo resultado (Tabela 13).

Tabela 13 – Resultados da 4ª estimativa Paciente #1844369-4 (Malha C).

Variável	Parâmetros do Otimizador			Valor Referência (s ⁻¹)	Resultado Mapeamento (s ⁻¹)	Erro 1 (%)	Resultado Temperatura Máxima (s ⁻¹) (Bezerra, 2013)	Erro 2 (%)	Valor Função Objetivo (Mapeamento)
	Min	Max	Inicial						
P_1	0,0045	0,9	0,007	0,009	0,2002	2124%	0,009145	2089,17%	1,15E+05

5. Estimativa da condutividade térmica da mama (P_1): o valor obtido foi igual ao da restrição lateral inferior do problema (Tabela 14).

Tabela 14 – Resultados da 5ª estimativa da Paciente #1844369-4 (Malha C).

Variável	Parâmetros do Otimizador			Valor Referência (W/m°C)	Resultado Mapeamento (W/m°C)	Erro 1 (%)	Resultado Temperatura Máxima (W/m°C) (Bezerra, 2013)	Erro 2 (%)
	Min	Max	Inicial					
P_1	0,24	0,72	0,55	0,48	0,24	-50%	0,4672	-48,63%

6. Estimativa da condutividade térmica da mama (P_1): o valor obtido foi diferente da restrição lateral, inferior e superior, do problema de otimização (Tabela 15).

Tabela 15 – Resultados da 6ª estimativa da Paciente #1844369-4 (Malha C).

Variável	Parâmetros do Otimizador			Valor Referência (W/m°C)	Resultado Mapeamento (W/m°C)	Erro 1 (%)	Resultado Temperatura Máxima (W/m°C) (Bezerra, 2013)	Erro 2 (%)	Valor Função Objetivo (Mapeamento)
	Min	Max	Inicial						
P_1	0,001	0,72	0,55	0,48	0,204	-58%	0,4672	-56,34%	5,76E+04

7. Estimativa da condutividade térmica do tumor (P_1): o valor obtido foi igual ao da restrição lateral inferior do problema (Tabela 16).

Tabela 16 – Resultados da 7ª estimativa da Paciente #1844369-4 (Malha C).

Variável	Parâmetros do Otimizador			Valor Referência (W/m°C)	Resultado Mapeamento (W/m°C)	Erro 1 (%)	Resultado Temperatura Máxima (W/m°C) (Bezerra, 2013)	Erro 2 (%)	Valor Função Objetivo (Mapeamento)
	Min	Max	Inicial						
P_1	0,24	0,72	0,55	0,48	0,24	-50%	0,6143	-60,93%	1,14E+05

8. Estimativa da condutividade térmica do tumor (P_1): o valor estimado foi igual ao da restrição lateral inferior do problema (Tabela 17).

Tabela 17 – Resultados da 8ª estimativa da Paciente #1844369-4 (Malha C).

Variável	Parâmetros do Otimizador			Valor Referência (W/m°C)	Resultado Mapeamento (W/m°C)	Erro 1 (%)	Resultado Temperatura Máxima (W/m°C) (Bezerra, 2013)	Erro 2 (%)	Valor Função Objetivo (Mapeamento)
	Min	Max	Inicial						
P_1	0,001	0,11	0,01	0,48	0,001	-100%	0,6143	-99,84%	1,14E+05

9. Estimativa da condutividade térmica do tumor (P_1): o valor obtido foi igual ao da restrição lateral inferior do problema. Embora as Estimativas 7, 8 e 9 tenham resultados diferentes, com diferentes parâmetros para o otimizador, a função objetivo apresentou o mesmo resultado (Tabela 18).

Tabela 18 – Resultados da 9ª estimativa da Paciente #1844369-4 (Malha C).

Variável	Parâmetros do Otimizador			Valor Referência (W/m°C)	Resultado Mapeamento (W/m°C)	Erro 1 (%)	Resultado Temperatura Máxima (W/m°C) (Bezerra, 2013)	Erro 2 (%)	Valor Função Objetivo (Mapeamento)
	Min	Max	Inicial						
P_1	0,001	0,11	0,01	0,48	0,001	-100%	0,6143	-99,84%	1,14E+05

10. Estimativa simultânea da condutividade térmica da mama (P_1) e do tumor (P_2): os valores obtidos para as duas variáveis foram iguais e idênticos à estimativa inicial utilizada para o processo de otimização (Tabela 19).

Tabela 19 – Resultados da 10ª estimativa da Paciente #1844369-4 (Malha C).

Variável	Parâmetros do Otimizador			Valor Referência (W/m°C)	Resultado Mapeamento (W/m°C)	Erro 1 (%)	Resultado Temperatura Máxima (W/m°C) (Bezerra, 2013)	Erro 2 (%)	Valor Função Objetivo (Mapeamento)
	Min	Max	Inicial						
P_1	0,19	0,55	0,5	0,48	0,5	4%	0,4672	7,02%	5,77E+04
P_2	0,24	0,55	0,5	0,48	0,5	4%	0,6143	-18,61%	

11. Estimativa simultânea da condutividade térmica da mama (P_1) e do tumor (P_2): o valor obtido para a segunda variável obteve valor idêntico ao da estimativa inicial utilizada para o processo de otimização. Embora, as Estimativas 10 e 11 apresentem resultados distintos para as variáveis, o resultado da função objetivo foi idêntico (Tabela 20).

Tabela 20 – Resultados da 11ª estimativa da Paciente #1844369-4 (Malha C).

Variável	Parâmetros do Otimizador			Valor Referência (W/m°C)	Resultado Mapeamento (W/m°C)	Erro 1 (%)	Resultado Temperatura Máxima (W/m°C) (Bezerra, 2013)	Erro 2 (%)	Valor Função Objetivo (Mapeamento)
	Min	Max	Inicial						
P_1	0,15	0,6	0,25	0,48	0,2054	-57%	0,4672	-56,04%	5,77E+04
P_2	0,15	0,6	0,25	0,48	0,25	-48%	0,6143	-59,30%	

A partir da observação dos dados, foi identificado que as variáveis, quando impostas a diferentes restrições no processo de otimização, apresentaram valores distintos, embora, em alguns casos, a função objetivo tenha obtido o mesmo resultado. Desta forma, não podemos afirmar que os valores estimados são os mínimos globais para o problema de otimização (utilizando o método de programação matemática SQP) .

Os valores estimados para os parâmetros termofísicos quando comparados com os valores de referência, apresentaram erros elevados, portanto não foram considerados como resultados satisfatórios.

4.2.2 Segunda Análise para a Paciente #1844369-4

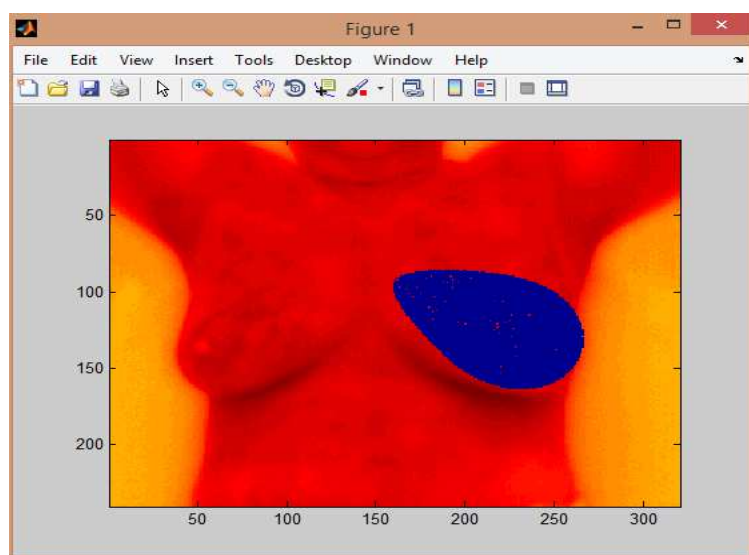
Visto que os resultados obtidos, apresentados no item anterior, apresentaram erros elevados quando comparados com os resultados obtidos por Bezerra (2013), também foi realizado o mapeamento e o processo de otimização com a mesma malha utilizada para comparação utilizando o ponto de máxima temperatura na região do tumor. Na Tabela 21, apresenta-se a comparação entre a Malha C e a malha utilizada por Bezerra (2013) para a mesma paciente.

Tabela 21 – Comparativo entre malhas utilizadas.

Malha	Quantidade de nós (unidades)	Quantidade de células (unidades)	Quantidade de faces (unidades)	Temperatura Convergência (°C)
C	318.145	1.835.551	3.696.782	36,1°C
Bezerra (2013)	162.231	925.390	1.867.273	35,3°C

Na Figura 36 observa-se a área do mapeamento realizado para segunda análise da paciente #1844369-4.

Figura 36 – Mapeamento segunda análise da paciente #1844369-4.



Os resultados da segunda análise podem ser observados nas Tabelas 22 a 28.

1. Estimativa da perfusão sanguínea da mama (P_1): o valor estimado apresentou elevado percentual de erro em relação ao valor de referência (Tabela 22).

Tabela 22– Resultados da 1ª estimativa da segunda análise para a Paciente #1844369-4.

Variável	Parâmetros do Otimizador			Valor Referência (s ⁻¹)	Resultado Mapeamento (s ⁻¹)	Erro 1 (%)	Resultado Temperatura Máxima (s ⁻¹) (Bezerra, 2013)	Erro 2 (%)	Valor Função Objetivo (Mapeamento)
	Min	Max	Inicial						
P_1	0,000045	0,005	0,0005	0,00018	0,0011	511%	0,0001769	522%	6,80E+04

2. Estimativa da perfusão sanguínea da mama (P_1): o valor estimado apresentou valor igual ao limite lateral inferior utilizado na parametrização do otimizador (Tabela 23).

Tabela 23 – Resultados da 2ª estimativa da segunda análise para a Paciente #1844369-4.

Variável	Parâmetros do Otimizador			Valor Referência (s ⁻¹)	Resultado Mapeamento (s ⁻¹)	Erro 1 (%)	Resultado Temperatura Máxima (s ⁻¹) (Bezerra, 2013)	Erro 2 (%)	Valor Função Objetivo (Mapeamento)
	Min	Max	Inicial						
P_1	0,0045	0,9	0,007	0,00018	0,0045	2400%	0,0001769	2444%	6,78E+04

3. Estimativa da perfusão sanguínea do tumor (P_1): o valor estimado apresentou valor igual ao limite lateral inferior utilizado na parametrização do otimizador (Tabela 24).

Tabela 24 – Resultados da 3ª estimativa da segunda análise para a Paciente #1844369-4.

Variável	Parâmetros do Otimizador			Valor Referência (s ⁻¹)	Resultado Mapeamento (s ⁻¹)	Erro 1 (%)	Resultado Temperatura Máxima (s ⁻¹)	Erro 2 (%)	Valor Função Objetivo (Mapeamento)
	Min	Max	Inicial						
P_1	0,00009	0,009	0,0003	0,009	0,00009	-99%	0,009145	-99%	6,39E+04

4. Estimativa da perfusão sanguínea do tumor (P_1): o valor estimado obteve alto erro percentual em relação ao valor de referência do parâmetro (Tabela 25).

Tabela 25 – Resultados da 4ª estimativa da segunda análise para a Paciente #1844369-4.

Variável	Parâmetros do Otimizador			Valor Referência (s ⁻¹)	Resultado Mapeamento (s ⁻¹)	Erro 1 (%)	Resultado Temperatura Máxima (s ⁻¹) (Bezerra, 2013)	Erro 2 (%)	Valor Função Objetivo (Mapeamento)
	Min	Max	Inicial						
P_1	9E-07	0,0027	0,0001	0,009	0,000025453	-100%	0,009145	-100%	6,23E+04

5. Estimativa simultânea da condutividade térmica da mama (P_1) e do tumor (P_2): o valor estimado para segunda variável apresentou resultado igual a estimativa inicial da mesma (Tabela 26).

Tabela 26 – Resultados da 5ª estimativa da segunda análise para a Paciente #1844369-4.

Variável	Parâmetros do Otimizador			Valor Referência (W/m°C)	Resultado Mapeamento (W/m°C)	Erro 1 (%)	Resultado Temperatura Máxima (W/m°C) (Bezerra, 2013)	Erro 2 (%)	Valor Função Objetivo (Mapeamento)
	Min	Max	Inicial						
P_1	0,24	0,72	0,55	0,48	0,2906	-39%	0,4672	-38%	5,86E+07
P_2	0,24	0,72	0,55	0,48	0,55	15%	0,6143	-10%	

6. Estimativa simultânea da condutividade térmica da mama (P_1) e do tumor (P_2): o valor estimado para segunda variável apresentou resultado igual a estimativa inicial da mesma (Tabela 27).

Tabela 27 – Resultados da 6ª estimativa da segunda análise para a Paciente #1844369-4.

Variável	Parâmetros do Otimizador			Valor Referência (W/m°C)	Resultado Mapeamento (W/m°C)	Erro 1 (%)	Resultado Temperatura Máxima (W/m°C) (Bezerra, 2013)	Erro 2 (%)	Valor Função Objetivo (Mapeamento)
	Min	Max	Inicial						
P_1	0,24	0,72	0,25	0,48	0,2896	-40%	0,4672	-38%	5,86E+07
P_2	0,24	0,72	0,25	0,48	0,25	-48%	0,6143	-59%	

7. Estimativa simultânea da condutividade térmica da mama (P_1) e do tumor (P_2): o valor estimado para segunda variável continuou apresentando resultado igual a estimativa inicial da mesma. Os resultados foram semelhantes ao da sexta estimativa, cujos limites inferior e superior do otimizador eram diferentes. As estimativas 5, 6 e 7 obtiveram o mesmo resultado para a função objetivo (Tabela 28).

Tabela 28 – Resultados da 7ª estimativa da segunda análise para a Paciente #1844369-4.

Variável	Parâmetros do Otimizador			Valor Referência (W/m°C)	Resultado Mapeamento (W/m°C)	Erro 1 (%)	Resultado Temperatura Máxima (W/m°C) (Bezerra, 2013)	Erro 2 (%)	Valor Função Objetivo (Mapeamento)
	Min	Max	Inicial						
P ₁	0,15	0,65	0,25	0,48	0,2893	-40%	0,4672	-38%	5,86E+07
P ₂	0,15	0,65	0,25	0,48	0,25	-48%	0,6143	-59%	

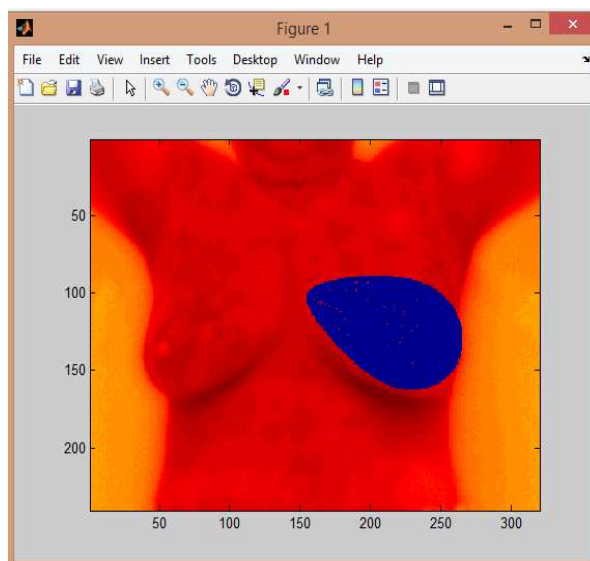
Os resultados com a malha utilizada por Bezerra (2013), apresentaram o mesmo comportamento quando usada a Malha C, ou seja, quando as restrições para estimativa dos parâmetros termofísicos foram alteradas, os resultados eram iguais ao limite inferior ou superior. Quando avaliado simultaneamente, em alguns casos, a segunda variável foi igual ao valor da estimativa inicial e o resultado do primeiro parâmetro obteve resultados diferentes de acordo com as restrições impostas. Nos casos em que os resultados não foram iguais aos limites impostos no problema de otimização, os erros em relações ao valor de referência foram elevados, sendo dado como resultado insatisfatório.

Assim como na análise anterior para Paciente #1844369-4, não foi possível garantir que os resultados obtidos representem o mínimo global para o problema de otimização modelado.

4.2.2 Terceira Análise para a Paciente #1844369-4

Uma terceira análise foi realizada com a paciente diagnosticada com tumor maligno. Nesta, foi realizado um novo mapeamento, Figura 37, com a malha utilizada na análise do Item 4.2.1. Neste, o mapeamento foi deslocado em direção ao centro do tórax da paciente, de forma a reduzir a área não pertencente à mama.

Figura 37 – Mapeamento da terceira análise da paciente #1844369-4.



Os resultados obtidos estão apresentados nas Tabelas 29 a 33.

1. Estimativa da perfusão sanguínea da mama (P_1): o valor estimado apresentou valor igual a restrição lateral inferior utilizado na parametrização do otimizador (Tabela 29).

Tabela 29 – Resultados da 1ª estimativa da terceira análise para a Paciente #1844369-4.

Variável	Parâmetros do Otimizador			Valor Referência (s^{-1})	Resultado Mapeamento (s^{-1})	Erro 1 (%)	Resultado Temperatura Máxima (s^{-1}) (Bezerra, 2013)	Erro 2 (%)	Valor Função Objetivo (Mapeamento)
	Min	Max	Inicial						
P_1	4,5E-05	0,005	0,0005	0,00018	0,000045	-75%	0,0001769	-75%	6,25E+04

2. Estimativa da perfusão sanguínea da mama (P_1): o valor estimado apresentou elevado erro percentual em relação ao valor de referência para variável (Tabela 30).

Tabela 30 – Resultados da 2ª estimativa da terceira análise para a Paciente #1844369-4.

Variável	Parâmetros do Otimizador			Valor Referência (s ⁻¹)	Resultado Mapeamento (s ⁻¹)	Erro 1 (%)	Resultado Temperatura Máxima (s ⁻¹) (Bezerra, 2013)	Erro 2 (%)	Valor Função Objetivo (Mapeamento)
	Min	Max	Inicial						
P ₁	1E-06	0,005	0,0005	0,00018	2,6003E-05	-86%	0,0001769	-85%	6,23E+04

3. Estimativa da perfusão sanguínea do tumor (P₁): o valor estimado apresentou elevado erro percentual em relação ao valor de referência para variável (Tabela 31).

Tabela 31 – Resultados da 3ª estimativa da terceira análise para a Paciente #1844369-4.

Variável	Parâmetros do Otimizador			Valor Referência (s ⁻¹)	Resultado Mapeamento (s ⁻¹)	Erro 1 (%)	Resultado Temperatura Máxima (s ⁻¹) (Bezerra, 2013)	Erro 2 (%)	Valor Função Objetivo (Mapeamento)
	Min	Max	Inicial						
P ₁	9E-07	0,0027	0,0001	0,009	0,00002515	-100%	0,009145	-100%	6,23E+04

4. Estimativa da simultânea da condutividade térmica da mama (P₁) e do tumor (P₂): o valor estimado para a segunda variável obteve valor igual ao da estimativa inicial inserida no otimizador (Tabela 32).

Tabela 32 – Resultados da 4ª estimativa da terceira análise para a Paciente #1844369-4.

Variável	Parâmetros do Otimizador			Valor Referência (W/m°C)	Resultado Mapeamento (W/m°C)	Erro 1 (%)	Resultado Temperatura Máxima (W/m°C) (Bezerra, 2013)	Erro 2 (%)	Valor Função Objetivo (Mapeamento)
	Min	Max	Inicial						
P ₁	0,24	0,72	0,25	0,48	0,2893	-40%	0,4672	-38%	5,86E+04
P ₂	0,24	0,72	0,25	0,48	0,25	-48%	0,6143	-59%	

5. Estimativa da simultânea da condutividade térmica da mama (P_1) e do tumor (P_2): o valor estimado para a segunda variável também obteve valor igual ao da estimativa inicial inserida no otimizador. O resultado da função objetivo foi igual para as Estimativas 4 e 5 (Tabela 33).

Tabela 33 – Resultados da 5ª estimativa da terceira análise para a Paciente #1844369-4.

Variável	Parâmetros do Otimizador			Valor Referência (W/m°C)	Resultado Mapeamento (W/m°C)	Erro 1 (%)	Resultado Temperatura Máxima (W/m°C) (Bezerra, 2013)	Erro 2 (%)	Valor Função Objetivo (Mapeamento)
	Min	Max	Inicial						
P_1	0,24	0,72	0,55	0,48	0,2896	-40%	0,4672	-38%	5,86E+04
P_2	0,24	0,72	0,55	0,48	0,55	15%	0,6143	-10%	

Os resultados continuaram apresentando comportamento semelhante aos das análises anteriores para a mesma paciente. Desta forma, podemos concluir os resultados apresentados para a Paciente #1844369-4, utilizando um método de programação matemática- Método SQP- no problema de otimização modelado, não fornece o mínimo global na estimativa de parâmetros termofísicos da mama a partir do mapeamento das temperaturas superficiais da mama, como também apresentaram erros elevados em relação aos valores de referência dos parâmetros em estudo.

Análise de Sensibilidade (Quatro Curvas)

Após os resultados insatisfatórios obtidos nas estimativas utilizando o Método SQP, foram realizadas novas análises de sensibilidade. Nestas, foram utilizadas curvas da superfície da mama diferentes da utilizada para as análises de sensibilidade realizadas por Bezerra (2013) e que foi considerada anteriormente nesta dissertação para avaliar a possibilidade de estimar parâmetros termofísicos.

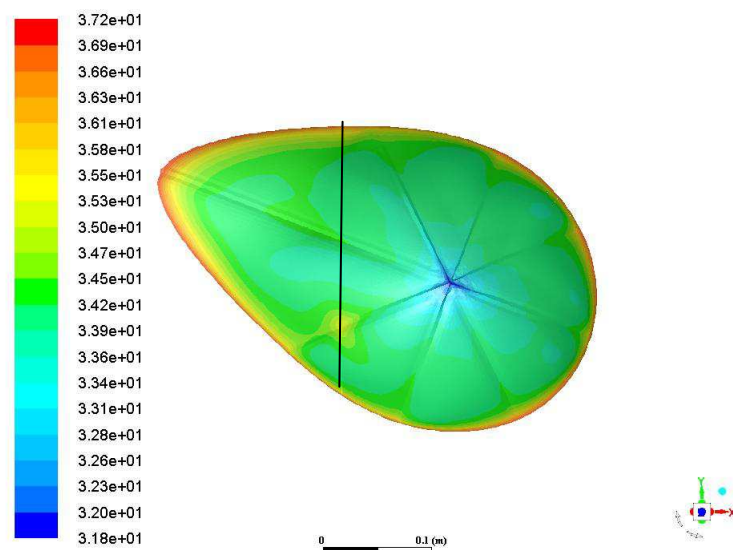
Então, foram utilizadas quatro curvas distintas da superfície da mama da Paciente #1844369-4. Para cada curva, foram realizadas simulações numéricas no *software* FLUENTTM, utilizando a Equação da Biotransferência de Calor com valores de referência dos

parâmetros termofísicos (condutividade térmica da mama e do tumor e perfusão sanguínea da mama e do tumor) e com pequena perturbação desses mesmos parâmetros.

A partir das distribuições de temperaturas das curvas obtidas pelas simulações, aplicou-se o Método das Diferenças Finitas para determinação dos coeficientes de sensibilidade de cada parâmetro para cada curva.

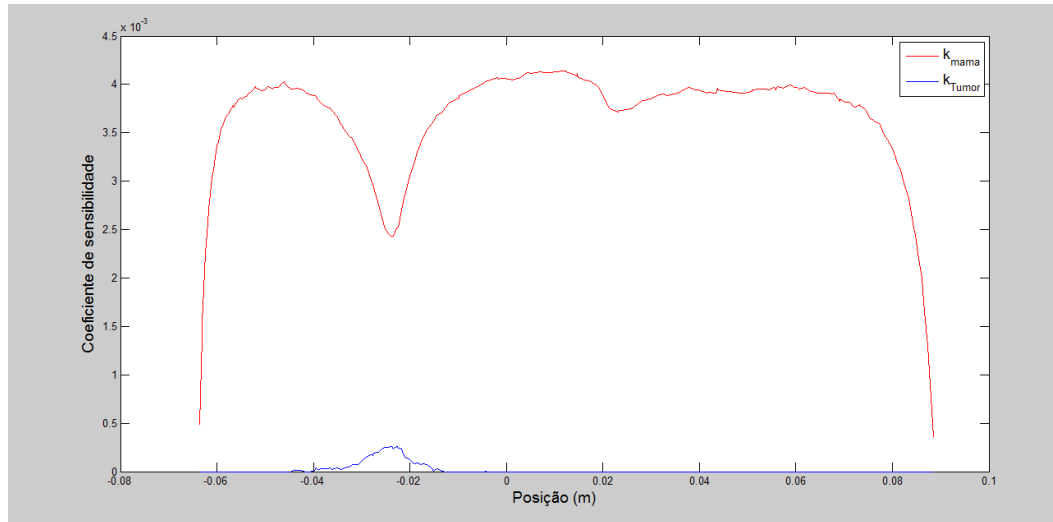
A Figura 38 apresenta geometria da mama com a Curva 1 em destaque. Nesta curva os valores da coordenada 'x' são iguais e há variação nos valores das coordenadas 'y'. Nas Figuras 39 e 40, tem-se os gráficos com os valores dos coeficientes de sensibilidade obtidos.

Figura 38 – Curva 1.



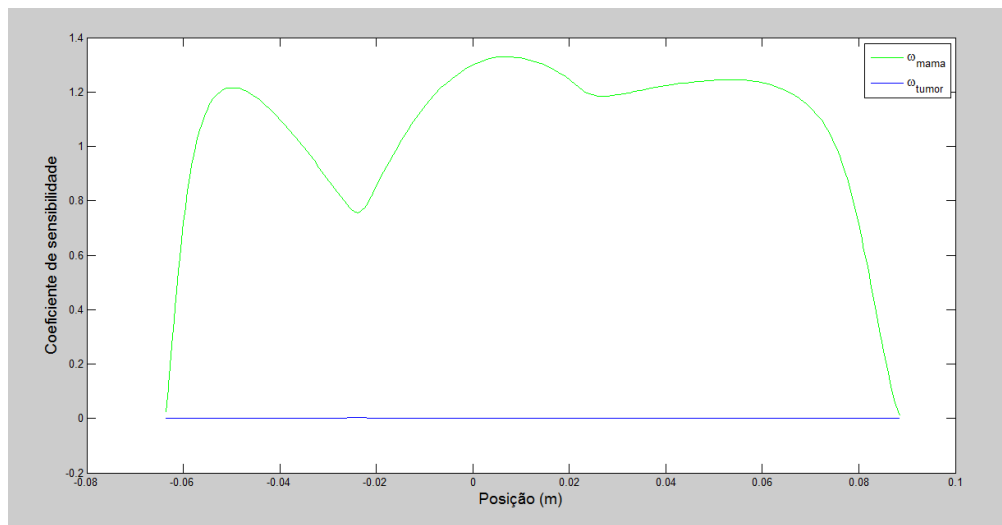
Observa-se na Figura 39 que os coeficientes de sensibilidade para a condutividade térmica da mama apresentaram valores diferentes de zero. Entretanto, os coeficientes de sensibilidade para a condutividade térmica do tumor apresentaram diversos valores iguais a zero.

Figura 39 – Gráfico coeficiente de sensibilidade versus coordenada 'y' da Curva 1 – condutividade térmica da mama e do tumor.



Na Figura 40, tem-se que os coeficientes de sensibilidade da perfusão sanguínea da mama apresentaram valores diferentes de zero. Entretanto, os coeficientes de sensibilidade para a perfusão sanguínea do tumor foram iguais a zero em todos os nós da curva em análise.

Figura 40 – Gráfico coeficiente de sensibilidade versus coordenada 'y' da Curva 1 – perfusão sanguínea da mama e do tumor.



A Curva 2, Figura 41, também tem os valores da coordenada 'x' iguais e há variação nos valores das coordenadas 'y'. Nas figuras 42 e 43, verifica-se que os coeficientes de sensibilidade para condutividade térmica e perfusão sanguínea da mama resultaram em valores diferentes de zero. Os valores dos coeficientes de sensibilidade para a perfusão sanguínea da mama e do tumor foram iguais a zero, para todos os pontos da Curva 2.

Figura 41 – Curva 2.

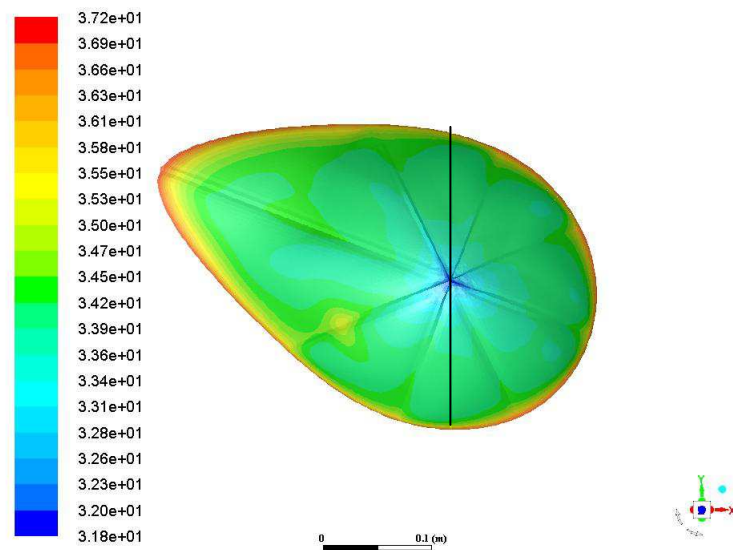


Figura 42 – Gráfico coeficiente de sensibilidade versus coordenada 'y' da Curva 2 – condutividade térmica da mama e do tumor.

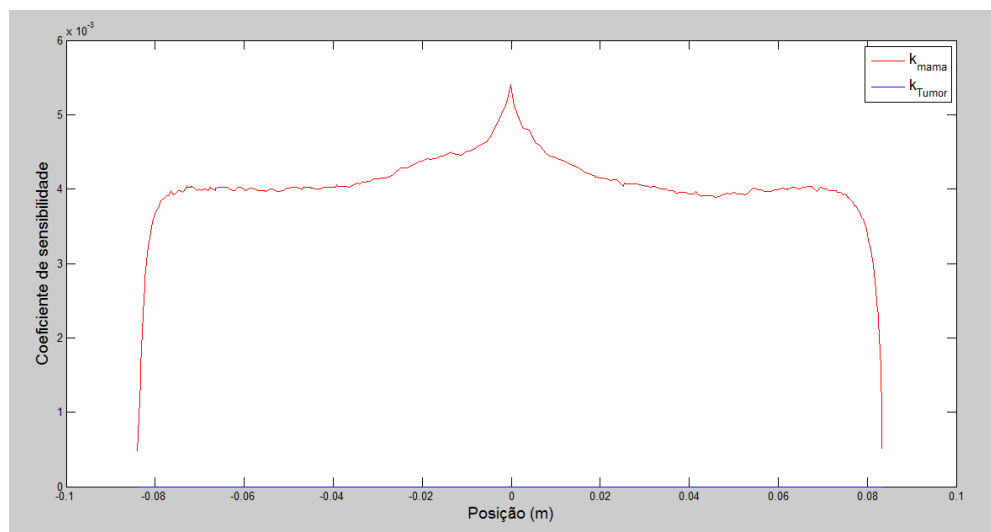
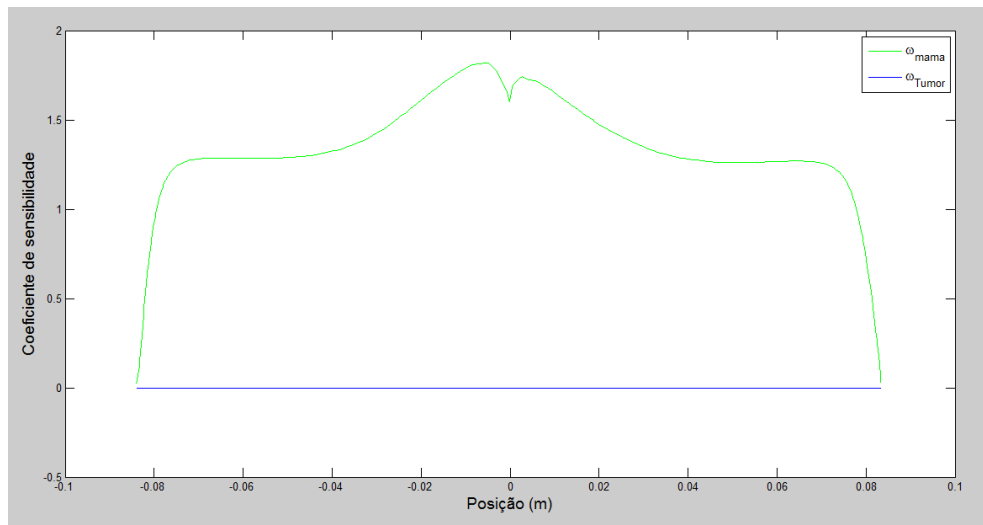


Figura 43 – Gráfico coeficiente de sensibilidade versus coordenada ‘y’ da Curva 2 – perfusão sanguínea da mama e do tumor.



A Curva 3, Figura 44 os valores da coordenada ‘y’ são mantidos iguais e há variação nos valores das coordenadas ‘x’.

Verifica-se nas Figuras 45 e 46 que valores do coeficiente de sensibilidade para a condutividade térmica do tumor são diferentes de zero na região do tumor, porém é igual a zero nos demais pontos. Os valores dos coeficientes de sensibilidade para a perfusão sanguínea do tumor são iguais a zero para todos os nós da Curva 3.

Figura 44 – Curva 3.

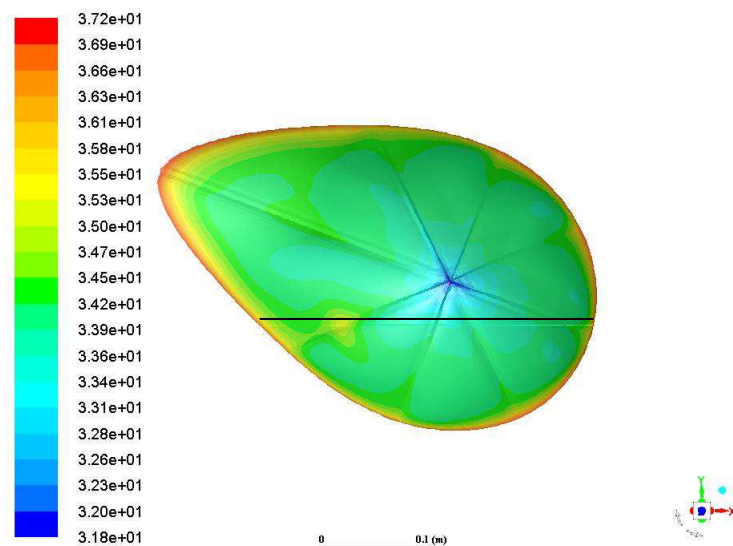


Figura 45 – Gráfico coeficiente de sensibilidade versus coordenada 'x' da Curva 3 – condutividade térmica da mama e do tumor.

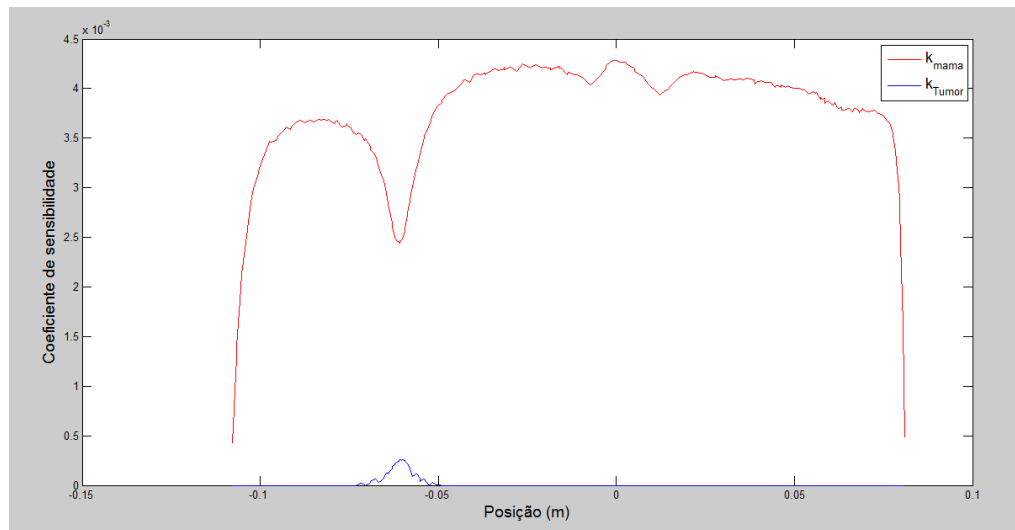
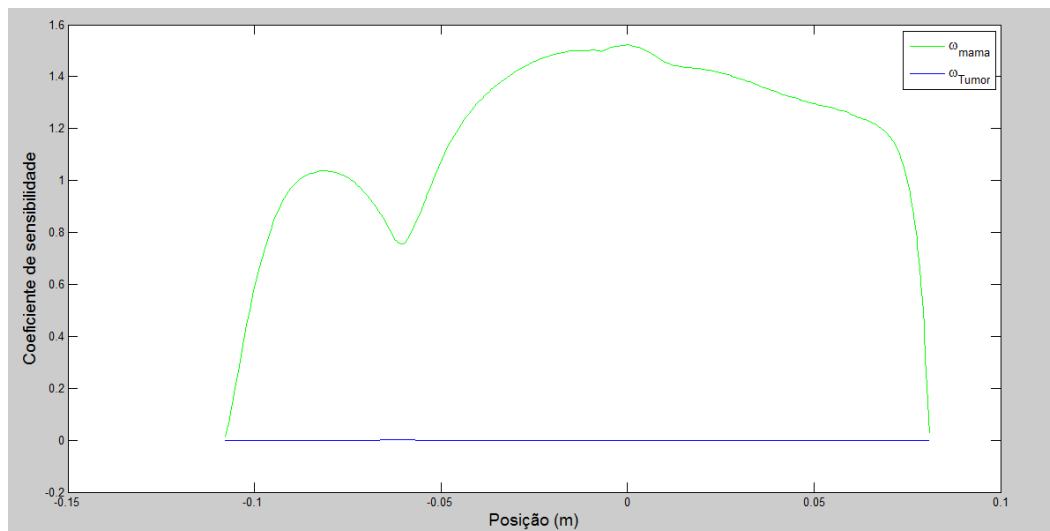


Figura 46 – Gráfico coeficiente de sensibilidade versus coordenada 'x' da Curva 3 – perfusão sanguínea da mama e do tumor.



A Curva 4, Figura 47, os valores da coordenada 'y' são mantidos iguais e há variação nos valores das coordenadas 'x'.

Os coeficientes de sensibilidade para a condutividade térmica e para a perfusão sanguínea da mama, Figuras 48 e 49, apresentaram valores diferentes de zero, entretanto, os mesmos parâmetros para tumor, os valores foram iguais a zero.

Figura 47 – Curva 4.

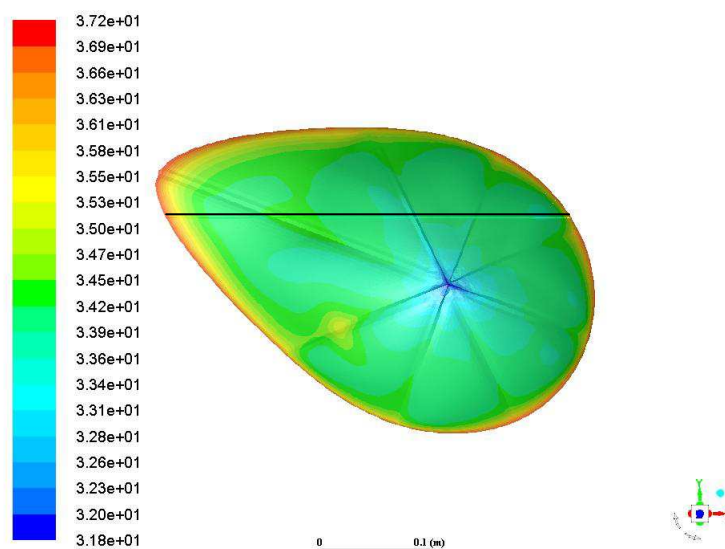


Figura 48 – Gráfico coeficiente de sensibilidade versus coordenada 'x' da Curva 4 – condutividade térmica da mama e do tumor.

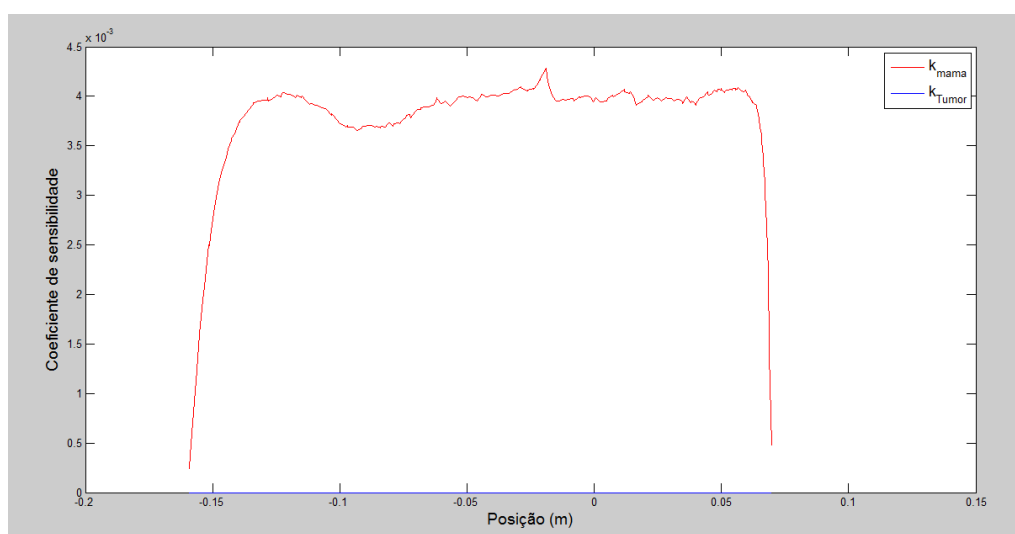
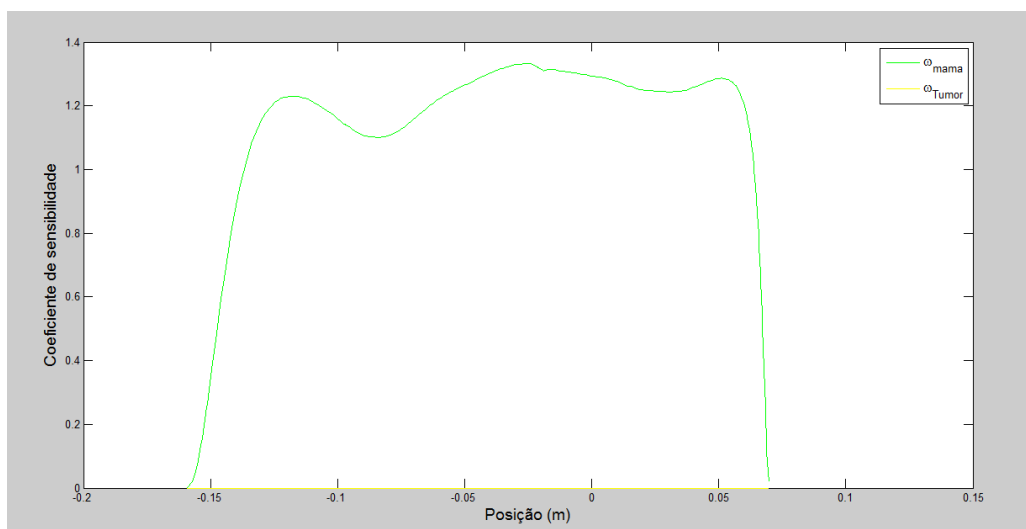


Figura 49 – Gráfico coeficiente de sensibilidade versus coordenada 'x' da Curva 4 – perfusão sanguínea da mama e do tumor.



Analizando os gráficos das quatro curvas, verifica-se que para todas as curvas, os valores dos coeficientes de sensibilidade para a condutividade térmica e para a perfusão sanguínea da mama apresentaram valores diferentes de zero. Desta forma, é possível realizar estimativa de parâmetros do problema mal-posto utilizando métodos de otimização determinísticos em todas as curvas.

Nas curvas que cruzam a região do tumor, Curva 1 e Curva 3, os valores dos coeficientes de sensibilidade para a condutividade térmica do tumor são diferentes de zero apenas na região do tumor e iguais a zero nos demais pontos das curvas. Sendo recomendada a realização de estimativas desta variável apenas na área da região do tumor através de um método de programação matemática.

Na Curva 2 e na Curva 4, os valores dos coeficientes de sensibilidade para a condutividade térmica do tumor são iguais a zero, implicando possibilidade de erros na solução do problema inverso utilizando métodos de programação matemática para solução do problema de otimização. Sendo, desta forma, não recomendada a estimativa deste parâmetro utilizando um método programação matemática.

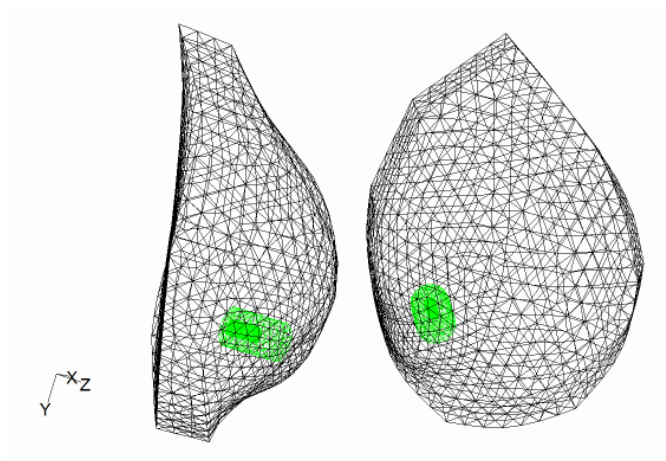
Em todas as curvas analisadas, os valores dos coeficientes de sensibilidade para a perfusão sanguínea do tumor são iguais a zero, desta forma não é indicada a estimativa deste

parâmetro utilizando método de otimização baseados em gradientes, para solução do problema inverso de transferência de calor.

4.3 ANÁLISE DE UM FANTOMA DE DORSO FEMININO

Para o estudo do campo de temperaturas do fantoma, a malha utilizada neste trabalho (Figura 50), é a mesma malha, tetraédrica não-estruturada, utilizada por Bezerra (2013), contendo 6.006 nós, 32.888 elementos e 66.726 faces.

Figura 50 – Mapeamento do fantoma.



Fonte: BEZERRA, 2013.

Validação Mapeamento Frontal – Fantoma

A malha usada para validação do mapeamento frontal do fantoma, Figura 51, possui 945 nós na sua superfície. Neste mapeamento excluiu-se os ajustes dos erros sistemáticos da câmera termográfica.

Os gráficos, apresentados nas Figuras 52 a 54, apresentam, para cada nó superficial da malha, a distribuição das temperaturas calculadas e simuladas, a diferença, em graus Celsius, e o erro percentual do mapeamento em relação às temperaturas calculadas, respectivamente.

Figura 51 – Validação do mapeamento para o fantoma.

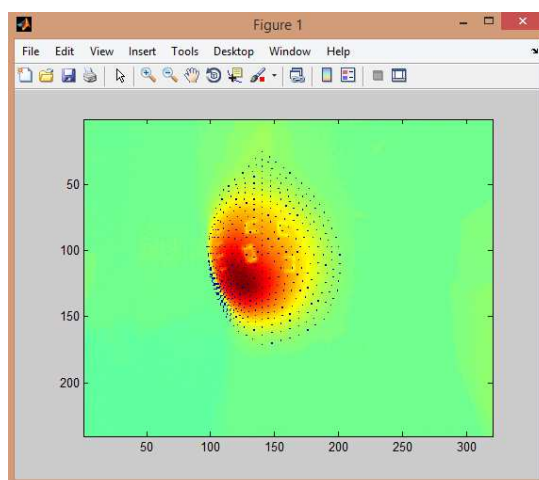


Figura 52 – Perfil da distribuição das temperaturas simuladas e mapeadas na superfície do fantoma.

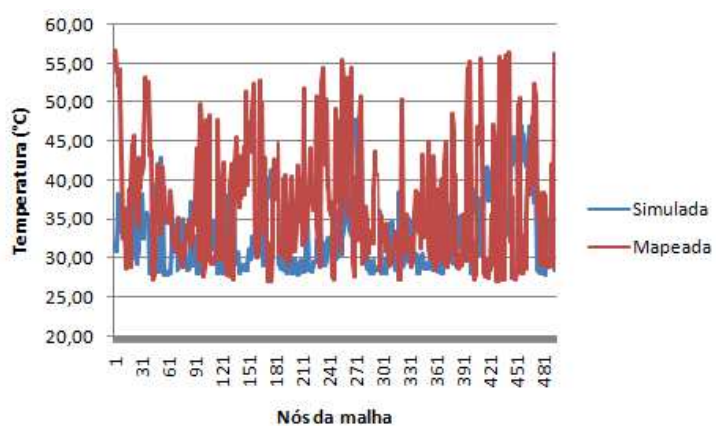


Figura 53 – Erro, em graus Celsius, das temperaturas mapeadas em relação às simuladas.

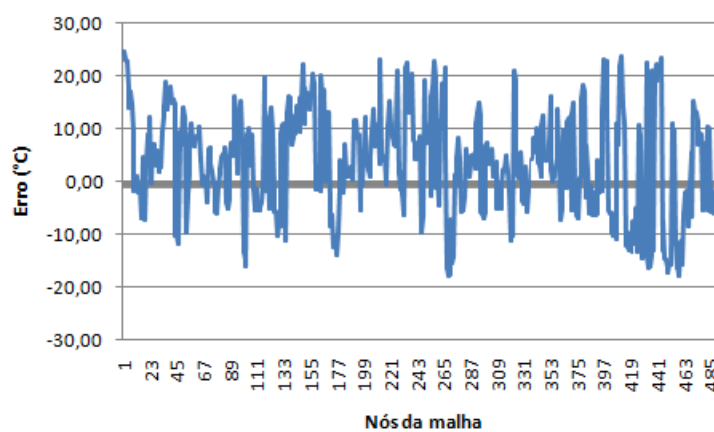
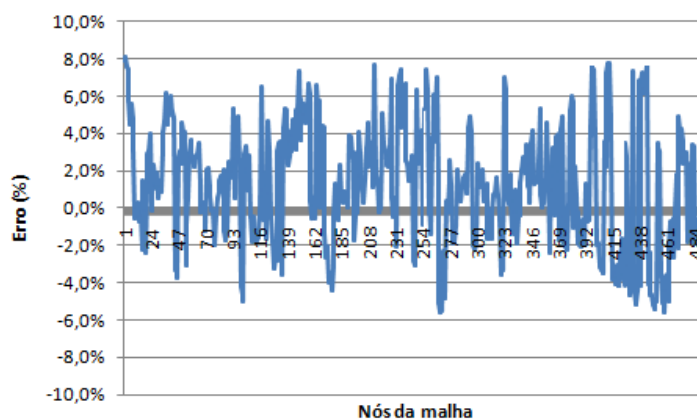


Figura 54 – Erro, em percentual, das temperaturas mapeadas em relação às simuladas.



A média das temperaturas simuladas para superfície do fantoma foi igual a 37,11°C e das temperaturas simuladas, 33,42°C. Os erros das temperaturas mapeadas em relação às simuladas, em °C e em valores percentuais, foram respectivamente, 3,68°C e 1,2%. Entretanto, esses erros possuíam variações, chegando à ordem de 20° e 8%.

Assim como para a Paciente, foi realizada a validação do mapeamento para o fantoma. A Tabela 34 apresenta os valores utilizados para comparação das temperaturas superficiais da imagem segmentada (Figura 55) e do mapeamento do fantoma (Figura 51).

Na Figura 56, observa-se os histogramas das temperaturas mapeadas e das temperaturas obtidas a partir da imagem termográfica.

Figura 55 – Segmentação da imagem utilizada para validação do mapeamento.

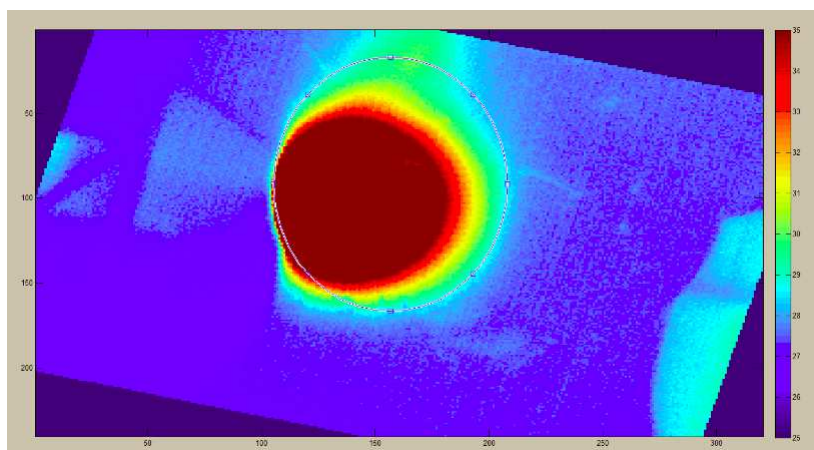
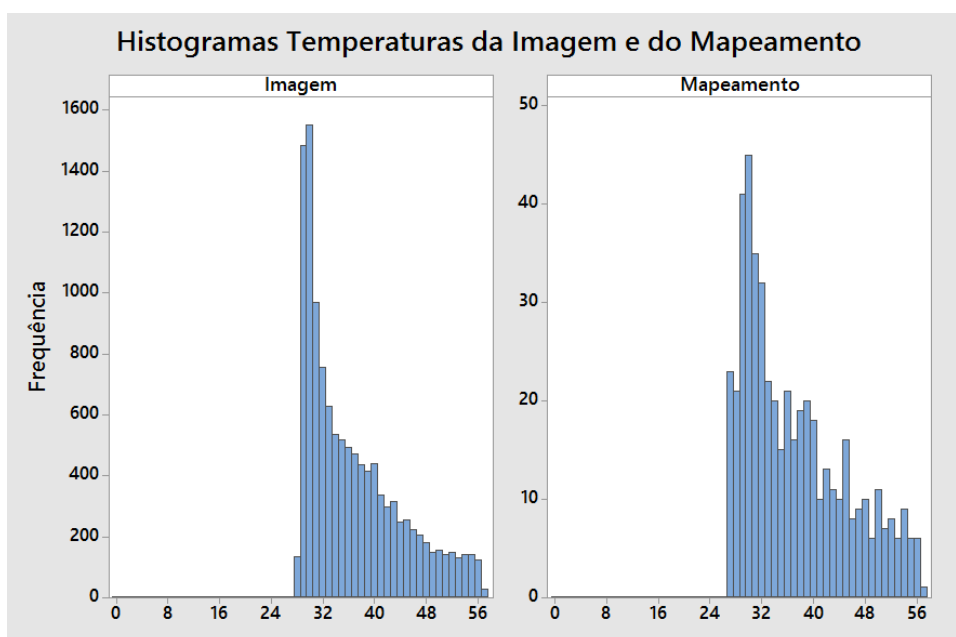


Tabela 34 – Comparativo dos dados imagem termográfica versus mapeamento.

Variável	Imagem (°C)	Mapeada (°C)	Diferença (%)
T _{MAX}	57,16	56,56	-1,05
T _{MED}	36,62	37,10	1,31
T _{MIN}	27	27	0
Mediana	34,41	35,16	2,18
Desvio Padrão	7,36	7,97	8,3
Número de pontos	12027	495	-95,9

Figura 56 – Histogramas das temperaturas mapeadas e das temperaturas obtidas a partir da imagem por infravermelho.



Pelos dados estatísticos expostos, Tabela 34, é possível observar que as duas amostras possuem baixos erros, das temperaturas máxima, mínima e média, do mapeamento em relação à imagem segmentada.

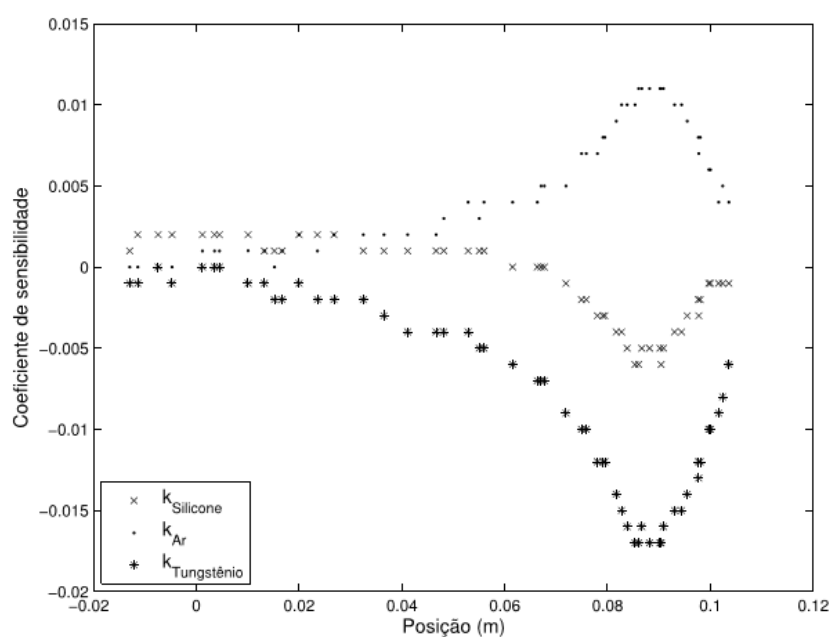
Conclui-se que o mapeamento realizado para o fantoma neste trabalho pode ser utilizado para estimar parâmetros termofísicos.

Análise de Sensibilidade

Na Figura 57, tem-se a análise de sensibilidade realizada por Bezerra (2013) e também considerada para esta dissertação, onde:

- Os coeficientes de sensibilidade das condutividades térmicas do silicone e do tungstênio são linearmente dependentes. Isto implica que não é possível a estimativa simultânea desses dois parâmetros.
- Os coeficientes de sensibilidade da condutividade do silicone e do ar não são linearmente dependentes, portanto podem ser estimados simultaneamente.

Figura 57 – Coeficientes de sensibilidade para as condutividades térmicas.

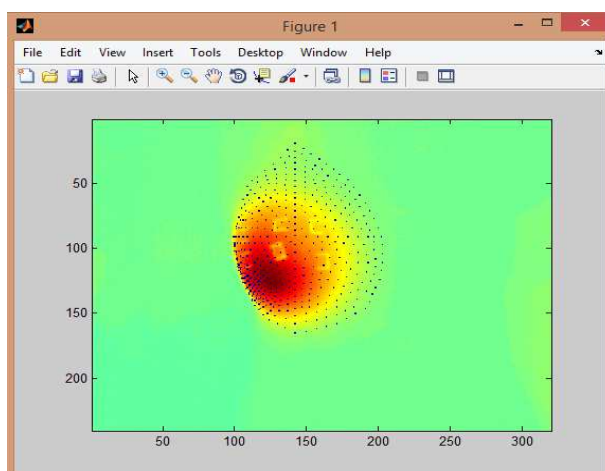


Fonte: BEZERRA, 2013.

Estimativas realizadas para o fantoma

A análise a seguir foi realizada utilizando o mapeamento apresentado na Figura 58.

Figura 58 – Mapeamento da segunda análise do fantoma.



Os resultados estão disponíveis das Tabelas 35 e 36.

1. Estimativa da simultânea da condutividade térmica do silicone (P_1) e do ar (P_2): o valor estimado para a segunda variável obteve valor igual ao da estimativa inicial inserida no otimizador (Tabela 35).

Tabela 35 – Resultados da 1ª estimativa para o fantoma.

Variável	Parâmetros do Otimizador			Valor Referência (W/m°C)	Resultado Mapeamento (W/m°C)	Erro 1 (%)	Resultado Temperatura Máxima (W/m°C) (Bezerra, 2013)	Erro 2 (%)	Valor Função Objetivo (Mapeamento)
	Min	Max	Inicial						
P_1	0,001	2,0	0,5	0,21	0,83	295%	0,2127	290%	1,66E+04
P_2	0,001	2,0	0,05	0,0242	2,0	8164%	0,0241	8199%	

2. Estimativa da condutividade térmica do tungstênio (P_1): o valor estimado para foi igual ao limite lateral inferior parametrizado no otimizador (Tabela 36).

Tabela 36 – Resultados da 2ª estimativa para o fantoma.

Variável	Parâmetros do Otimizador			Valor Referência (W/m°C)	Resultado Mapeamento (W/m°C)	Erro 1 (%)	Resultado Temperatura Máxima (W/m°C) (Bezerra, 2013)	Erro 2 (%)	Valor Função Objetivo (Mapeamento)
	Min	Max	Inicial						
P_1	100	300	200	174	100	-43%	174,0372	-43%	3,226 e+4

O comportamento dos resultados das análises para a paciente de prontuário #1844369-4 se repete para o fantoma. Quando as variáveis de condutividade térmica do silicone e condutividade térmica do ar foram avaliadas simultaneamente, a segunda variável (condutividade térmica do ar) apresentou valor igual à uma das restrições laterais impostas no otimizador (limite superior) e a função objetivo apresentou resultados iguais.

Os valores calculados dos erros dos resultados, relativo aos valores de referência dos parâmetros, bem como, aos resultados de Bezerra (2013), foram elevados.

Conclui-se que as estimativas realizadas utilizando o método de programação matemática, SQP, não obteve resultados satisfatórios, não sendo possível identificar se a estimativa do parâmetro está relacionada ao mínimo global do problema de otimização.

Análise de sensibilidade (seis curvas)

Assim como na análise da paciente, foram realizadas novas análises de sensibilidade para o fantoma.

Foram utilizadas seis curvas distintas da superfície do fantoma. Para cada curva, foram realizadas simulações numéricas no *software* FLUENTTM, utilizando valores de referência dos parâmetros termofísicos (condutividade térmica do silicone, do tungstênio e do ar) e com pequena perturbação desses mesmos parâmetros.

A partir das distribuições de temperaturas das curvas obtidas pelas simulações, aplicou-se o Método das Diferenças Finitas para determinação dos coeficientes de sensibilidade de cada parâmetro para cada curva.

As Figuras 59, 61 e 63 apresentam geometria da mama com a Curva 1, Curva 2 e Curva 3, respectivamente, em destaque. Nestas curvas os valores da coordenada 'x' são iguais e há variação nos valores das coordenadas 'y'. Nas Figuras 60, 62 e 64, tem-se os gráficos com os valores dos coeficientes de sensibilidade obtidos referente as citadas Curvas.

Figura 59 – Curva 1 (fantoma).

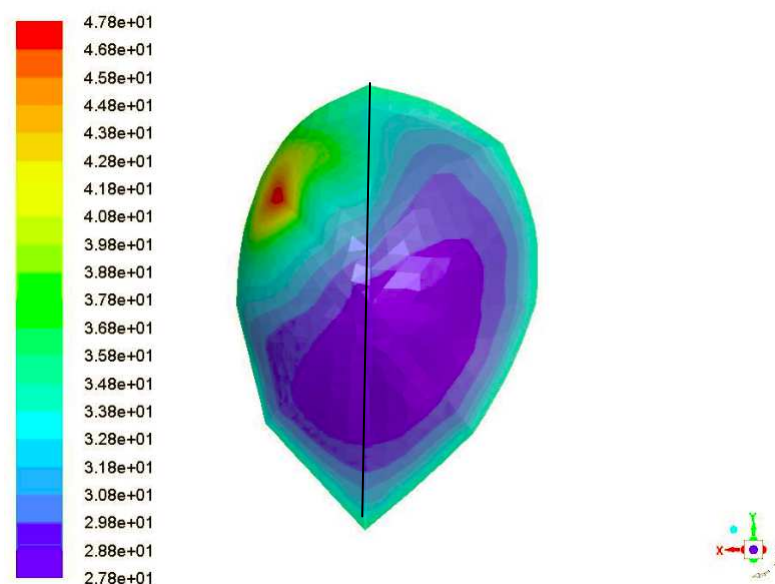


Figura 60 – Gráfico coeficiente de sensibilidade versus coordenada 'y' da Curva 1 – condutividade térmica do silicone, do tungstênio e do ar.

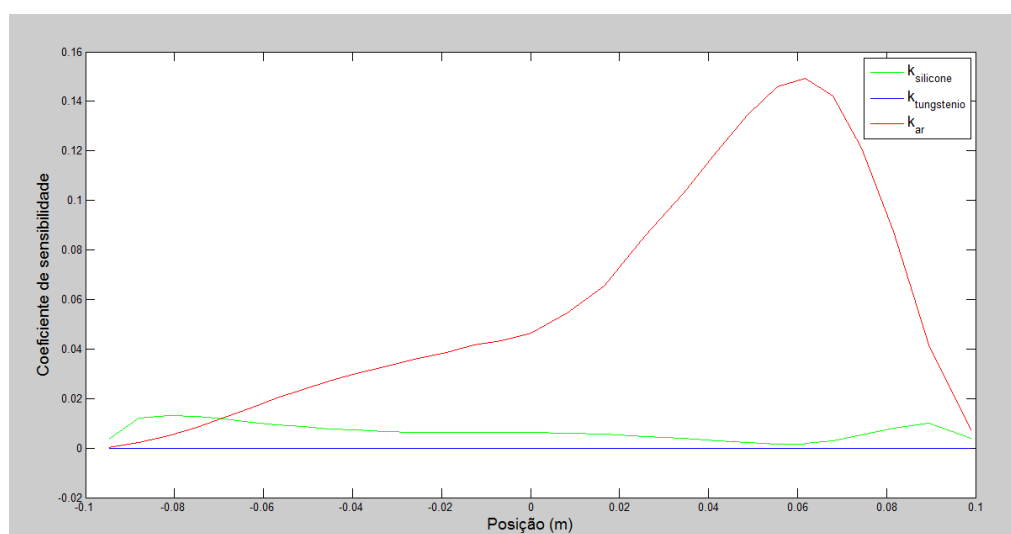


Figura 61 – Curva 2 (fantoma).

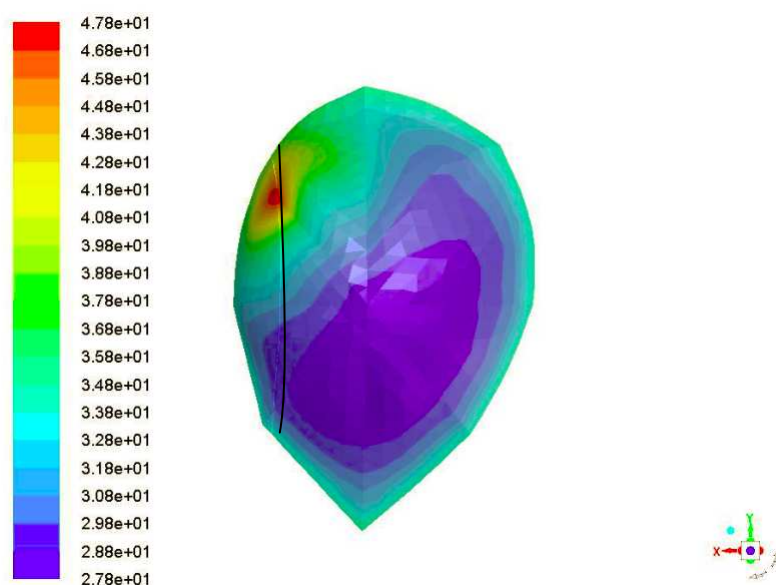


Figura 62 – Gráfico coeficiente de sensibilidade versus coordenada 'y' da Curva 2 – condutividade térmica do silicone, do tungstênio e do ar.

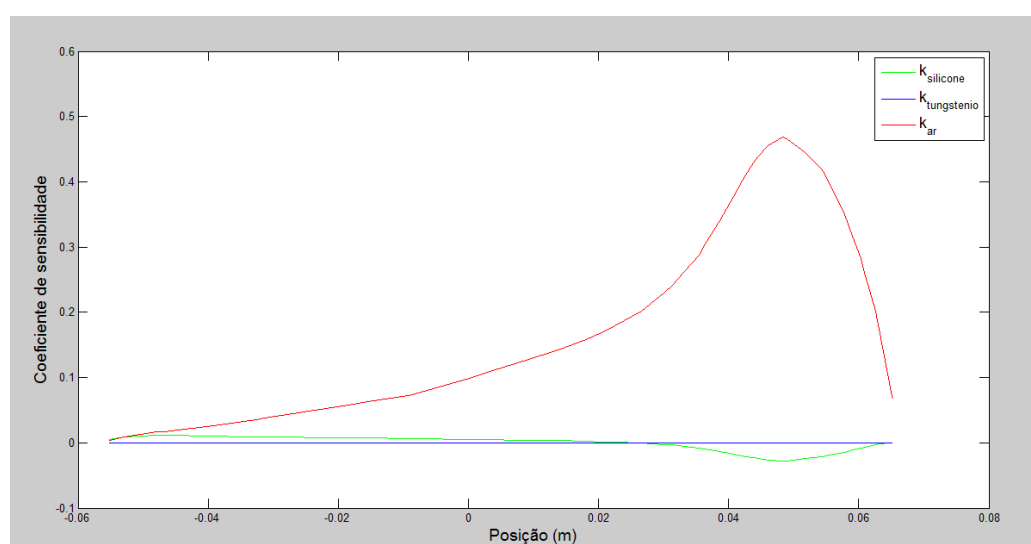


Figura 63 – Curva 3 (fantoma).

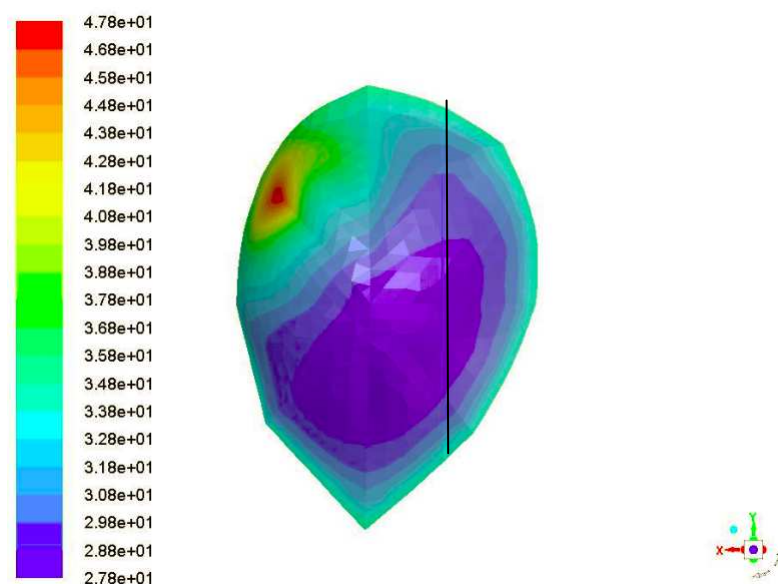
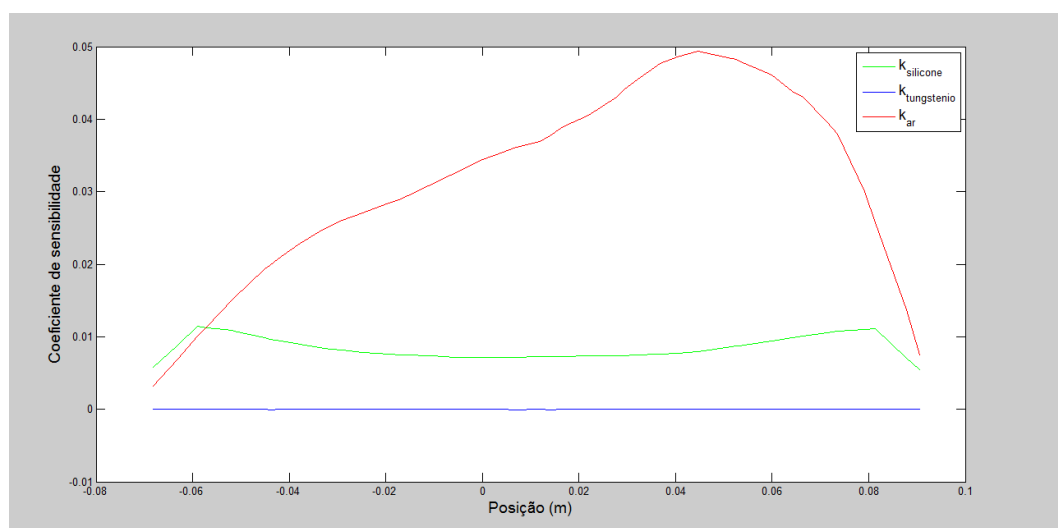


Figura 64 – Gráfico coeficiente de sensibilidade versus coordenada 'y' da Curva 3 – condutividade térmica do silicone, do tungstênio e do ar.



As Curva 4, 5 e 6 (Figuras 65, 67 e 69, respectivamente), possuem os valores da coordenada 'y' iguais e há variação nos valores das coordenadas 'x'. Nas Figuras 66, 68 e 70, verifica-se que os coeficientes de sensibilidade para condutividade térmica do silicone, do tungstênio e do ar.

Figura 65 – Curva 4 (fantoma).

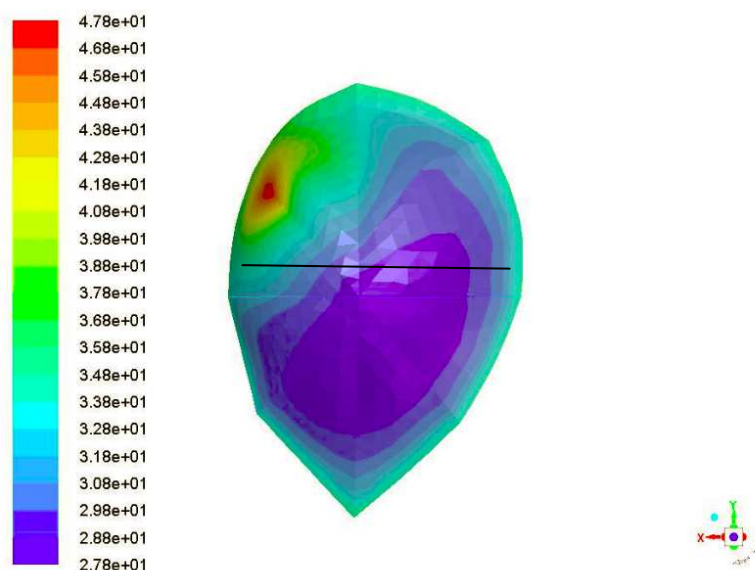


Figura 66 – Gráfico coeficiente de sensibilidade versus coordenada 'x' da Curva 4 – condutividade térmica do silicone, do tungstênio e do ar.

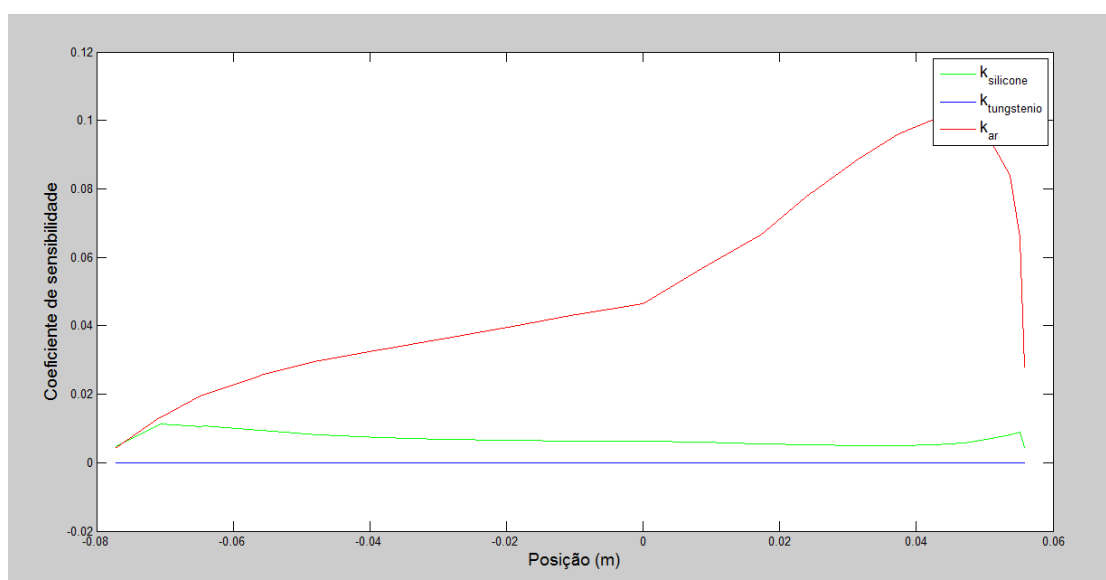


Figura 67 – Curva 5 (fantoma).

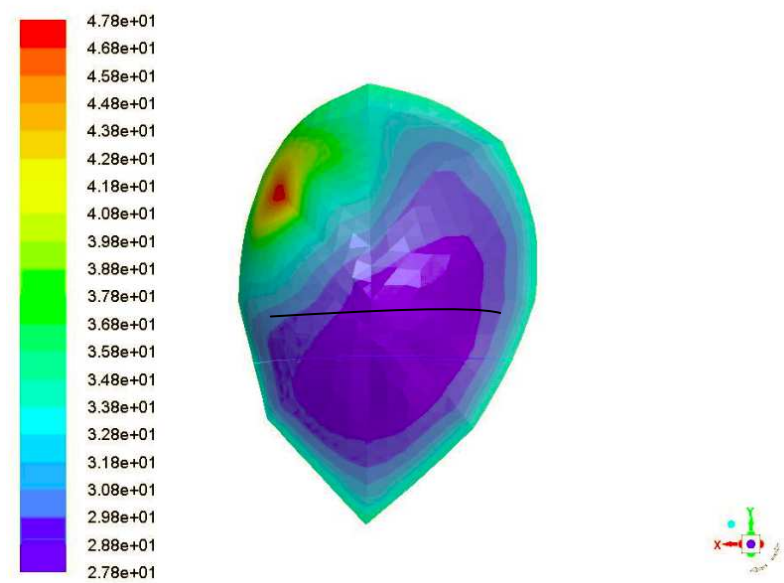


Figura 68 – Gráfico coeficiente de sensibilidade versus coordenada ‘x’ da Curva 5 – condutividade térmica do silicone, do tungstênio e do ar.

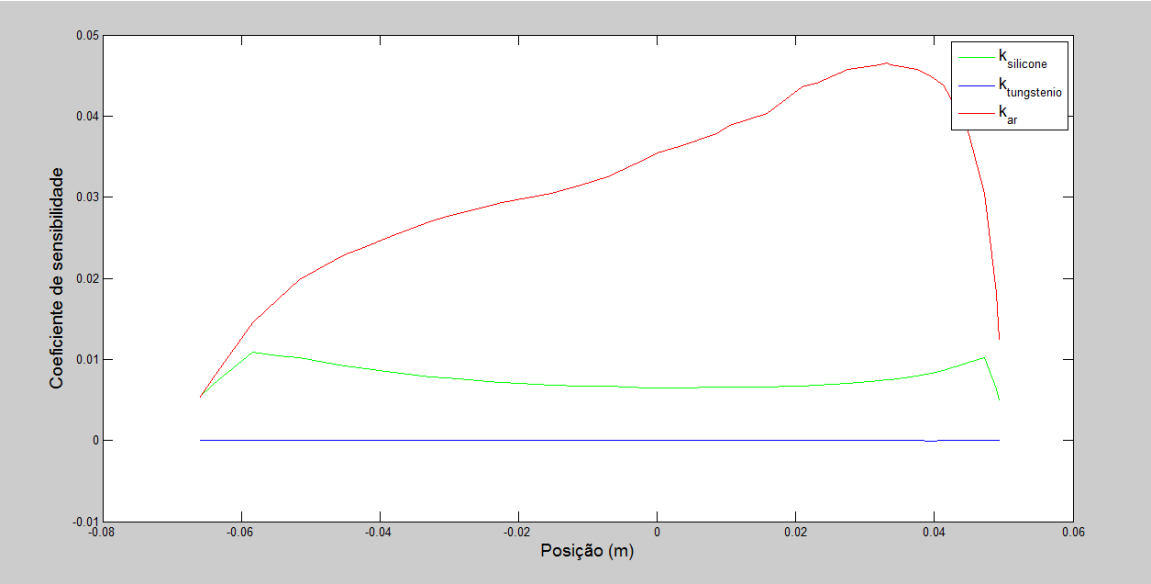


Figura 69 – Curva 6 (fantoma).

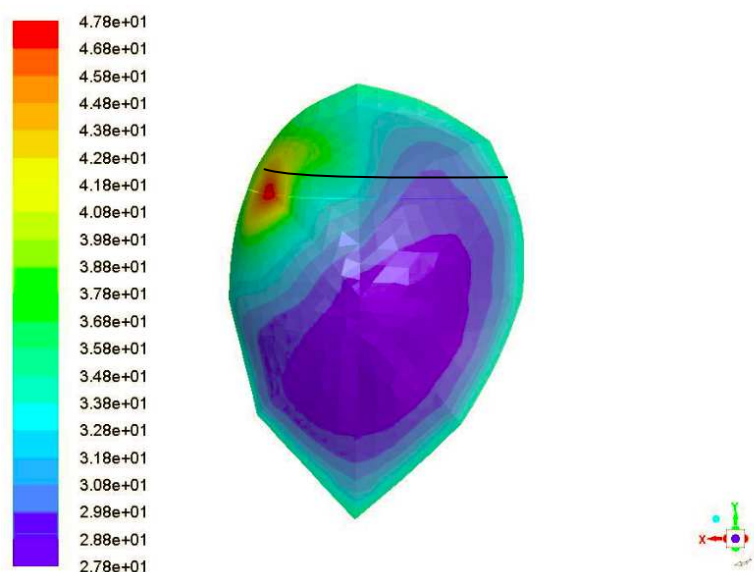
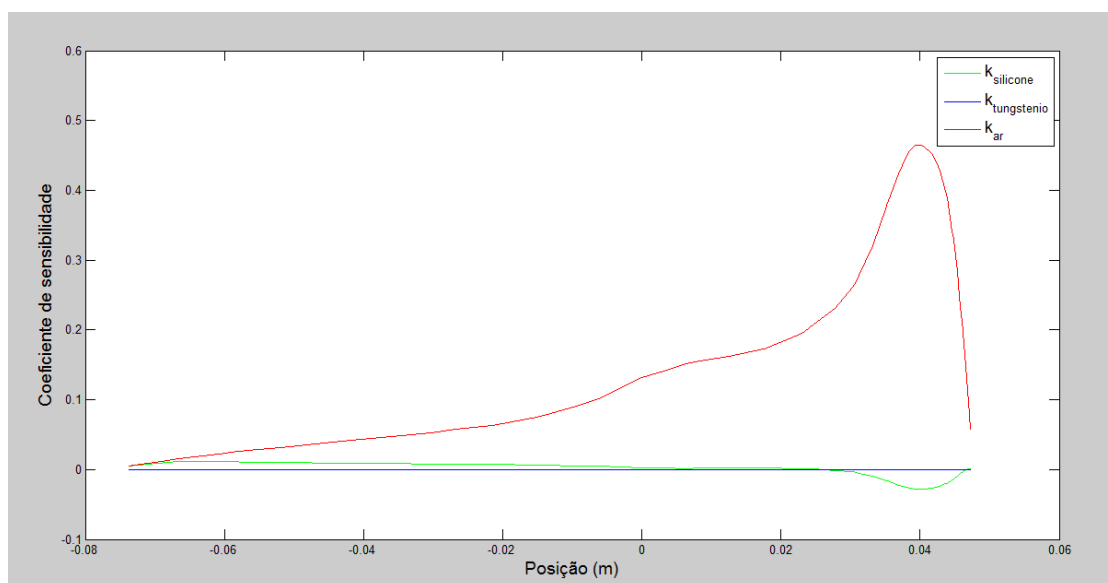


Figura 70 – Gráfico coeficiente de sensibilidade versus coordenada 'x' da Curva 6 – condutividade térmica do silicone, do tungstênio e do ar.



A partir dos coeficientes de sensibilidade calculados para as Seis Curvas apresentadas, é possível concluir que não se recomenda estimar a condutividade térmica do tungstênio para o fantoma. No caso da condutividade térmica do silicone, a recomendação é realizar estimativas apenas para a área onde está localizada a fonte de calor. Entretanto, é possível estimar a condutividade térmica do ar para todas as Seis Curvas. Em todos os casos, a recomendação, ou não, está associada à utilização de um método de otimização baseado em gradiente.

5 CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS

Este trabalho teve como objetivo principal estimar as propriedades termofísicas de condutividade térmica e perfusão sanguínea utilizando as temperaturas superficiais da mama, mapeadas sobre o volume personalizado para a mama de uma paciente, a partir da sua imagem por infravermelho.

Para tanto, foram estabelecidos os objetivos específicos: realizar mapeamento das temperaturas superficiais da mama com o auxílio do *framework* desenvolvido por Santos (2014), realizar simulações numéricas usando ferramentas CFD, identificar os parâmetros termofísicos ótimos para paciente com tumor maligno e fantoma de dorso feminino, validar os resultados dos parâmetros ótimos usando um fantoma de dorso feminino e comparar as estimativas dos parâmetros termofísicos obtidos neste trabalho com os resultados obtidos a partir da análise no ponto da máxima temperatura da região do tumor. Também foram apresentadas as metodologias utilizadas para execução dos mesmos.

A análise foi iniciada com uma paciente diagnosticada com um tumor maligno na mama esquerda. A determinação dos parâmetros ótimos foi realizada com duas malhas distintas para a mesma geometria: uma gerada para este trabalho e a usada por Bezerra (2013) que estimou os mesmos parâmetros termofísicos da mama usando a temperatura máxima da imagem por infravermelho.

Além da paciente com tumor maligno, foram realizadas estimativas dos parâmetros termofísicos ótimos de condutividade térmica do ar, do silicone e do tungstênio, materiais que compõem o fantoma de dorso feminino utilizado para análise.

A partir dos resultados das estimativas obtidos, conclui-se que os parâmetros termofísicos de condutividade térmica e perfusão sanguínea ótimos não atingiram os valores esperados de forma satisfatória, quando foram utilizados: um método de otimização baseado em gradientes, o Método SQP; e o mapeamento de temperaturas da superfície da mama obtidas através das imagens por infravermelho.

As novas análises de sensibilidade realizadas reforçam a impossibilidade de estimativa de alguns parâmetros utilizando o Método SQP. Desta forma, não é recomendada a realização de estimativas de parâmetros termofísicos da mama e suas anomalias a partir do

mapeamento de suas temperaturas superficiais utilizando um método de otimização baseado em programação matemática.

Quanto à análise de sensibilidade e estimativa de parâmetros termofísicos de coeficiente convectivo de transferência de calor e temperatura externa (ou ambiente) a partir da temperatura máxima calculada utilizando imagem por infravermelho, realizada em uma paciente com fibroadenoma, conclui-se que há influência do coeficiente convectivo de transferência de calor e da temperatura ambiente na distribuição de temperaturas da superfície da mama e que é possível fazer estimativas dos parâmetros do coeficiente citado e da temperatura externa, utilizando o Método SQP.

Os resultados ótimos obtidos para o coeficiente convectivo de transferência de calor e temperatura ambiente possuem erros inferiores a 1,5% em relação aos valores de referência utilizados nas simulações.

Um fato importante a ser destacado é a necessidade de verificar soluções para realização de mapeamento para novas imagens termográficas, pois a licença do *software* utilizado para gerar um dos arquivos de entrada para o mapeamento expirou na época em que o mesmo deveria ter sido utilizado para a verificação de mais casos e de novos testes nessa dissertação, não sendo possível mais sua utilização. Não houve mais tempo hábil de se encontrar novas alternativas para gerar tais arquivos de entrada, para o *framework* que foi desenvolvido por Santos (2014) e que é uma das ferramentas computacionais utilizadas no presente trabalho. Há de ser encontrar alternativas, possivelmente será na modificação do *framework* desenvolvido para o mapeamento de textura.

Como trabalhos futuros, pode-se sugerir:

- Realizar a estimativa de parâmetros termofísicos de condutividades térmicas (tumor e mama), perfusão sanguínea (tumor e mama), temperatura externa e coeficiente convectivo de transferência de calor, utilizando o mapeamento de temperaturas superficiais da mama, para os demais tipos de anomalias da mama, já que neste trabalho foram analisadas apenas uma com câncer.
- Realizar estimativas de parâmetros termofísicos da mama utilizando geometria que inclua outros elementos da estrutura da mama (lóbulos e ductos lactíferos),

aproximando mais a modelagem geométrica da mama real. Estas geometrias foram desenvolvidas por Viana (2016).

- Realizar a estimativa de parâmetros termofísicos utilizando Métodos de Busca Heurística (Evolução Diferencial e/ou Inteligência de Enxame) a partir do mapeamento de temperaturas superficiais da mama.
- Analisar a possibilidade de modelar o problema de otimização diretamente no *software* ANSYS.

REFERÊNCIAS

- ALMAGRO, E; GONSÁLEZ, C.S.; ESPINOSA, E. **Factores pronósticos em el cáncer de mama en estadio inicial**. Elsevier España, 2015.
- AMRI,A.; PULKO, S.H.; WILKINSON, A.J. **Potentialities os steady-state and transient thermography in breast tumor depth detection: a numerical study**. Computer Methods And Programs In Biomedicine. V.123. p. 68-80, 2016.
- ANSYS *help viewer*. Version 17.0. SAP IP, Inc, 2015.
- ANTONIOU, A.; LU, W. **Practical otimization – algorithms and engineering applications**. University of Vitoria, Canada. Ed Springer, 2007.
- ARAÚJO, M. C. **Uso de imagens termográficas para classificação de anormalidades de mama baseado em variáveis simbólicas intervalares**. Tese (Doutorado). Universidade Federal de Pernambuco, Recife, 2014.
- CATMUL, E. **A subdivision algorithm for computer display of curved surfaces**. University of Utah. Department of Computer Science, p. 74–133, 1974
- BASTOS, E.A. **Otimização de seções regulares de concreto armado submetidas à flexo-compressão oblíqua utilizando algoritmos genéticos**. Tese (Doutorado). Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2004.
- BEZERRA, L.A. **Estimativa de parâmetros termofísicos da mama e de distúrbios mamários a partir de termografia por infravermelho utilizando técnicas de otimização**.p.20, 25, 27, 28, 32. Tese (Doutorado). Universidade Federal de Pernambuco, Recife, 2013.
- BITTENCOURT, T.P.C. **Comparação entre o modelo de Pennes e de duplo retardo para a biotransferência de calor na região ao redor da tireóide**. Projeto de Graduação. Escola Politécnica. Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2017.
- BIER, E.A.; JR, K.R.S. **Two-part texture mappings**. IEEE CG&A. p.40-53, september 1986.
- BRIOSCHI, M.L. **Metodologia de normalização de análise do campo de temperaturas em imagem infravermelha humana**. Tese (Doutorado) – Universidade Federal do Paraná, Curitiba, 2011.
- BORCHARTT, T. B. **Análise de imagens termográficas para classificação de alterações da mama**. Tese (Doutorado). Universidade Federal Fluminense, Nitéroi, RJ, 2013.
- BORCHARTT, T.B.; CONCI, A.; LIMA, R.C.F.; RESMINI, R.; SANCHEZ, A. **Breast thermography from an image processing viewpoint: A survey**.Signal Processing, v93, p.2785-2803, 2013.
- CATMULL, E. **A subdivision algorithm for computer display of curved faces**. Utah University. Computer Science Department, p. 74-133, 1974.

DAMM, R.B.; SANTOS, L.CC. **Um estudo dos parâmetros de controle dos algoritmos genéticos**. XLIISBPO. Bento Gonçalves, RS, 2010.

FIGUEIREDO, A.A.A.; GUIMARÃES, G. **Análise numérica da Equação da Biotransferência de Calor**. POSMEC 2014 – Simpósio do Programa de Pós-graduação em Engenharia Mecânica – Faculdade de Engenharia Mecânica – Universidade Federal de Ubelândia, Ubelândia, MG, 2014.

GAUTHERIE, M. **Thermobiological assessment of benign and malignant breast diseases**. Am. J. Obstet. Gynecol. v. 147, p. 861–869, 1983.

GUERRERO, J.A.S.; SUÁREZ, L.L.; GUDWIN, R.R. **Análise da importância de parâmetros em um algoritmo genético por meio de sua aplicação no aprendizado de uma rede neural**. Anais do II ENIA, 1999.

INCA. **Diretrizes para detecção precoce do câncer de mama no Brasil**. Rio de Janeiro, Brasil: Ministério da Saúde, 2015.

INCA. **Mama**, 1996-2017. Disponível em: <http://www2.inca.gov.br/wps/wcm/connect/tiposde cancer/site/home/mama>. Acesso em: 30 jun. 2017.

HAFID, M.; LACROIX, M. **An inverse heat transfer algorithm for predicting the thermal properties of tumors during cryosurgery**. World Academy of Science, Engineering and Technology. International Journal of Medical, Health, Biomedical, Bioengineering and Pharmaceutical Engineering. Vol:11, nº6, 2017.

HECKBERT, P. **Survey of texture mapping**. Computer Graphics and Applications. IEEE, v. 6, p. 56–67, 1986.

JIANG, L.; ZHAN, W.; LOEW, M.H. **A numerical study of the inverse problem of breast infrared thermography modeling**. Medical Imaging 2010: Biomedical Applications in Molecular, Structural, and Functional Imaging. v.7626, 2010.

KENNEDY, D.A.; LEE, T.; SEELY, D. **A comparative review of thermography as a breast cancer screening technique**. Integrative Cancer Therapies. v.8, n.1, p.9-16, March, 2009.

LIMA, G.N. **Mapeamento de geometrias a partir de texturas em tempo real**. Monografia. Universidade Federal do ABC. Santo André, 2011.

MAKRARIYA, A.; ADLAKHA, N. **Quantitative study of thermal disturbances due to nonuniformly perfused tumors in peripheral regions of women's breast**. Cancer Informatics. V.16. p.1-13, 2017.

MALHEIROS, F.C.; IGNACIO, L.H.S.; GUIMARÃES, G. **Revisão bibliográfica sobre o uso da termografia no diagnóstico de câncer de mama e determinação de parâmetros da bioequação**. POSMEC 2015 – Simpósio do programa de pós-graduação em engenharia mecânica. Universidade Federal de Uberlândia, 2015.

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

MANSSOUR, I. H.; COHEN, M. **Introdução à computação Gráfica**. RITA. Volume XIII. Número 2. 2006.

MATLAB. **Optimization toolbox for use with MATLAB® - user's guide**. The Mathworks, version 2, 2001.

MENDONÇA, M.B. **Aplicação de texturas em visualização científica**. Monografia. Universidade de São Paulo. São Carlos, 2001.

MINKOWYCZ, W.J.; SPARROW, E.M.; MURTHY, J.Y. **Handbook of numerical heat transfer**. Second Edition. Jonh Wiley & Sons, INC. New Jersey. United States, 2006.

MORAN, M.J.; SHAPIRO, H.N.; BOETTNER, D.D.; BAILEY, M.B. **Princípios de Termodinâmica para Engenharia**. 7ª edição. Rio de Janeiro. Editora LTC, 2015.

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

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

OLIVEIRA, M. M. **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.

ONCOGUIA. **Câncer de mama**, 2003-2017. Disponível em: <http://www.oncoguia.org.br/cancer-home/cancer-de-mama/20/12/>. Acesso em: 27 jun.2017.

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

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

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, Itajubá, 2015.

PENNES, H. H. **Analysis of tissue and arterial blood temperature in the resting human forearm**. Journal of Applied Physiology, v. 1, p. 93–122, 1948.

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

SAMEK, M.; SLEAN, C.; WEGHORST, H. **Texture mapping and distortion in digital graphics**. The Visual Computer, v.2, p.313-320, 1986.

SANCHES, I.J. **Sobreposição de imagens de termografia e ressonância magnética: uma nova modalidade de imagem médica**. Tese (Doutorado) – Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curitiba, 2009.

SANIEL, E.; SETAYESHI, S.; AKBARI, M.E.; NAVID, M. **Parameter estimation of breast tumour using dynamic neural network from thermal pattern.** Journal of Advanced Research v.7. p. 1045-1055, 2016.

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

SILVA, F. S. **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.

SILVA, J.D.; LYRA, P.R.M.; LIMA, R.C.F. **Análise computacional do dano térmico no olho portador de um melanoma de coróide quando submetido à termoterapia transpupilar a laser.** Revista Brasileira de Engenharia Biomédica. V.29, nº1, p.57-69, 2013.

SILVA, R.N.T. **Influência dos erros da câmera de infravermelho na estimativa de parâmetros termofísicos.** Tese (Doutorado) – Universidade Federal de Pernambuco, Recife, 2012.

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

SOUTO, L.P.M. **Mineração de imagens para classificação de tumores de mama.** Dissertação (Mestrado). Universidade do Estado do Rio Grande do Norte. Universidade Federal do Semi-Árido. Mossoró, RN, 2013.

SOUZA, M.V.C. **Otimização de termos fontes em problemas de biotransferência de calor.** Dissertação (mestrado) – Instituto Militar de Engenharia – Exército Brasileiro, Rio de Janeiro, 2009.

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.

VIANA, M. J. A. **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, M.J.A. **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.

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