



UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECÂNICA

MARIANA JORGE DE ANDRADE VIANA

**RECONSTRUÇÃO TRIDIMENSIONAL DA MAMA FEMININA A  
PARTIR DE IMAGENS MÉDICAS POR INFRAVERMELHO COM  
AUXÍLIO DE GEOMETRIAS SUBSTITUTAS**

**RECIFE**

**2016**

MARIANA JORGE DE ANDRADE VIANA

**RECONSTRUÇÃO TRIDIMENSIONAL DA MAMA FEMININA A  
PARTIR DE IMAGENS MÉDICAS POR INFRAVERMELHO COM  
AUXÍLIO DE GEOMETRIAS SUBSTITUTAS**

Tese submetida ao Programa de Pós-Graduação  
em Engenharia Mecânica da Universidade Federal  
de Pernambuco - UFPE, para obtenção do título  
de Doutor. Área de concentração: Energia.

Orientadora: Rita de Cássia Fernandes de Lima

Co-orientador: Sílvio de Barros Melo

RECIFE

2016

- V614r Viana, Mariana Jorge de Andrade.  
Reconstrução tridimensional da mama feminina a partir de imagens médicas por infravermelho com auxílio de geometrias substitutas / Mariana Jorge de Andrade Viana - 2016.  
193 folhas, Il.; Abr. Sigl.; Simb. e Tabs.
- Orientadora: Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Rita de Cássia Fernandes de Lima.  
Coorientador: Dr. Sílvio de Barros Melo.
- Tese (Doutorado) – Universidade Federal de Pernambuco. CTG.  
Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, 2016.  
Inclui Referências, Apêndices e Anexos.
1. Engenharia Mecânica. 2. Termografia. 3. Câncer de mama.  
4. Simulação computacional. 5. Geometria substituta. 6. Modelagem tridimensional.  
I. Lima, Rita de Cássia Fernandes. (Orientadora). II. Melo, Sílvio de Barros(Coordenador). III. Título.

UFPE

621 CDD (22. ed.)

BCTG/2016 – 142

12 de fevereiro de 2016.

“RECONSTRUÇÃO TRIDIMENSIONAL DA MAMA FEMININA A PARTIR DE  
IMAGENS MÉDICAS POR INFRAVERMELHO COM AUXÍLIO DE GEOMETRIAS  
SUBSTITUTAS”

MARIANA JORGE DE ANDRADE VIANA

ESTA TESE FOI JULGADA ADEQUADA PARA OBTENÇÃO DO TÍTULO DE  
DOUTOR EM ENGENHARIA MECÂNICA

ÁREA DE CONCENTRAÇÃO: ENERGIA

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. DR. SÍLVIO DE BARROS MELO  
CO-ORIENTADOR

---

Prof. Dr. JORGE RECARTE HENRÍQUEZ GUERRERO  
COORDENADOR DO PROGRAMA

BANCA EXAMINADORA:

---

Profª Drª RITA DE CÁSSIA FERNANDES DE LIMA (UFPE)

---

Prof. Dr. SÍLVIO DE BARROS MELO (UFPE)

---

Prof. Dr. FÁBIO SANTANA MAGNANI (UFPE)

---

Prof. Dr. DARLAN KARLO ELISIÁRIO DE CARVALHO (UFPE)

---

Prof. Dr. WELLINGTON PINHEIRO DOS SANTOS (UFPE)

---

Profª Drª LUCIETE ALVES BEZERRA (UFPE)

Aos meus pais, Joanice e José Viana (*in memoriam*)

## **AGRADECIMENTOS**

À minha família que suportou comigo os desafios que surgiram neste período do doutorado.

Aos amados Bruno Viana e Arthur Euzébio por alegrarem meus dias.

À Prof.<sup>a</sup> Rita de Cássia Fernandes de Lima e ao Prof. Sílvio de Barros Melo, pela dedicação e pelas orientações neste período de aprendizado.

Ao Dr. Francisco George de Siqueira Santos pelo suporte técnico na área de medicina.

Aos meus colegas de pós-graduação por percorrerem comigo esse longo caminho de amadurecimento.

Às pacientes e voluntárias que gentilmente cederam sua imagem possibilitando a realização desta pesquisa.

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES) pelo suporte financeiro.

E acima de tudo, ao meu bom e amado Deus que me socorre nos dias de angústia e guarda a minha vida.

“Males que crescem desesperadamente só podem ser aliviados com mecanismos desesperados.”  
William Shakespeare em *Hamlet*, apud Mukherjee (2012)

## RESUMO

O câncer de mama desenvolve-se de maneira silenciosa, podendo levar a óbito se não for tratado em sua fase inicial. Por este motivo, é necessário desenvolver técnicas para sua detecção precoce. A carcinogênese altera a temperatura dos tecidos na região afetada e o uso da simulação computacional calcula como ocorre tal fenômeno. A imagem por infravermelho é capaz de indicar a distribuição superficial de temperatura e a comparação destes valores com os cálculos obtidos na simulação computacional é uma ferramenta promissora para a detecção precoce do câncer de mama. O objetivo desta tese é construir a geometria substituta tridimensional (3D) da mama feminina a partir de imagens por infravermelho da paciente. Isso possibilita o cálculo da distribuição de temperatura através de *software* de dinâmica dos fluidos computacional (CFD – *Computational Fluid Dynamics*). O corregistro de uma prótese mamária externa aos contornos da paciente modelou a superfície da geometria tridimensional da mama. No interior dessa geometria existem os lóbulos mamários, os ductos lactíferos, o tecido adiposo da mama e a lesão conforme indicado no exame de ultrassonografia da paciente. Um *software* de CFD realizou o preparo da geometria e subsequente cálculo da distribuição de temperatura na mama. Um estudo de caso verificou o impacto da inserção das estruturas citadas na geometria substituta. O erro entre as temperaturas máximas indicadas pela imagem por infravermelho das pacientes na região da pele sobre a anomalia e a temperatura máxima alcançada no cálculo de temperatura sobre a região correspondente na geometria substituta foi de 0,20%. A geometria 3D aqui apresentada adequa-se aos contornos de cada paciente e é mais próxima da mama real do que a geometria substituta 3D obtida pelo escaneamento de próteses mamárias externas e outras apresentadas na literatura técnica. Além disso, a geometria desenvolvida permitiu o cálculo de temperatura nos casos em que não era possível com a geometria anteriormente utilizada.

**Palavras-chave:** Termografia. Câncer de mama. Simulação computacional. Geometria substituta. Modelagem tridimensional.

## ABSTRACT

Breast cancer develops silently and can lead to death if not treated in its early stages. For this reason, it is necessary to develop techniques for its early detection. The carcinogenesis changes the temperature of the tissue in the affected area, the use of computer simulation to evaluate how such a phenomenon occurs. The infrared image can indicate the surface temperature distribution, and the comparison of these figures with the calculations obtained in a computer simulation is a promising tool for early detection of breast cancer. The purpose of this thesis is to build three-dimensional (3D) surrogate geometry of the female breast from infrared images of the patient. It allows the calculation of the distribution of temperature through Computational Fluid Dynamics (CFD) software. The breast prosthesis co-registration to the contours of the patient modeled the external surface of the 3D geometry of the breast. Within this geometry, there are mammary lobules, lactiferous ducts and adipose tissue of the breast and the lesion as indicated in the ultrasound examination of the patient. CFD software performed the preparation of the geometry and subsequent calculation of the breast temperature distribution. A case study verified the impact of the insertion of such structures in the surrogate geometry. The error between the maximum temperature indicated by the infrared image of the patient in the area of the skin over the abnormality and the maximum temperature achieved in the temperature calculation in the corresponding region in the surrogate geometry were 0.20%. The 3D geometry presented here fits the contours of each patient, and it is closer to the real breast than the surrogate 3D geometries acquired by the scanning of external breast prostheses and others ones presented in the technical literature. Furthermore, the modeled geometry allowed the temperature calculation in cases where it was not possible with the geometry that was previously used.

**Keywords:** Thermography. Breast cancer. Computer simulation. Surrogate geometry. Three-dimensional modeling.

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

FIGURA 1 - Imagens do banco de dados obtidas de paciente do Hospital das Clínicas da Universidade Federal de Pernambuco e utilizadas para construção de uma geometria substituta da mama. ....	25
FIGURA 2 - Geometria semiesférica de Das e Mishra (2015).....	38
FIGURA 3 - Geometria de Lee e Yang (2010).....	41
FIGURA 4 - Modelo anatômico de criança com pele, músculos, órgãos internos, vasos sanguíneos e esqueleto. ....	43
FIGURA 5 - Modelos geométricos de mama desenvolvidos no DEMEC-UFPE. ....	44
FIGURA 6 - Esquematisação da aplicação de laser.....	45
FIGURA 7- Cilindro de Krogh.....	45
FIGURA 8 - Registro de imagem de computação computadorizada do joelho. ....	46
FIGURA 9 - Aplicação Fwu <i>et al.</i> (2015) para reorientar uma mama 3D com o objetivo de alinhar a linha central do mamilo na direção esquerda para direita.....	50
FIGURA 10 - Resultado da segmentação de Remya e Lekshmi Priya (2014) comparado com a imagem original e as iterações do pré-processamento (em vermelho).. ....	51
FIGURA 11 - Geometria substituta da mama de Lee <i>et al.</i> (2013) para simulação da compressão. ....	52
FIGURA 12 - Estrutura anatômica da mama. ....	56
FIGURA 13 - Coordenadas de pontos sobre a superfície do mamilo e de pontos nos ductos lactíferos correspondentes aos valores médios de 10 mamilos com altura < 0,5mm. ....	59
FIGURA 14 - Imagens de ductoscopia mamária. ....	61
FIGURA 15 - Representação da mama. ....	61
FIGURA 16 - Imagens de mamografia de quatro pacientes com mamas de diferentes categorias de tecido. classificação segundo o colégio americano de radiologia.....	62
FIGURA 17 - Divisão da mama.....	65
FIGURA 18 - Ângulos de Euler. ....	77
FIGURA 19 - Prótese mamária externa da empresa Ortho Pauer e a geometria substituta correspondente produzida por Viana (2010). ....	85
FIGURA 20 - Fluxograma do programa computacional desenvolvido para corrigir as coordenadas dos pontos extraídos por Silva (2010). ....	87
FIGURA 21 - Imagens por IR para extração dos contornos da paciente por Silva (2010).....	88
FIGURA 22 - Representação gráfica da câmera focalizando uma paciente. ....	90
FIGURA 23 - Pontos extraídos de um termograma após as correções de posicionamento entre a paciente e a câmera por IR. ....	91
FIGURA 24 - Diagrama de blocos do programa para efetuar o corregristo da Prótese #2 aos contornos da paciente. ....	92
FIGURA 25 - Lóbulos modelados para a geometria substituta. ....	96
FIGURA 26 - Percentual de mulheres com alta e baixa densidade de tecido mamário em função da faixa etária segundo Figueira <i>et al.</i> (2003). ....	96
FIGURA 27 - Vista de perspectiva dos ductos lactíferos na região retroareolar e do mamilo na geometria substituta. ....	101
FIGURA 28 - Adaptação da geometria substituta da Prótese #2 à geometria substituta da Prótese #4. ....	107
FIGURA 29 - Geometria substituta de uma paciente construída pelo pré-processador de CFD. ....	108
FIGURA 30 - Malhas geradas pelo Gambit <sup>tm</sup> para a geometria da mama direita da Paciente #1844369-4, superfície personalizada para a paciente sem elementos internos. ....	109
FIGURA 31 - Termogramas para modelagem da mama esquerda da Paciente #1.....	110
FIGURA 32 - Correção das coordenadas extraídas da mama esquerda da Paciente #1 pelo programa do Capítulo 4.1.1. ....	110

FIGURA 33 - Comparação entre a geometria da Prótese #2 e a geometria gerada para a mama esquerda da Paciente #1.....	111
FIGURA 34 - Termogramas para modelagem da mama direita da Paciente #2.....	112
FIGURA 35 - Correção das coordenadas extraídas para a Paciente #2 pelo programa do Capítulo 4.1.1.....	112
FIGURA 36 - Termogramas para modelagem da mama direita da Paciente #2.....	112
FIGURA 37 - Termogramas para modelagem da mama esquerda da Paciente #2.....	113
FIGURA 38 - Comparação entre a geometria da Prótese #2 e a geometria gerada para mama direita da Paciente #2.....	113
FIGURA 39 - Comparação entre a geometria da Prótese #2 e a geometria gerada para mama esquerda da Paciente #2.....	114
FIGURA 40 - Termogramas para modelagem da mama da Paciente #3.....	114
FIGURA 41 - Correção efetuada pelo programa do Capítulo 4.1.1 para as coordenadas extraídas dos termogramas da mama esquerda da Paciente #3.....	115
FIGURA 42 - Comparação entre a geometria da Prótese #2 e a geometria gerada para a Paciente #3.....	115
FIGURA 43 - Termogramas para modelagem da mama da Paciente #18524426-6.....	116
FIGURA 44 - Correção efetuada pelo programa do Capítulo 4.1.1 para as coordenadas extraídas dos termogramas da mama esquerda da Paciente #18524426-6.....	116
FIGURA 45 - Comparação entre a geometria da Prótese #2 e a geometria gerada para a mama esquerda da Paciente #18524426-6.....	117
FIGURA 46 - Termogramas para modelagem da mama direita da Paciente #1844369-4.....	117
FIGURA 47 - Correção efetuada pelo programa do Capítulo 4.1.1 para as coordenadas extraídas dos termogramas da mama esquerda da Paciente #1844369-4.....	118
FIGURA 48 - Comparação entre a geometria da Prótese #2 e a geometria gerada para a mama direita da Paciente #1844369-4.....	118
FIGURA 49 - Geometria com malha utilizada no estudo de Caso 1.....	121
FIGURA 50 - Perfis de temperatura obtidos pelo Fluent® para a superfície externa da geometria utilizada no estudo de Caso 1a.....	122
FIGURA 51 - Histograma de temperatura na superfície obtidos pelo Fluent® para a superfície externa da geometria utilizada no estudo de Caso 1a.....	123
FIGURA 52 - Perfis de temperatura obtidos pelo Fluent® para a superfície externa da geometria utilizada no estudo de Caso 1b.....	124
FIGURA 53 - Histograma de temperatura na superfície obtido pelo Fluent® para a superfície externa da geometria utilizada no estudo de Caso 1b.....	125
FIGURA 54 - Geometria com malha utilizada no estudo de Caso 2.....	126
FIGURA 55 - Perfis de temperatura obtidos pelo Fluent® para a superfície externa da geometria utilizada no estudo de Caso 2a.....	127
FIGURA 56 - Histograma de temperatura na superfície obtidos pelo Fluent® para a superfície externa da geometria utilizada no estudo de Caso 2a.....	128
FIGURA 57 - Perfis de temperatura obtidos pelo Fluent® para a superfície externa da geometria utilizada no estudo de Caso 2b.....	129
FIGURA 58 - Histograma de temperatura obtido pelo Fluent® para a superfície externa da geometria utilizada no estudo de Caso 2b.....	130
FIGURA 59 - Geometria com malha utilizada no estudo de Caso 3.....	131
FIGURA 60 - Perfis de temperatura obtidos pelo Fluent® para a superfície externa da geometria utilizada no estudo de Caso 3a.....	132
FIGURA 61 - Histograma de temperatura na superfície obtidos pelo Fluent® para a superfície externa da geometria utilizada no estudo de Caso 3a.....	133
FIGURA 62 - Perfis de temperatura obtidos pelo Fluent® para a superfície externa da geometria utilizada no estudo de Caso 3b.....	134
FIGURA 63 - Histograma de temperatura obtido pelo Fluent® para a superfície externa da geometria utilizada no estudo de Caso 3b.....	135

FIGURA 64 - Geometria com malha utilizada no estudo de Caso 4. ....	136
FIGURA 65 - Perfis de temperatura obtidos pelo Fluent® para a superfície externa da geometria utilizada no estudo de Caso 4a. ....	137
FIGURA 66 - Histograma de temperatura na superfície obtidos pelo Fluent® para a superfície externa da geometria utilizada no estudo de Caso 4a. ....	138
FIGURA 67 - Perfis de temperatura obtidos pelo Fluent® para a superfície externa da geometria utilizada no estudo de Caso 4b. ....	139
FIGURA 68 - Histograma de temperatura obtido pelo Fluent® para a superfície externa da geometria utilizada no estudo de Caso 4b. ....	140
FIGURA 69 - Comparação dos perfis frontais interior da geometria com tecido glandular, tecido adiposo, tumor maligno e, para o Caso 4a, cinco ductos lactíferos principais. ....	142
FIGURA 70 - Comparação dos perfis frontais interior da geometria com tecido glandular, lesão e, para o Caso 4b, cinco ductos lactíferos principais com tecido glandular. ....	143
FIGURA 71 - Termogramas para modelagem da mama da Paciente #1844369-4. ....	144
FIGURA 72 - Geometria substituta para a Paciente #1844369-4 do HC - UFPE. ....	147
FIGURA 73 - Perfil de temperatura calculado para da geometria substituta da Paciente #1844369-4 do HC - UFPE: vista frontal. ....	149
FIGURA 74 - Perfil de temperatura calculado para da geometria substituta da Paciente #1844369-4 do HC - UFPE: vista lateral. ....	149

## LISTA DE TABELAS

TABELA 1 - Quantidade de ductos lactíferos que possuem saída no mamilo. ....	60
TABELA 2 - Classificação da categoria do tecido mamário conforme a 4ª edição e a 5ª edição do colégio americano de radiologia. ....	63
TABELA 3 - Classificação bi-rads® para achados em imagens e conduta médica sugerida pelo colégio americano de radiologia. ....	66
TABELA 4 - Material empregado na modelagem 3d da mama feminina a partir de imagens por IR. ....	83
TABELA 5 - Valores de densidade mamária adotados na metodologia desenvolvida de acordo com a faixa etária quando os exames de imagem da paciente não indicarem a composição do tecido. ....	97
TABELA 6 - Propriedades termofísicas adotadas para os lóbulos. ....	97
TABELA 7 - Propriedades termofísicas do plasma sanguíneo adotadas para os ductos lactíferos. ....	98
TABELA 8 - Propriedades termofísicas adotadas para as lesões de mama. ....	99
TABELA 9 - Propriedades termofísicas adotadas para o tecido adiposo. ....	100
TABELA 10 - Propriedades termofísicas de referência dos tecidos adotados. ....	102
TABELA 11 - Erros percentuais entre a adaptação da geometria substituta da Prótese #2 à geometria substituta da prótese em estudo. ....	107
TABELA 12 - Características da Paciente #1844369-4. ....	119
TABELA 13 - Propriedades termofísicas utilizadas para tecido glandular, tecido adiposo da mama, tumor maligno, plasma sanguíneo e sangue. ....	120
TABELA 14 - Composição da geometria utilizada no estudo de Caso 1. ....	120
TABELA 15 - Composição da geometria utilizada no estudo de Caso 2. ....	126
TABELA 16 - Composição da geometria utilizada no estudo de Caso 3. ....	131
TABELA 17 - Composição da geometria utilizada no estudo de Caso 4. ....	136
TABELA 19 - Características da Paciente #1844369-4. ....	144
TABELA 20 - Propriedades termofísicas utilizadas nos cálculos de temperatura para tecido glandular homogêneo. ....	145
TABELA 21 - Resultados das simulações da geometria com tecido homogêneo. ....	146
TABELA 22 - Malha tetraédrica não-estruturada da geometria substituta da Paciente #1844369-4 do HC - UFPE. ....	147
TABELA 23 - Propriedades termofísicas utilizadas nos cálculos de temperatura para tecido glandular heterogêneo. ....	148
TABELA 24 - Resultados das simulações da geometria com estruturas internas. ....	148
TABELA 25 - Propriedades termofísicas do músculo esquelético e da pele humana. ....	165
TABELA 26 - Propriedades termofísicas utilizadas nos artigos do capítulo 2 revisão bibliográfica para tecido glandular, tecido adiposo, tumor maligno, tumor benigno (fibroadenoma), plasma sanguíneo e sangue. ....	165
TABELA 27 - Propriedades termofísicas dos tecidos utilizadas por Das e Mishra (2015). ....	166
TABELA 28 - Propriedades termofísicas dos tecidos utilizadas por He <i>et al.</i> (2006). ....	166
TABELA 29 - Propriedades termofísicas das paredes dos ductos lactíferos e paredes dos vasos sanguíneos. ....	166
TABELA 30 - Propriedades termofísicas da artéria aorta, plasma sanguíneo, sangue, tecidos patológicos da mama. ....	167

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

2D	Bidimensional (is)
3D	Tridimensional (is)
BHTE	Equação de Biotransferência de Calor ( <i>bioheat transfer equation</i> )
CAD	Diagnóstico auxiliado por computador ( <i>computer-aided diagnosis</i> )
CAPES	Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior
CFD	Dinâmica dos fluidos computacional ( <i>Computational Fluid Dynamics</i> )
CNPq	Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico
DEMEC - UFPE	Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Pernambuco
DRRs	Radiografias reconstruídas digitalmente ( <i>Digitally Reconstructed Radiographs</i> )
DTI	Imagens térmicas dinâmicas ( <i>dynamic thermal image</i> )
HC - UFPE	Hospital das Clínicas da Universidade Federal de Pernambuco
IARC	Agência Internacional para Pesquisa sobre Câncer ( <i>International Agency for Research on Cancer</i> )
IR	Infravermelho ( <i>Infrared</i> )
MMQ	Método dos Mínimos Quadrados
MRI	Imagens por Ressonância Magnética ( <i>Magnetic Resonance Image</i> )
PROENG	Pró-Engenharias
ROI	Regiões de interesse ( <i>Regions of Interest</i> )

## LISTA DE SÍMBOLOS

$r_b$	Raio da geometria
$r_t$	Distância radial do centro do tumor ao centro da semiesfera
$r_1$	Raio do tumor
$\Phi$	Ângulo no plano xy que posiciona o centro do tumor
$\theta$	Ângulo no plano yz que posiciona o centro do tumor
$T$	Temperatura na superfície externa da geometria
$T_0$	Temperatura da base da geometria
$T_{max}$	Temperatura máxima (amplitude)
$G$	Largura
$x$	Abscissa do ponto onde a temperatura foi calculada
$\bar{x}_c$	Abscissa do ponto no qual a temperatura atinge o valor máximo
®	Marca registrada
TM	Marca registrada
L	Comprimento da unidade
R	Raio do cilindro
$R_v$	Raio do vaso sanguíneo
$\rho_t$	Densidade do tecido [ $\text{kgm}^{-3}$ ]
$c_t$	Calor específico do tecido [ $\text{Jkg}^{-1}\text{K}^{-1}$ ]
$k_t$	Condutividade térmica do tecido [ $\text{Wm}^{-1}\text{K}^{-1}$ ]
$T_t$	Temperatura do tecido [K]
$t$	Tempo [s]
$Q_p$	Taxa volumétrica de geração de calor devido à perfusão sanguínea [ $\text{Wm}^{-3}$ ]
$Q_m$	Taxa volumétrica de geração de calor devido à produção de calor metabólico [ $\text{Wm}^{-3}$ ]
$Q$	Taxa volumétrica de geração de calor produzida por fonte externa [ $\text{Wm}^{-3}$ ]
$\omega_t$	Taxa perfusão sanguínea [ml/s/ml]
$\rho_b$	Densidade do sangue [ $\text{kgm}^{-3}$ ]

$c_b$	Calor específico do sangue [ $\text{Jkg}^{-1}\text{K}^{-1}$ ]
$\kappa$	Fator adimensional que considera o equilíbrio térmico incompleto entre o sangue e o tecido, $0 \leq \kappa \leq 1$
$T_a$	Temperatura do sangue arterial entrando no tecido [K]
$T_v$	Temperatura do sangue venoso deixando o tecido [K]
$\Omega$	Domínio espacial do problema
$T$	Intervalo de tempo de integração
$(l, m, n, o)$	Coeficientes da linha projetiva
$(x, y, z, o)$	Coordenadas do ponto no espaço projetivo de quatro dimensões
$T_{afim}(x)$	Transformação afim
$A(x)$	Transformação linear
$\vec{T}$	Vetor referente à translação
$M_{4 \times 4}$	Matriz de transformação projetiva (4x4)
$A$	Bloco linear (3x3)
$T$	Bloco de translação (3x1)
$P$	Bloco de perspectiva (1x3)
$S$	Bloco de escalonamento (1x1)
$(x, y, z)$	Coordenadas iniciais
$(u, v, w)$	Coordenadas finais
$\lambda$	Bloco linear quando só há escalonamento
$\lambda_x$	Fator de escala na direção do eixo $x$
$\lambda_y$	Fator de escala na direção do eixo $y$
$\lambda_z$	Fator de escala na direção do eixo $z$
$R_x$	Bloco linear da Equação (3.7) quando só há rotação em torno do eixo $x$
$\Phi$	Ângulo de rotação em torno do eixo $x$ ( <i>roll</i> )
$R_y(\theta)$	Bloco linear da Equação (3.7) quando só há rotação em torno do eixo $y$
$\theta$	Ângulo de rotação em torno do eixo $y$ ( <i>pitch</i> )
$R(\psi)$	Bloco linear da Equação (3.7) quando só há rotação em torno do eixo $z$
$\psi$	Ângulo de rotação em torno do eixo $z$ ( <i>yaw</i> )

$F_h$	Matriz para o flip horizontal
$F_v$	Matriz para o flip vertical
$F_z$	Matriz para espelhamento do eixo z
$T$	Bloco de translação
$T_x$	Translação no sentido do eixo x
$T_y$	Translação no sentido do eixo y
$T_z$	Translação no sentido do eixo z
$P$	Bloco de perspectiva
$P_x$	Projeção perspectiva sobre o eixo x
$P_y$	Projeção perspectiva sobre o eixo y
$P_z$	Projeção perspectiva sobre o eixo z
$d_f$	Distância focal
$h$	Altura da paciente
$d_1$	Distância entre a paciente e a câmera na aquisição da imagem por IR
$h_1$	Altura da imagem com a paciente na distância $d_1$
$\theta_1$	Ângulo de abertura na aquisição da imagem com paciente na distância $d_1$
$d_2$	Distância entre a paciente e a câmera na aquisição da imagem por IR padronizada pelo programa computacional de Silva (2010)
$h_2$	Altura da imagem com a paciente na distância $d_2$
$\theta_2$	Ângulo de abertura na aquisição da imagem com paciente na distância $d_2$ .
$\lambda$	Fator de escala
$[u \ v \ w \ 1]^T$	Transposta da matriz de pontos do <i>wireframe</i> da geometria substituta da paciente
$[x \ y \ z \ 1]^T$	Transposta da matriz de pontos do <i>wireframe</i> da geometria substituta da Prótese #2
$Q$	Matriz das coordenadas dos pontos obtidos
$q_i$	Ponto $i$ da curva
$n$	Ordem da matriz $M$
$\tau$	Tempo de dobra do tumor (dias)

$m_a$	Arranjo matricial $a$
$m_b$	Arranjo matricial $b$
$a_{ij}$	Elemento de $m_a$
$b_{ij}$	Elemento de $m_b$
$I_o, I_f$	Matrizes das imagens original e final, respectivamente
$op$	Operador aritmético ou lógico
$r$	Tom escalonado para o <i>pixel</i> analisado
$H_o\ max, H_f\ max$	Tonalidade máxima original e final, respectivamente
$H_o\ min, H_f\ min$	Tonalidade mínima original e final, respectivamente
$H$	Tonalidade obtida na operação para o <i>pixel</i> analisado
$K$	Ponto no interior do triângulo na imagem original
$K_1, K_2, K_3$	Vértices do triângulo na imagem original
$p_1, p_2, p_3$	Pesos escalares cuja soma é um
$b$	Vetor
$W$	Ponto no interior do triângulo na imagem final
$W_i, W_1, W_2, W_3$	Vértices do triângulo na imagem final
$g$	Quantidade de triângulos da triangularização
$h$	Quantidade de pontos escolhidos para vértices
$l$	Quantidade de vértices na fronteira do retângulo
$t$	Instante de tempo
$U_i$	Vértice 'i' na imagem intermediária no instante de tempo $t$
$novor, novoG, novoB$	Tonalidade RGB da imagem intermediária
$R_o, G_o, B_o$	Tonalidade RGB da imagem inicial
$R_f, G_f, B_f$	Tonalidade rgb da imagem final
$p_{1o}(x,y)$	Ponto da imagem 1 original na coordenada $(x,y)$
$p_{2o}(x,y)$	Ponto da imagem 2 original na coordenada $(x,y)$
$p_{1f}(x,y)$	Ponto da imagem 1 final na coordenada $(x,y)$
$p_{2f}(x,y)$	Ponto da imagem 2 final na coordenada $(x,y)$
$d_4, d_5$	Constantes aplicadas às imagens 1 e 2, respectivamente
$H(x,y)$	Intensidade do <i>pixel</i> na posição $(x,y)$
$d_6, d_7, d_8, d_9$	Constantes definidas pela intensidade dos <i>pixels</i> da vizinhança

$d_{i,j}$	Constantes definidas pela intensidade dos <i>pixels</i> da vizinhança
$M$	Matriz correspondente à operação desejada, descrita no Capítulo 3.3
$u$	Abscissa do ponto na imagem final
$W$	Ordenada do ponto na imagem final
$x$	Abscissa do ponto na imagem original
$y$	Ordenada do ponto na imagem original
$(x_o, y_o)$	Coordenadas do <i>pixel</i> original
$(x_f, y_f)$	Coordenadas do <i>pixel</i> final
$\phi$	Ângulo de rotação

### **Operadores**

$\frac{\partial T}{\partial t}$	Gradiente de temperatura na direção do fluxo de calor
$\nabla^2$	Operador Laplaciano

## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO .....</b>	<b>22</b>
1.1	MOTIVAÇÃO .....	24
1.2	OBJETIVO.....	29
1.2.1	Objetivos específicos.....	29
1.3	ORGANIZAÇÃO DO PRESENTE TRABALHO .....	30
<b>2</b>	<b>REVISÃO DA LITERATURA .....</b>	<b>34</b>
2.1	DIAGNÓSTICO AUXILIADO POR COMPUTADOR.....	34
2.2	MODELAGEM GEOMÉTRICA .....	37
2.3	REGISTRO E SEGMENTAÇÃO DE IMAGENS .....	46
<b>3</b>	<b>FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA .....</b>	<b>55</b>
3.1	ANATOMIA DA MAMA .....	55
3.2	TRANSFERÊNCIA DE CALOR EM TECIDOS VIVOS .....	67
3.3	TRANSFORMAÇÃO PROJETIVA.....	72
<b>4</b>	<b>METODOLOGIA.....</b>	<b>82</b>
4.1	PROGRAMAS COMPUTACIONAIS DESENVOLVIDOS .....	86
4.1.1	Programa computacional para correção das coordenadas dos pontos extraídos do termograma.....	87
4.1.2	Corregistro da prótese mamária externa aos contornos da paciente .....	91
4.2	MODELAGEM GEOMÉTRICA DAS ESTRUTURAS INTERNAS DA GEOMETRIA SUBSTITUTA DA MAMA .....	94
4.2.1	Lóbulos .....	95
4.2.2	Ductos lactíferos principais.....	97
4.2.3	Lesões mamárias .....	98
4.2.4	Tecido adiposo .....	99
4.2.5	Mamilo, ductos lactíferos na região retroareolar.....	100
4.3	SIMULAÇÕES NUMÉRICAS DE PERFIS DE TEMPERATURA.....	101
<b>5</b>	<b>RESULTADOS E DISCUSSÕES .....</b>	<b>106</b>
5.1	VALIDAÇÃO DO PROGRAMA DO CORREGISTRO DA PRÓTESE À IMAGEM POR INFRAVERMELHO.....	106
5.2	GEOMETRIAS COM A SUPERFÍCIE GERADA PELO CORREGISTRO DA PRÓTESE #2 AOS CONTORNOS DA PACIENTE E COM TECIDO GLANDULAR HOMOGÊNEO.....	108
5.3	ANÁLISE VISUAL DOS PERFIS DE TEMPERATURA GERADOS COM A INSERÇÃO INDIVIDUAL DE CADA ESTRUTURA .....	119
5.3.1	Caso 1: Geometria com cinco lóbulos. ....	120

5.3.2	Caso 2: Geometria com nove lóbulos.....	125
5.3.3	Caso 3: Geometria com relação entre tecido glandular e tecido adiposo proporcional à idade da paciente.....	130
5.3.4	Caso 4: geometria com relação entre tecido glandular e tecido adiposo proporcional à idade da paciente e contendo ductos lactíferos principais.	135
5.3.5	Comparação dos resultados .....	140
5.4	<b>OBTENÇÃO DE PERFIS DE TEMPERATURA COM USO DA GEOMETRIA OBTIDA PARA MAMA ESQUERDA DA PACIENTE #1844369-4 .....</b>	<b>144</b>
5.4.1	Obtenção de perfil de temperatura com uso da geometria obtida pelo programa do corregristo e região interna da mama composta por tecido homogêneo e lesão. ....	145
5.4.2	Simulações de perfis de temperatura com uso da geometria composta pela superfície obtida pelo programa do corregristo e região interna composta por lóbulos, ductos lactíferos e tecido adiposo .....	146
<b>6</b>	<b>CONCLUSÕES E SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS .....</b>	<b>151</b>
	<b>REFERÊNCIAS .....</b>	<b>154</b>
	<b>APÊNDICE A - PROPRIEDADES TERMOFÍSICAS DOS TECIDOS .....</b>	<b>165</b>
	<b>APÊNDICE B - OPERAÇÕES EM IMAGENS DIGITAIS.....</b>	<b>169</b>
	<b>APÊNDICE C - <i>SCRIPT</i> PARA MONTAR O VOLUME 3D NO GAMBIT™</b>	<b>180</b>
	<b>APÊNDICE D - PRODUÇÃO CIENTÍFICA DA AUTORA .....</b>	<b>183</b>
	<b>ANEXO A - UDF IMPORTADA PARA CALCULAR O TERMO FONTE ....</b>	<b>190</b>

## **1 INTRODUÇÃO**

## 1 INTRODUÇÃO

Um dos primeiros registros do câncer é um papiro egípcio do século VII A.C. Há raras referências ao câncer no século XIX. Com o aumento da expectativa de vida, a doença tornou-se mais frequente demandando mais pesquisas nesta área. As células cancerígenas se originam de células próprias do tecido humano e se desenvolvem de forma diferente em cada pessoa. Muitas vezes a única semelhança entre tumores no mesmo órgão encontrados em duas pessoas é a sua localização, demonstrando a grande individualidade de suas características (MUKHERJEE, 2012) (BARBOSA, 2012). As anormalidades aumentam a perfusão sanguínea na região do tumor, causando mudanças na temperatura superficial da mama. Por conseguinte, essa temperatura pode ser visualizada em imagens por infravermelho (IR - *infrared*), antes mesmo de evidências morfológicas da doença (JORO *et al.*, 2009) (AMALU, 2002) (KEYSERLINGK *et al.*, 2002) (GAUTHERIE e GROS, 1980).

A descoberta de um câncer de mama tem efeitos negativos sobre a autoestima da mulher (BARBOSA, 2012) (REIBSTEIN, 2006). Por fim, ainda há a possibilidade de a doença se desenvolver de forma silenciosa, causando um diagnóstico tardio e dificultando ainda mais o tratamento (BARBOSA, 2012).

O câncer de mama apresenta bom prognóstico quando é descoberto na fase inicial da doença. Uma pesquisa realizada com 22 mulheres com diagnóstico de câncer de mama observou, ao final de 10 anos, que 57,5% das pacientes foram curadas, 15% estavam vivas, mas ainda com câncer (FERREIRA, PETEL e FERNANDES, 2011). O acesso a bons profissionais de saúde com equipamentos adequados possibilita a cura de aproximadamente 61% dos casos na população mundial (CAVALCANTI *et al.*, 2012). O acompanhamento psicológico, a humanização dos tratamentos hospitalares e os cuidados paliativos melhoram a qualidade de vida. Abrem-se duas grandes linhas de pesquisa contra o câncer: pesquisas para desenvolver medicamentos e tratamentos médicos capazes de curar o câncer e pesquisas para desenvolver tecnologias capazes de detectar a doença em sua fase inicial. É nesta última linha de pesquisa que esta tese está inserida.

“O potencial de novas tecnologias de imagem encontra-se não só na substituição de testes mais invasivos, mas também para nos ajudar a melhor compreender e tratar condições como doenças cardíacas, câncer e derrames” (NEWBY, 2008). A Organização das Nações Unidas recomendou em 2002, através

da Agência Internacional para Pesquisa sobre Câncer (IARC - *International Agency for Research on Cancer*), a realização de pesquisas acerca de novas técnicas para detecção de câncer de mama para serem usadas em conjunto com a mamografia a fim de melhorar a sensibilidade do diagnóstico (IARC, 2002). Segundo Frenk (2014) “a meta universal de saúde é um escopo abrangente de intervenções de políticas públicas, incluindo a transformação de grandes dimensões da organização dos sistemas de saúde”, visando, de acordo com Cassiani (2014), “atender às necessidades das pessoas com a ausência de barreiras geográficas, econômicas, socioculturais, de organização ou de gênero”. A Organização Mundial de Saúde (2014) defende que a disponibilização de infraestrutura e incorporação de tecnologias auxiliam na construção de um sistema de saúde robusto, capaz de responder de maneira acessível, eficiente e eficaz as necessidades da população. Uma das diretrizes do Ministério da Saúde (2013) para atender essa demanda é o fortalecimento e a ampliação das ações de prevenção, detecção precoce e tratamento oportuno do câncer de mama.

O grupo de pesquisa do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Pernambuco (DEMEC – UFPE) desenvolve ferramentas computacionais para utilizar a imagem por IR como um exame auxiliar no diagnóstico do câncer de mama com o intuito de aumentar a sensibilidade dos demais exames por imagens disponíveis na medicina.

O presente trabalho trata da construção e do desenvolvimento computacional de geometria tridimensional (3D) personalizada da mama feminina. Uma vez que as coordenadas dos pontos que compõem o contorno da mama são informações de entrada do programa computacional desenvolvido, as referidas coordenadas podem ser obtidas a partir de quaisquer imagens ou métodos preferidos pelo usuário do programa. O referido programa faz o correto registro de prótese mamária externa ao contorno da mama informado pelo usuário e gera um modelo computacional tridimensional da mesma para ser utilizado em cálculos de perfis de temperatura da mama.

A superfície da geometria desenvolvida para este trabalho foi obtida pelo correto registro de prótese mamária externa aos contornos da mama obtidos a partir de duas imagens por infravermelho bidimensionais de cada paciente pelos motivos expostos no Capítulo 1.1. O interior da geometria possui gordura subcutânea e ductos lactíferos infiltrando-se na estrutura dos lóbulos preenchidos por tecido

glandular para representar o lobo da mama feminina que é o conjunto dos lóbulos. Os sistemas de irrigação sanguínea e de drenagem da mama não fazem parte da geometria aqui apresentada.

O presente capítulo faz uma breve discussão sobre o câncer de mama, o impacto deste diagnóstico sobre a mulher e a carência de novos métodos para identificar a doença. A motivação explica a necessidade da geometria aqui desenvolvida, o porquê do uso de imagens por infravermelho, as vantagens da abordagem apresentada nesta tese, bem como a utilidade de geometrias 3D. O objetivo deste trabalho é exposto em seguida juntamente com as etapas efetuadas para conseguir alcançá-lo com êxito. A introdução finaliza com uma visão geral das demais seções.

## 1.1 MOTIVAÇÃO

O modelo geométrico da mama feminina em três dimensões se faz necessário em simulações de perfis de temperatura com uso de *software* de dinâmica dos fluidos computacional (CFD – *Computational Fluid Dynamics*) (BEZERRA *et al.*, 2007) (SANTOS *et al.*, 2007). A simulação computacional calcula a distribuição de temperatura na superfície a partir de características termofísicas dos tecidos associados ao modelo geométrico e das condições de contorno impostas para melhor descrever o processo de distribuição de calor na mama. Esses perfis calculados são comparados às imagens por IR da mama com o intuito de desenvolver ferramentas computacionais úteis na detecção precoce do câncer de mama feminino, consolidando o uso de tais imagens para este fim. A obtenção dos perfis de temperatura com uso de geometrias substitutas auxilia o entendimento do processo de crescimento das lesões de mama sem a necessidade de manipular a mama real da paciente. Permite ainda o desenvolvimento de novas técnicas para detectar o câncer de mama em estágio inicial, conforme exemplificado adiante. Uma geometria substituta pode ter diversos usos numéricos ou experimentais, tais como reconstrução por cirurgias reparadoras e confecção de próteses, além do uso em cálculo de perfis de temperatura.

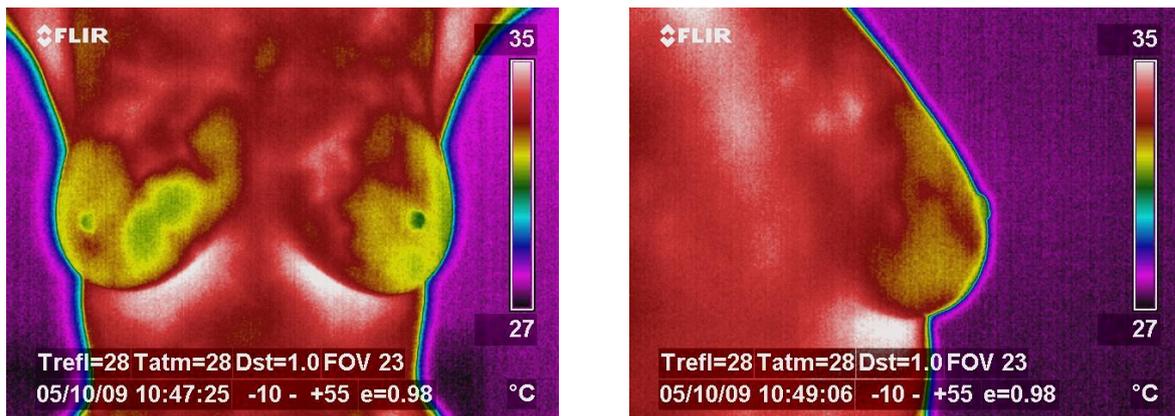
“A obtenção de superfícies tridimensionais (3D) a partir de imagens bidimensionais ainda é um desafio” (CONCI e MELO, 2005). A modelagem da mama feminina pode ser efetuada através de várias técnicas. Segundo Conci e Lima

(2007), as melhores imagens utilizadas na reconstrução da mama e posterior cálculo de temperatura são aquelas oriundas de pacientes para as quais todos os exames mastológicos possíveis foram realizados em uma mesma época. Quando o diagnóstico é assim efetuado, tanto o diagnóstico quanto a paciente são referenciados como “padrão ouro”.

Mulheres jovens normalmente possuem a mama com tecido denso. A densidade do tecido glandular geralmente diminui com o passar dos anos enquanto que a incidência do câncer de mama aumenta com a idade. O exame de mamografia não é capaz de mostrar claramente o posicionamento de anomalias no interior da mama de mulheres cujo tecido mamário é denso porque a imagem produzida a partir deste tecido é opaca. A mamografia e a ressonância magnética expõem a mulher à radiação. Por isso, quando não há histórico de câncer na família nem outro fator que compense o risco da exposição à radiação, a mamografia é indicada apenas para mulheres acima de 40 anos.

O presente trabalho utilizou duas imagens por IR bidimensionais (2D) da mesma mulher, semelhantes às da Figura 1, para gerar a superfície da geometria substituta 3D de sua mama.

FIGURA 1 - Imagens do banco de dados obtidas de paciente do Hospital das Clínicas da Universidade Federal de Pernambuco e utilizadas para construção de uma geometria substituta da mama.



(a)

(b)

FONTE: DEMEC-UFPE

(a) IR0860 de 10/05/2009; (b) IR0862 de 10/05/2009

As vantagens do uso de imagens por IR se devem aos seguintes fatos: tais imagens são obtidas sem o desconforto causado pela compressão da mama na manipulação do órgão durante exames de ultrassonografia e em exames clínicos; não há a invasão do corpo da mulher que ocorre durante a retirada de material para

biópsia; não se submete a paciente a nenhum tipo de radiação; é indolor. Além do exposto acima, não se pode perder de vista que se trata de desenvolvimento de ferramenta para lidar com pessoas, nas quais os fatores psicológicos e emocionais não devem ser desconsiderados. O diagnóstico de câncer de mama pode deixar a paciente “fragilizada e incapacitada” (REIBSTEIN, 2006), de maneira que, quanto menos invasivo for o exame, melhor.

As imagens por IR utilizadas na reconstrução da mama são bidimensionais e foram adquiridas individualmente por uma única câmera. Uma única imagem 2D não é suficiente para a modelagem geométrica da mama, porque não possibilita a localização espacial da anomalia no interior da mama visto que não tem a dimensão responsável por dar profundidade. Existem pesquisas para determinar a malignidade do tumor utilizando apenas uma imagem 2D como a ferramenta computacional desenvolvida por Araújo (2014), sem no entanto localizar o tumor e dar suas dimensões. Pode-se usar duas ou mais câmeras para obter imagens 2D simultaneamente para posterior reconstrução da geometria da mama. O presente trabalho utilizou duas imagens por IR obtidas a partir de uma única câmera, a fim de diminuir os custos gerados pela aquisição de mais de uma câmera, possibilitando o uso de uma técnica mais barata que possa efetivamente ser aplicada em hospitais públicos brasileiros.

Segundo Bezerra (2013), a geometria 3D formada apenas pela superfície obtida pelo corregristo da prótese mamária externa desenvolvida para esta tese e o tumor mostrou-se melhor do que as anteriores por ter um formato similar ao formato da mama da paciente para a qual o perfil de temperatura foi simulado. Isso possibilitou um estudo individualizado para cada mulher e aumentou a assertividade das simulações. A mesma também se diferencia por conter a gordura subcutânea e os ductos lactíferos em seu interior, além da anomalia e dos lóbulos mamários. Os cálculos da distribuição de temperatura apresentados foram efetuadas considerando as propriedades termofísicas dos tecidos referentes a cada estrutura interna introduzida na geometria proposta nesta tese.

Santos (2014) desenvolveu uma plataforma computacional para análise de imagens termográficas visando à caracterização e a detecção de anomalias mamárias fazendo uso de geometria 3D para análise de sensibilidade e mapeamento da imagem por IR sobre a referida geometria, Bezerra (2013) utilizou a geometria 3D para estimar os parâmetros termofísicos da mama e de nódulos

mamários a partir de imagens termográficas utilizando método inverso. A geometria 3D utilizada em ambos os casos foi a geometria aqui apresentada contendo apenas a superfície, tecido glandular e a anomalia. Esta última foi posicionada conforme descrito no exame de ultrassonografia e com as propriedades termofísicas associadas conforme a malignidade indicada na mamografia.

Silva (2010) gerou o volume tridimensional do tronco feminino a partir de duas imagens por IR bidimensionais de pacientes voluntárias do Hospital das Clínicas da Universidade Federal de Pernambuco (HC - UFPE). Entretanto, até o presente momento, o volume obtido é apresentado apenas visualmente na tela, não possuindo saída como objeto que possa ser utilizado nas simulações de perfis de temperatura através de programas de CFD. Viana (2010) digitalizou sete próteses mamárias externas que foram usadas nas simulações de temperatura. Para cada paciente, a prótese escolhida foi aquela cujo contorno da base mais se aproximava da sua prega inframamária. Em alguns casos, a simulação não pode ser efetuada porque o nódulo com as dimensões informadas no exame de ultrassonografia extrapolava a parte superior de tal geometria. Isto se deve ao fato de que a parte superior da referida geometria é delgada, enquanto que algumas pacientes possuem mais tecido nessa região. Há, então, a necessidade de um modelo geométrico individualizado para cada mulher que permita o cálculo de perfis de temperatura pelo *software* de CFD. Há, ainda, a necessidade de melhorar o modelo físico da mama, passando a incluir componentes da mama que não são representadas nas geometrias substitutas apresentadas até o momento.

Santos (2009) obteve uma geometria 3D a partir do escaneamento de manequim de loja para desenvolver uma ferramenta computacional para análise paramétrica da influência da posição e do tamanho de um tumor de mama em perfis de temperatura. Bezerra (2007) utilizou uma semiesfera para representar a mama feminina na simulação computacional de perfis de temperatura para uso de imagens por IR em tumores mamários. Os resultados ora apresentados demonstraram que quanto mais semelhante à mama da paciente estudada for a geometria, melhores são os resultados obtidos pelas ferramentas computacionais desenvolvidas.

De uma maneira mais ampla, além de serem usadas nas aplicações propostas pelo grupo de pesquisa do DEMEC – UFPE, para Solemani *et al.* (2009), a modelagem fisiológica pode ser uma ferramenta preditiva auxiliar a fim de entender melhor os processos físicos e biológicos, enquanto que imagens médicas são

capazes de dar um importante conjunto de dados clínicos relevantes. De acordo com Koch *et al.* (2011), Huang *et al.* (2007) e Tepper *et al.* (2006), a modelagem geométrica da mama pode ajudar em estudos epidemiológicos devido ao melhor entendimento do fenômeno, bem como procedimentos de cirurgia de mama de forma que a integração da imagem com a modelagem computacional pode ser uma tecnologia empregada para alcançar a meta universal de saúde, definida no início do Capítulo 1. Modelos computacionais 3D também podem ser usados para avaliar o desempenho de aparelhos médicos, treinar profissionais da área de saúde na realização de procedimentos médicos e para determinar a interação entre dispositivos eletrônicos e seres humanos (GOSSELIN *et al.*, 2014). Todos os exemplos anteriores são efetuados sem expor o ser humano a riscos desnecessários.

Os termogramas utilizados para o presente trabalho foram obtidos de acordo com procedimentos aprovados pelo Comitê de Ética do HC - UFPE e cadastrado no Ministério da Saúde sob o nº CEP/CCS/UFPE Nº 279/05. Cada paciente deu consentimento formal para o arquivamento e uso de suas imagens por IR para a pesquisa da qual o presente trabalho faz parte. O banco de dados desenvolvido por Araújo (2009) para essas imagens é um aplicativo que vem sendo incrementado pela Universidade Federal de Pernambuco com sua versão preliminar disponível, até a presente data, na *internet* no endereço [150.161.49.5/projetoBD](http://150.161.49.5/projetoBD).

Alguns projetos foram sendo desenvolvidos no Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Pernambuco (DEMEC - UFPE), com intuito de melhorar a detecção precoce do câncer de mama, principalmente pela sugestão e análise da viabilidade da incorporação da técnica da termografia com esse fim. As pesquisas desenvolvidas no DEMEC - UFPE receberam apoio financeiro dos Editais Universais do Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq) 2006, 2009 e 2011 sob a coordenação do prof. Dr Paulo Roberto Maciel Lyra (DEMEC - UFPE), assim como do Pró-Engenharias (PROENG) 2008 nº PE021/2008 referente ao projeto "*Processamento e análises de imagens aplicadas a mastologia*", parceria entre a Universidade Federal de Fluminense, sob a coordenação da prof<sup>a</sup> Dr<sup>a</sup> Aura Conci, e a UFPE, sob a coordenação da prof<sup>a</sup> Dr<sup>a</sup> Rita de Cássia Fernandes de Lima, que teve duração de cinco anos. No momento, novos projetos dão suporte e financiam a pesquisa:

- a) “Validação do uso de imagens médicas termográficas como ferramenta auxiliar de detecção precoce de câncer de mama através de simulação computacional e como elemento de triagem em populações de baixa renda residentes em áreas rurais”, coordenado pela prof<sup>a</sup> Dr<sup>a</sup> Rita de Cássia Fernandes de Lima. Financiamento pelo Edital Universal do CNPq 2013 CEP/CCS/UFPE n° 279/05;
- b) “Análise de imagens médicas por infravermelho através de simulação numérica e técnicas de otimização”, coordenado pelo prof. Dr Marcus Costa de Araújo. Financiamento pela chamada MCTI/CNPq/Universal 14/2014.

O trabalho aqui apresentado complementa e se integra a todos os tópicos citados acima. Ele obteve financiamento da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES) através do edital PROENG/PE 021-2008, “Processamento de imagens digitais aplicadas à mastologia”.

Segundo Hipócrates (460 a.C. – 380 a.C.) “é preciso olhar o doente e não a doença”. Portanto, a principal motivação desta tese foi o desejo de trazer mais esperança de cura e aumentar a qualidade de vida das pacientes.

## 1.2 OBJETIVO

O principal objetivo desta tese é construir uma geometria substituta tridimensional da mama feminina a partir de imagens por IR da paciente que possa ser utilizada em simulações da transferência de calor na mama a fim de obter os perfis de temperatura através de *software* de CFD. Algumas das etapas necessitaram de desenvolvimento de códigos computacionais específicos para tal.

### 1.2.1 Objetivos específicos

Com o intuito de atingir o objetivo principal, os esforços foram divididos em cinco etapas:

- a) Aperfeiçoamento dos mecanismos existentes até então para extração das coordenadas dos pontos que compõem a mama a partir da imagem por IR;
- b) Reconstrução da superfície da mama a partir do corregristo de prótese mamária externa aos contornos da paciente extraídos de imagem por IR;
- c) Introdução de tecido adiposo e ductos lactíferos além dos lóbulos da glândula mamária no interior da geometria 3D gerada;
- d) Análise visual do impacto decorrente da inserção das estruturas internas propostas através de simulações numéricas utilizando a geometria contendo internamente apenas o tecido glandular, apenas tecido glandular e tecido adiposo, apenas tecido glandular e ductos lactíferos e finalmente com tecido adiposo, glandular e ductos lactíferos;
- e) Uso da nova geometria 3D na simulação de perfis de temperatura com o auxílio de programas comerciais de CFD e validação dos resultados.

Todos os perfis de temperatura para a geometria substituta foram calculados atribuindo as características termofísicas dos tecidos que compõem a mama às estruturas correspondentes na geometria substituta gerada. Tais propriedades foram obtidas na literatura técnica pesquisada. As anormalidades foram posicionadas com informações decorrentes do prontuário da paciente em estudo. A temperatura ambiente foi obtida do prontuário da paciente. Os cálculos foram efetuados considerando que a transferência de calor nos tecidos internos ocorreu por condução e a transferência entre a superfície frontal e o ambiente aconteceu por convecção. O coeficiente de transferência de calor foi considerado igual a  $13,5\text{W/m}^2\text{°C}$ . A temperatura inicial em toda a geometria foi igual a  $37\text{°C}$ , a parede posterior da mama manteve temperatura fixa de  $37\text{°C}$ .

### 1.3 ORGANIZAÇÃO DO PRESENTE TRABALHO

A revisão da literatura com relação à modelagem tridimensional descrevendo aplicações e as técnicas de modelagem utilizadas na obtenção de uma geometria estão no Capítulo 2. Uma visão geral do diagnóstico auxiliado por computador é apresentada. Artigos sobre obtenção dos perfis de temperatura, registro e segmentação de imagens foram resumidos neste capítulo.

A anatomia da mama feminina e um breve resumo sobre transformação projetiva, a qual foi utilizada no corregristo da prótese mamária externa aos contornos da mama da paciente, estão no Capítulo 3. As estruturas internas da mama e as propriedades termofísicas dos tecidos envolvidos são ressaltadas.

No Capítulo 4, a metodologia adotada e *software* utilizados são apresentados. A descrição dos programas computacionais desenvolvidos durante a elaboração desta tese está organizada em dois grupos: extração dos pontos que compõem a mama a partir de imagens por infravermelho pelo programa computacional desenvolvido por Silva (2010) e modelagem da superfície da mama através do corregristo da prótese mamária externa aos contornos da paciente. A obtenção de perfis de temperatura, os componentes da geometria com suas propriedades termofísicas e os parâmetros utilizados nos cálculos computacionais também se encontram neste capítulo.

Os resultados obtidos no cálculo da distribuição de temperatura na mama usando o modelo geométrico desenvolvido estão no Capítulo 5, assim como a discussão desses resultados através da comparação com aqueles provenientes de trabalhos anteriores. Uma análise da alteração da distribuição de temperatura, calculada pelo *software* de CFD e decorrente da inserção de cada uma das estruturas introduzidas na geometria, é efetuada. Para este fim, foram calculados perfis de temperatura utilizando a geometria contendo internamente tecido glandular e cada uma das estruturas sendo inserida individualmente. Na referida análise, a anormalidade foi posicionada juntamente com suas propriedades termofísicas de acordo com os resultados dos exames da paciente. Os resultados obtidos nos cálculos de temperatura decorrente de tal análise foram comparados visualmente com as imagens por IR frontal e lateral e que foram utilizadas na reconstrução da mama. Os erros dos cálculos efetuados foram baseados na diferença entre a temperatura máxima indicada no perfil calculado e na imagem por IR da paciente.

No Capítulo 6, o trabalho é finalizado evidenciando o cumprimento dos objetivos específicos, bem como sugerindo melhorias para trabalhos futuros.

No Apêndice A, as propriedades termofísicas dos ductos lactíferos, seu fluido interno e outros tecidos que compõem a mama feminina são apresentados.

O resumo das principais operações em imagens está no Apêndice B com a finalidade de complementar o entendimento sobre operações em imagens.

Os arquivos escritos para auxiliar a construção da geometria substituta e os cálculos de temperatura estão no Apêndice C e no Anexo A. O apêndice D é uma relação da produção científica da autora até a publicação da presente tese.

## **2 REVISÃO DA LITERATURA**

## 2 REVISÃO DA LITERATURA

A pesquisa na literatura que foi efetuada para identificar a metodologia adotada por outros pesquisadores na resolução de problemas semelhantes ao proposto por esta tese encontra-se compilada neste Capítulo. Os modelos geométricos utilizados na modelagem da mama são descritos com o intuito de verificar a necessidade do modelo proposto neste trabalho. As ferramentas computacionais desenvolvidas pelos pesquisadores do DEMEC – UFPE foram comparadas com aquelas encontradas na literatura. A etapa de revisão bibliográfica possibilita, ainda, a sedimentação dos principais conceitos necessários para a correta interpretação e a resolução do problema proposto.

Este capítulo é iniciado com uma visão geral do Diagnóstico Auxiliado por Computador (CAD - *Computer-Aided Diagnosis*) seguido pelo seu uso associado às imagens por IR. Os modelos geométricos encontrados na literatura recente são apresentados juntamente com sua utilização. Apresentam-se também a evolução dos modelos geométricos e das ferramentas computacionais para o uso de imagens por infravermelho na detecção do câncer de mama desenvolvidas pelo DEMEC-UFPE. O ineditismo da geometria substituta da mama desenvolvida nesta tese pôde ser comprovado. Por fim, os conceitos de registro e segmentação de imagens são apresentados com o objetivo de verificar as ferramentas matemáticas utilizadas no desenvolvimento do programa computacional desenvolvido pela proponente desta tese.

### 2.1 DIAGNÓSTICO AUXILIADO POR COMPUTADOR

Horsch *et al.* (2006), Azevedo-Marques (2001), Thurfjell, Lernevall e Taube (1994) definem o diagnóstico auxiliado por computador como um diagnóstico realizado pelo especialista, utilizando o resultado de análises quantitativas automatizadas de imagens como uma segunda opinião para tomada de decisões diagnósticas. Azevedo-Marques (2001) ressalta que o conceito atual de CAD diferencia-se claramente do conceito de diagnóstico automatizado, proposto e estudado nas décadas de 60 e 70. Para o caso de análise de mamas, Eltoukhy, Faye e Samir (2012), Horsch *et al.* (2006), Azevedo-Marques (2001), Thurfjell, Lernevall e Taube (1994) afirmam que o CAD pode potencialmente ser utilizado para

auxiliar os profissionais de saúde a decidirem quais mulheres devem ser encaminhadas para biópsia, podendo reduzir o número de biópsias desnecessárias.

Para Thurfjell, Lernevall e Taube (1994), o CAD melhora a exatidão do diagnóstico, assim como a consistência da interpretação da imagem radiológica, mediante o uso da resposta do computador como referência porque a avaliação do especialista pode ser prejudicada pela perda de informação devida à natureza sutil do achado, da qualidade da imagem e da fadiga visual. Segundo Pediconi, Altomari, *et al.* (2008), a análise computadorizada na interpretação de uma imagem efetuada por um sistema CAD ressalta áreas na imagem que poderiam ter sido perdidas pela análise da imagem efetuada por um técnico especializado e estima o grau de malignidade para as regiões estudadas. Investigações em imagens de mamografia digital, ultrassom e ressonância magnética são exemplos do uso do CAD na investigação de lesões da mama.

Eltoukhy, Faye e Samir (2012), destacam que os avanços das técnicas de processamento digital de imagens, do reconhecimento de padrões e da inteligência artificial melhoraram os sistemas CAD. Tais sistemas usam técnicas computacionais para detectar anomalias em imagens médicas, assimetrias e distorções anatômicas. Permitem a detecção precoce do câncer de mama diminuindo, assim, a mortalidade entre as mulheres afetadas pela doença. O sistema CAD trabalha em três etapas: pré-processamento da imagem, extração de características e classificação dos achados. A extração das características é uma das prioridades na implementação de sistemas para reconhecimento dos tecidos mamários sendo responsável por selecionar as principais características que descrevem e amplificam as diferenças entre os diversos tecidos. Há uma grande necessidade de desenvolver métodos automáticos para classificar os achados mamográficos e assim evitar biópsias desnecessárias.

Segundo Eklund *et al.* (2013), a Unidade de Processamento Gráfico (*Graphics Processing Unit*) pode aumentar a velocidade de processamento ao efetuar a renderização de gráficos em tempo real. A Unidade de Processamento Gráfico consiste de um número de multiprocessadores, cada um contendo uma série de núcleos e *chips* de memória com uma largura de banda muito alta. As operações básicas são: filtragem, interpolação, estimativa de histograma, transformadas geométricas. Dependendo da aplicação, o filtro pode ser no domínio do tempo utilizando convolução, ou no domínio da frequência quando usa a multiplicação.

Esse último tipo tem a vantagem de que o tempo de processamento independe do tamanho do filtro.

Eklund *et al.* (2013) afirmam que a interpolação é um passo importante em imagens médicas, podendo ocorrer desde o registro da imagem até a reconstrução de informações. O histograma consiste basicamente na contagem de um número de valores que se enquadram em um intervalo predefinido. As transformadas geométricas podem ter um vasto campo de aplicações, tais como criação de esqueletos e aplicação eficiente de operações morfológicas. Uma transformada geométrica bidimensional converte uma imagem binária em uma imagem em escala de cinza onde o valor de cada *pixel* depende da distância para o *pixel* característico mais próximo. Um exemplo em 3D é seu uso para calcular as distâncias de uma malha triangular. Os conceitos básicos de transformadas geométricas utilizados na elaboração do programa computacional para o correto registro da prótese aos contornos da paciente estão no Capítulo 3.3.

Singh *et al.*, (2011), conduziram um estudo para avaliar a variabilidade entre as descrições de nódulos mamários informados por médicos que possuíam entre três e dezessete anos de experiência em imagem de mama e médicos residentes de radiologia. Essas informações foram utilizadas como dados de entrada do sistema CAD a fim de determinar como essas diferenças na caracterização de uma mesma lesão afeta o desempenho deste tipo de sistema de classificação de lesões. Os pesquisadores citados concluíram que um modelo de CAD pode potencialmente fornecer classificação da lesão mamária com exatidão semelhante para os dois grupos de profissionais com a vantagem de diminuir o índice de biópsia desnecessária, apesar de haver variação nas descrições entre os profissionais.

Wishart *et al.* (2010) desenvolveram *software* para detecção precoce de câncer de mama e observaram que o uso desta ferramenta com obtenção das imagens por equipamentos com tecnologia de ponta na área aumentaram a sensibilidade e a especificidade do diagnóstico. Lee e Yang (2010) desenvolveram *software* para CAD e destacaram ainda que existe uma deficiência na análise paramétrica em Regiões de Interesse (ROI – *Regions of Interest*) que apresentam pontos quentes e pontos frios na superfície da mama com anomalias. Embora as Imagens por Ressonância Magnética (MRI - *Magnetic Resonance Image*) da mama sejam mais sensíveis aos achados mamários, os aparelhos para MRI são mais caros, nem sempre estão disponíveis nos hospitais além de requererem pessoal

altamente qualificado para interpretar as imagens (WISHART *et al.*, 2010). O diagnóstico com imagens por IR mostrou-se mais eficiente em mulheres abaixo de 50 anos devido, entre outros motivos, à maior vascularização nesta faixa etária (LEE e YANG, 2010), (WISHART *et al.*, 2010). A combinação dessa técnica com mamografia e ultrassonografia da mama mostrou sensibilidade e especificidade de 89 a 90% de acerto, em média, no diagnóstico em mulheres abaixo de 50 anos (LEE e YANG, 2010), (WISHART *et al.*, 2010).

Segundo Wishart *et al.* (2010), Ng (2009) e Ring *et al.* (2007) há mais de 40 anos o padrão de temperatura na superfície cutânea obtida através da imagem por infravermelho pode indicar uma possível presença de doença. Entretanto, devido à tecnologia rudimentar dos primeiros aparelhos de imageamento por IR, ao alto grau de subjetividade bem como um alto índice de falsos positivo e falsos negativo dificultaram o uso de imagem por IR como imagem médica. Para Wishart, Campisi, *et al.* (2010) e Lee e Yang (2010), os avanços na tecnologia de imageamento por IR, isto é, câmeras e computadores melhores, juntamente com o uso de *software* de inteligência artificial com capacidade de análise de imagens, deram novo fôlego ao uso de termogramas na detecção do câncer de mama. Além do exposto, Ng (2009) destaca a necessidade de treinamento do profissional de saúde na análise de termogramas.

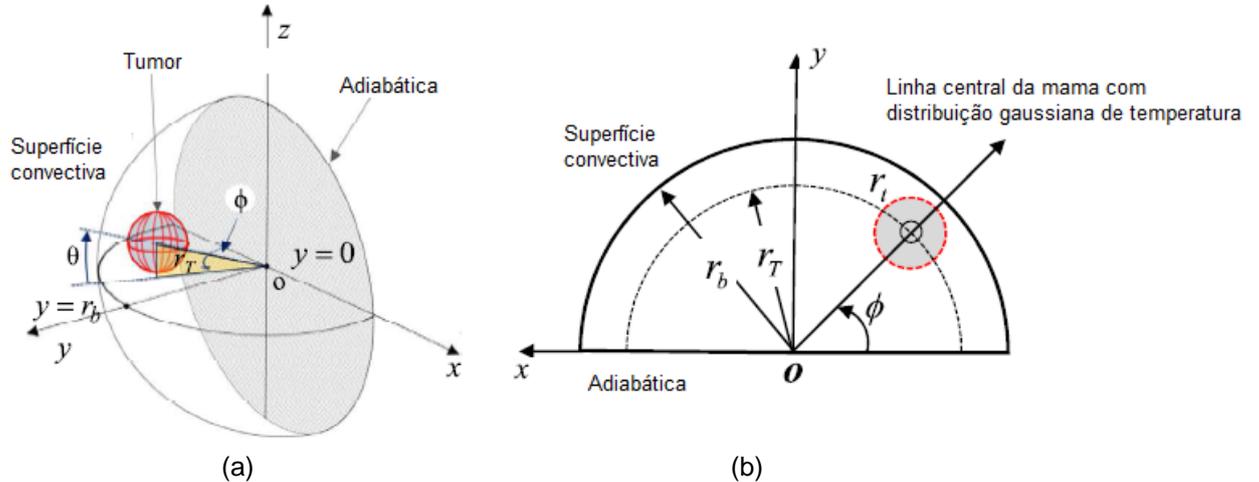
O objetivo do estudo Horsch *et al.*(2006) foi avaliar o uso de uma estação de trabalho CAD como ajuda para radiologistas na interpretação das mamografias e ultrassonografias de mama. A interface de estação de trabalho inteligente utilizado no referido estudo classificou corretamente lesões malignas da mama em 91,67% dos casos para imagem oriunda da mamografia e 76,07% dos casos para imagens geradas pela ultrassonografia.

## 2.2 MODELAGEM GEOMÉTRICA

Das e Mishra (2015) utilizaram uma geometria tridimensional semiesférica, ilustrada na Figura 2, para estimar numericamente a presença de tumor, seu tamanho e localização. O perfil de temperatura foi calculado pelo *software* COMSOL versão 4.3a. O referido *software* usou o Método de Volumes Finitos para resolver a Equação de Biotransferência de Calor (BHTE – *Bioheat Transfer Equation*) ou

Equação de Pennes (1948). Um resumo de tal abordagem na estimativa da transferência de calor em tecidos vivos está resumido no Capítulo 3.2.

FIGURA 2 - Geometria semiesférica de Das e Mishra (2015).



FONTE: Das e Mishra (2015).

(a) visão em perspectiva; (b) corte no plano xy.

Onde:  $r_b$  = raio da geometria;  $r_t$  = distância radial do centro do tumor ao centro da semiesfera;  $r_t$  = raio do tumor;  $\phi$  = ângulo no plano xy que posiciona o centro do tumor;  $\theta$  = ângulo no plano yz que posiciona o centro do tumor.

Em seu estudo, Das e Mishra (2015) observaram que, independente da localização e das dimensões do tumor, a temperatura ao longo de uma linha radial obedeceu a uma distribuição Gaussiana expressa pela Equação (2.1). A temperatura foi calculada ao longo de uma linha radial a qual inicia no centro da circunferência da base da mama e vai até a superfície externa.

$$T = T_0 + T_{max} e^{-(x-\bar{x}_c)^2/2G^2} \quad (2.1)$$

onde:

$T$  = temperatura na superfície externa da geometria;

$T_0$  = temperatura da base da geometria;

$T_{MAX}$  = temperatura máxima (amplitude);

$G$  = largura;

$X$  = abscissa do ponto onde a temperatura foi calculada;

$\bar{X}_c$  = abscissa do ponto no qual a temperatura atinge o valor máximo.

Para validar o modelo, foi construída uma geometria com 18cm de diâmetro e malha tetraédrica com elementos medindo entre 0,027cm e 0,63cm. Foi inserida uma esfera para representar um tumor de 2,3cm de diâmetro, localizada a uma profundidade de 2cm,  $\theta = 0$  e  $\phi = \pi/2$ . O ambiente foi simulado com uma temperatura de 21°C e com coeficiente de transferência de calor por convecção igual a 5 Wm<sup>-2</sup>K<sup>-1</sup>. A temperatura calculada na superfície da pele obedeceu a uma

distribuição Gaussiana, conforme observado por Gautherie (1980). As propriedades termofísicas utilizadas estão transcritas no Apêndice A.

Hasgall, Di Gennaro, *et al.* (2015), lançaram em 2015 uma nova geração de modelos geométricos 3D de seres humanos com resolução de  $0,5 \times 0,5 \times 0,5\text{mm}^3$ , contendo 300 tecidos e órgãos humanos para cada modelo. Acrescentou geometrias substitutas 3D de mulheres grávidas e de fetos de três, sete e nove meses de gestação e pessoas de até 84 anos àqueles desenvolvidos por Christ, Kainz, *et al.* (2010). Permite aplicações em verificação de segurança de implantes médicos. Possui também um banco de dados com propriedades dos tecidos humanos.

Gosselin *et al.* (2014) desenvolveram modelos geométricos 3D de seres humanos de corpo inteiro para estudos de exposição eletromagnética, otimização de aparelhos e aplicações médicas. O objetivo inicial foi verificar o atendimento às normas de segurança por aparelhos celulares sem expor voluntários aos riscos da radiação eletromagnética. As malhas 3D podem ser posicionadas arbitrariamente e rotacionadas em relação ao sistema de coordenadas a fim de alocar corretamente a geometria substituta do ser humano para as simulações. Os modelos, ou parte deles, podiam ser discretizados em malha retangular com resolução arbitrária. As malhas podiam ser exportadas em formato genérico, tridimensional, para permitir seu uso com outros programas de simulação de exposição eletromagnética.

Santos (2014) desenvolveu uma plataforma computacional para análise de imagens termográficas visando a detecção e a caracterização de anomalias mamárias, com metodologia semelhante àquela proposta por Das e Mishra (2015). Santos (2014) utilizou geometria 3D substituta da mama com a superfície obtida no presente trabalho, contendo internamente tecido glandular e a lesão posicionada e caracterizada de acordo com exames clínicos e exames por imagem da paciente. A imagem por IR foi mapeada na referida geometria, permitindo uma melhor análise da influência do tumor sobre a distribuição de temperatura na superfície da mama em estudo.

Bezerra (2013) desenvolveu uma ferramenta computacional para estimar os parâmetros termofísicos da mama e de nódulos mamários a partir de imagens termográficas utilizando técnicas de otimização. O modelo geométrico 3D da mama foi composto pela superfície obtida no presente trabalho preenchida internamente com tecido glandular e o nódulo descrito no prontuário da paciente em estudo. A autora desenvolveu uma metodologia para estimar propriedades térmicas com base

em imagens por IR. A simulação numérica foi realizada pelo *software* comercial Fluent<sup>®</sup>, atualmente inserido no pacote de CFD Ansys<sup>®</sup>. O Método de Programação Quadrática Sequencial (*Sequential Quadratic Programming*) foi usado para resolver o problema inverso e estimar a condutividade térmica e a perfusão sanguínea no interior dos tecidos. Os resultados mostraram que é possível estimar algumas propriedades termofísicas dos tecidos com uso de termogramas.

O modelo geométrico 3D desenvolvido por Jiang, Zhan e Loew (2011) foi uma semiesfera deformada elasticamente pela gravidade. A geometria inicial foi uma semiesfera com quatro camadas concêntricas representando as camadas internas da mama que são de fora para dentro: superfície cutânea, tecido adiposo, tecido subcutâneo glandular e o tecido glandular mais interno. Foi construída uma malha interna na qual foram aplicadas as propriedades mecânicas dos tecidos. A deformação elástica devido à gravidade foi estimada como uma função da postura corporal para, assim, obter a geometria substituta da mama.

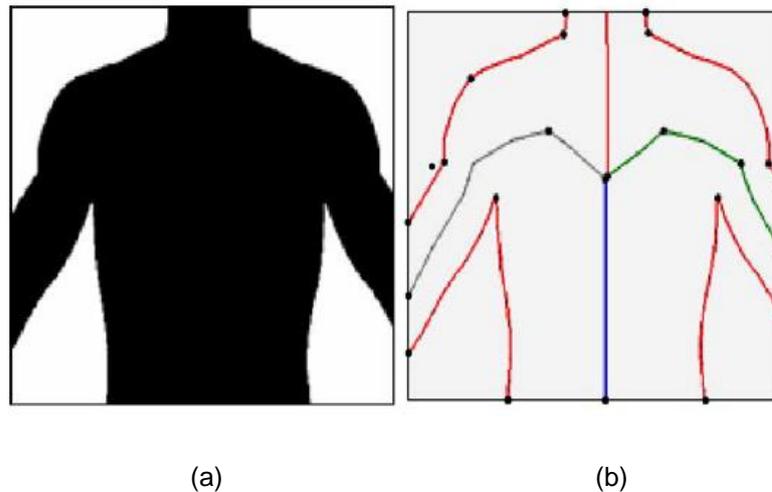
Jiang, Zhan e Loew (2011) desenvolveram um método para calcular o perfil de temperatura da mama com o objetivo de estimar as propriedades termofísicas dos tecidos mamários de uma paciente específica, uma vez que as propriedades termofísicas podem ser diferentes de uma pessoa para outra. O Método dos Volumes Finitos foi aplicado para resolver a BHTE e calcular o perfil de temperatura da mama. Posteriormente foi aplicado o método inverso para obter a condutividade térmica, a perfusão sanguínea e a geração de calor metabólico para cada tipo de tecido mamário. Com o uso dessa metodologia, a estimativa do contraste térmico induzido pelo tumor foi melhorada significativamente, especialmente nos casos de tumores profundos para os quais a termografia tem baixa sensibilidade.

Um modelo bidimensional foi desenvolvido por Lee e Yang (2010) a partir de duas imagens termográficas para criar uma ferramenta de CAD. A ferramenta foi desenvolvida para interpretar automaticamente o padrão térmico através de técnica bioestatística a fim de parametrizar quantitativamente a relação entre o câncer de mama feminino e a fisiologia térmica. A ferramenta proposta por Lee e Yang (2010) não substituiu as técnicas tradicionais de diagnóstico do “padrão ouro” nem tão pouco comparou as dimensões mínimas dos tumores detectados pelas mesmas. O objetivo foi explorar o potencial da termografia no diagnóstico precoce do câncer de mama sem comparar os resultados obtidos pela técnica proposta com a mamografia. O algoritmo teve cinco passos principais: padronização do levantamento geométrico

(*geometric lofting*), estatísticas das regiões com anomalias, análise de fatores paramétricos, obtenção da árvore de decisão (*decision tree*), posicionamento anatômico dos órgãos (*anatomical organ matching*).

Lee e Yang (2010) construíram o modelo geométrico bidimensional da Figura 3 a partir de duas imagens por IR: termograma de pessoa saudável em posição padronizada e termograma da paciente em estudo.

FIGURA 3 - Geometria de Lee e Yang (2010).



FONTE: Lee e Yang (2010).

(a) imagem padrão; (b) contorno externo e esqueleto para posicionar a imagem na posição corporal padrão.

Lee e Yang (2010) registraram a imagem da paciente à imagem padrão a fim de corrigir a postura da paciente para a posição padronizada. Esse procedimento visa estabelecer uma base de comparação na etapa estatística. As imagens em tons de cinza foram binarizadas para preto e branco. O contorno externo foi obtido subtraindo a imagem binarizada da imagem em preto e branco. O contorno interno foi obtido pelo “desgaste” contínuo da imagem binarizada. As coordenadas do contorno externo e do interno foram armazenadas em arquivos individuais. O Método dos Mínimos Quadrados (MMQ) foi aplicado para encontrar uma assíntota às linhas obtidas pela interligação dos pontos adjacentes e eliminar pontos intermediários.

Lee e Yang (2010) utilizaram o MMQ, que precisou ser corrigido quando o contorno estava paralelo ao eixo vertical (singularidade com declive infinito - *infinite slope*), horizontal (singularidade com inclinação zero - *zero slope*), e quando passava pela origem, isto é, o canto superior esquerdo da imagem. Quando o

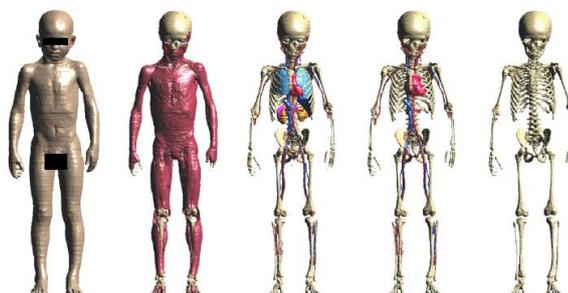
contorno formava uma curva acentuada, o ângulo entre as linhas consecutivas mudava de sinal. Estes pontos foram arquivados como vértices e os demais foram descartados. Para resolver o desalinhamento postural, as linhas obtidas pelo MMQ na imagem da paciente foram deformadas para combinar as informações dos vértices, tanto do contorno externo quanto do interno, com a posição do ponto correspondente na imagem padrão. A extração do contorno externo e padronização da postura foram automáticas quando se tratava da imagem inteira. Foi preciso que o número de pontos da imagem do paciente fosse igual ao da imagem padrão.

Para obter informações estatísticas de uma parte do interior da imagem com o método de Lee e Yang (2010), o médico selecionou manualmente a ROI e os pontos anatômicos importantes desta região para posterior alinhamento dos mesmos com a imagem padrão. A imagem com a ROI foi reconstruída através de árvores binárias de partição do espaço de maneira que o resultado obtido foi o mesmo, independente da sequência de marcação dos pontos na ROI. A triangularização de Delaunay foi usada para gerar a malha triangular para ambas as imagens após o sequenciamento dos pontos. A transformada afim foi aplicada aos vértices dos triângulos da malha da imagem do paciente para reposicioná-los para a coordenada anatomicamente correspondente na imagem padrão. De maneira semelhante, os pontos internos de cada triângulo foram reposicionados. Uma vez que a imagem estava na posição padrão, o órgão interno foi inserido na imagem a partir do alinhamento dos pontos extraídos de um modelo anatômico geometricamente correspondente à posição da ROI. A sobreposição da anatomia interna ao termograma pode fornecer informações adicionais para o diagnóstico clínico.

Christ *et al.* (2010) desenvolveram modelos anatômicos de corpo inteiro para um homem adulto, uma mulher adulta e duas crianças com o objetivo de otimizar a avaliação da exposição eletromagnética. Exceto em poucos casos, os modelos foram desenvolvidos a partir de MRI ou de tomografia computadorizada de pessoas saudáveis ou cadáveres. Uma vez que a obtenção de MRI não usa radiação ionizante e permite um melhor contraste de tecidos moles, a identificação e segmentação de diferentes tecidos e órgãos foi efetuada preferencialmente a partir destas imagens. Os voluntários foram escolhidos de acordo com a média mundial de altura e índice de massa corporal. Foram escaneados em mais de uma sequência com duração total de aproximadamente 6h para adultos e entre 1,5h e 3,0h para crianças. Os voluntários assumiram a postura equivalente a uma pessoa de pé. Os

*grids* das imagens tiveram dimensões de:  $1,0 \times 1,5 \times 1,0\text{mm}^3$  para artérias e veias;  $0,5 \times 0,5 \times 1,0\text{mm}^3$  para a cabeça;  $0,9 \times 0,9 \times 2,0\text{mm}^3$  para o torso, pernas, pés, braços e mãos e  $0,5 \times 0,5 \times 1,5\text{mm}^3$  para o coração. Os tecidos e os órgãos foram identificados nas imagens e segmentados pelo *software* iSeg, desenvolvido para a pesquisa. Cerca de 80 tipos de tecidos e órgãos foram identificados e segmentados para cada modelo. Após a segmentação, as superfícies foram reconstruídas com malha triangular não-estruturada e B-splines Racionais Não-Uniformes (NURBS – *Non-Uniform Rational B-Splines*) usando o algoritmo de cubos marchantes (*marching cubes*). Em seguida, foram suavizadas usando o modelo massa-mola (*spring-model*) e reduzindo a quantidade de superfícies triangulares. A suavização foi efetuada pelo *software* Amira 4.0. Foram reconstruídas as superfícies externas, os órgãos internos, assim como veias, artérias e vasos, conforme exemplificado na Figura 4.

FIGURA 4 - Modelo anatômico de criança com pele, músculos, órgãos internos, vasos sanguíneos e esqueleto.



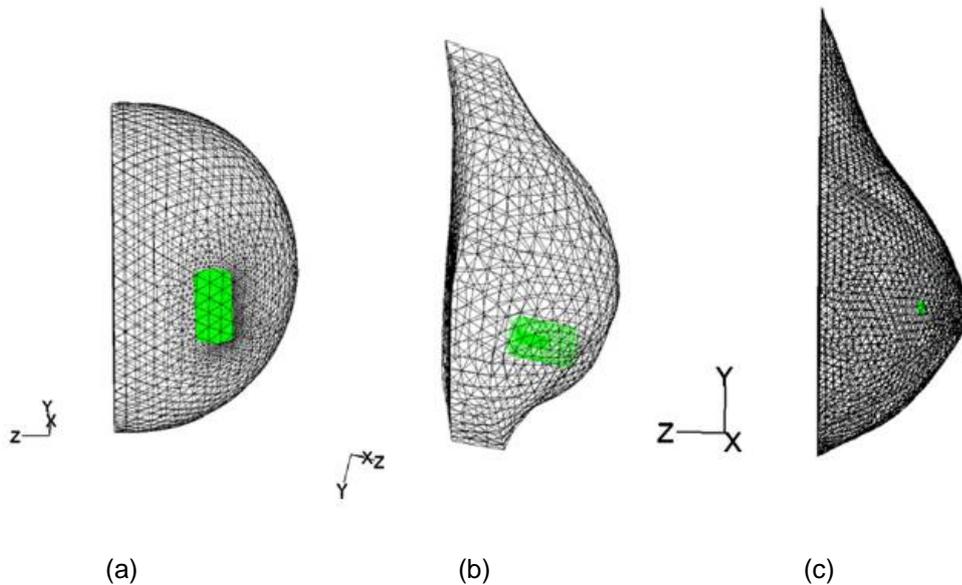
Fonte: Christ *et al.* (2010).

Os modelos geométricos tridimensionais utilizados no grupo de pesquisa do DEMEC - UFPE foram: uma semiesfera, Figura 5a (BEZERRA, 2007); geometria com formato semelhante a uma mama obtida a partir de medição do busto de um manequim comercial através de uma Máquina de Medição por Coordenadas, Figura 5b (SANTOS, 2009), e sete geometrias obtidas por medições efetuadas pela Máquina de Medição por Coordenadas em próteses mamárias externas, Figura 5c (VIANA, 2010).

A região interna das geometrias da Figura 5 foi composta pelo tecido glandular homogêneo e a anomalia descrita nos exames da paciente. A lesão foi representada por um cilindro com medidas correspondentes às dimensões das anomalias das pacientes em análise. Os cilindros foram posicionados de acordo com a localização descrita nos exames de ultrassonografia das pacientes. As malhas

foram geradas pelo Gambit™, um *software* pré-processador de CFD. Todos os modelos foram utilizados na obtenção de perfis de temperatura pelo *software* de CFD Fluent® e no desenvolvimento de ferramentas computacionais para detecção precoce do câncer de mama e conforme explicado no Capítulo 1.1.

FIGURA 5 - Modelos geométricos de mama desenvolvidos no DEMEC-UFPE.

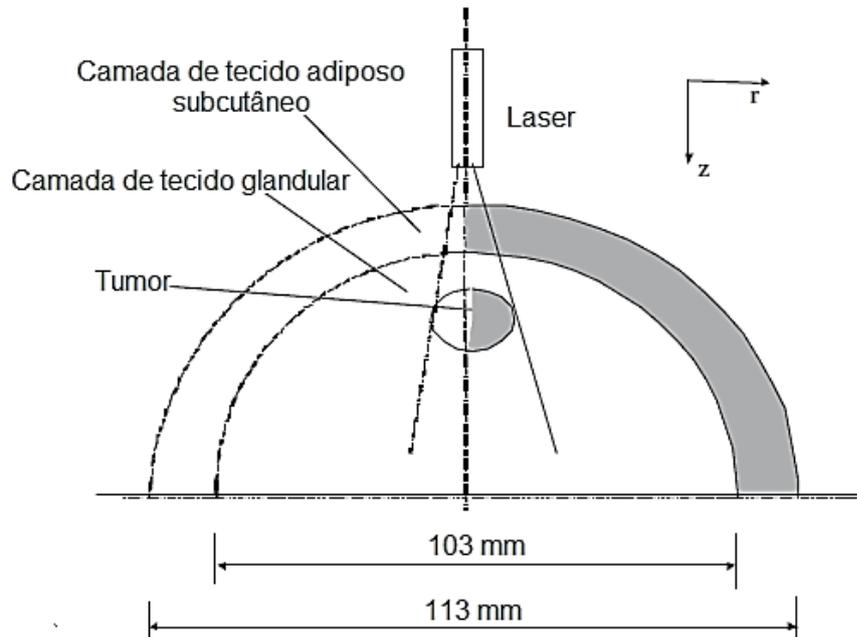


Fonte: Bezerra, Oliveira *et al.* (2013).  
(a) Bezerra (2007); (b) Santos (2009); (c) Viana (2010).

He *et al.* (2006) construíram o modelo geométrico da Figura 6 para a mama composto por uma semiesfera com duas camadas internas: uma para representar a gordura subcutânea e outra representando o tecido glandular. Um tumor foi representado por uma esfera posicionada no seu interior sobre o eixo z. Um feixe de laser foi posicionado acima do tumor. Para manter a temperatura da superfície da pele considerou-se que a mesma estava refrigerada com água. A rede vascular do tumor (*tumor vascular beds*) foi modelada em paralelo com a rede vascular do tecido normal.

O objetivo do artigo supracitado foi investigar a resposta do fluxo de sangue e da difusão de oxigênio à irradiação do laser no tumor de mama. A absorção da energia do laser foi simulada por um modelo térmico bidimensional de elementos finitos. O fluxo sanguíneo foi modelado como uma rede de vasos com vasculatura neoplásica. A distribuição de  $PO_2$  em unidade de tecidos normais e tumorais foi analisada com o modelo de Krogh. Com a associação desses modelos, a variação de fluxo sanguíneo e a distribuição de oxigênio sob radiação laser foram calculados.

FIGURA 6 - Esquematização da aplicação de laser.

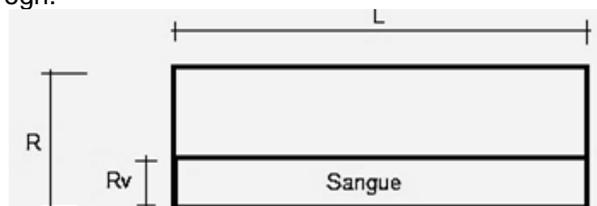


FONTE: He *et al.* (2006).

No modelo de He *et al.* (2006) a distribuição de temperatura devida à irradiação do laser, na área alvo e no entorno, foi governada pela BHTE de Pennes (1948). O fluxo sanguíneo na mama foi calculado pelas equações unidimensionais e não-lineares de fluxo pulsante em um tubo elástico. Uma vez que não há variação de pressão nas veias, a pressão de saída foi considerada constante e igual a 5mmHg. A temperatura do sangue foi de 37°C. As características dos tecidos utilizadas estão transcritas no Apêndice A.

Na análise do cilindro de Krogh, esquematizado na Figura 7, He *et al.* (2006) modelaram o tecido dividido em cilindros paralelos espaçados uniformemente de forma que cada cilindro teve um capilar fornecendo oxigênio para a região do tecido em seu entorno. O cilindro correspondente ao tecido normal tinha 500µm de comprimento ( $L$ ), 30µm de raio ( $R$ ) e o vaso tinha 3µm de raio ( $R_v$ ). O tecido do tumor foi representado por um cilindro de 100µm de comprimento ( $L$ ), 60µm de raio ( $R$ ) e um vaso com 6µm de raio ( $R_v$ ).

FIGURA 7- Cilindro de Krogh.



FONTE: He *et al.* (2006).

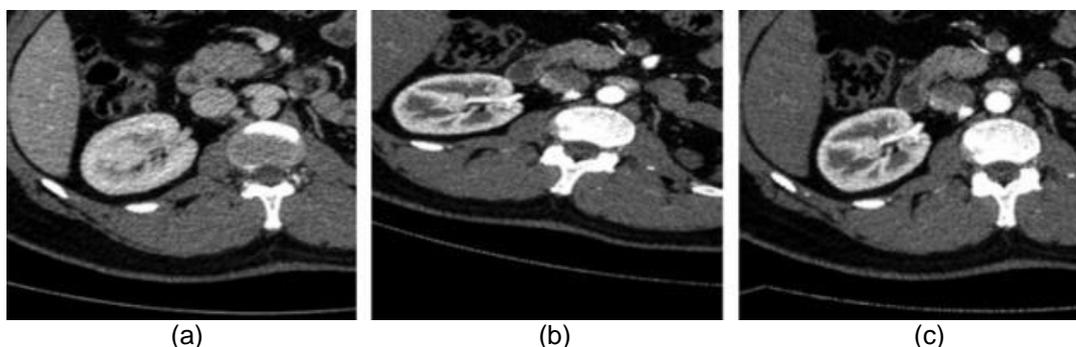
Onde:  $L$  = comprimento da unidade;  $R$  = raio do cilindro;  $R_v$  = raio do vaso sanguíneo.

### 2.3 REGISTRO E SEGMENTAÇÃO DE IMAGENS

O registro de imagens é uma das operações mais comuns em imagens médicas. Esta abordagem permite condensar a informação fornecida por vários exames de diagnóstico em um único conjunto de dados clínicos, podendo melhorar a exatidão do diagnóstico e ajudar a decidir o melhor tratamento para o paciente. Além disso, a patologia que não foi detectada anteriormente pode ser visualizada devido à correspondência das regiões de interesse entre as imagens, permitindo a possibilidade de acompanhamento ou biópsia de lesões pré-identificadas (EL-GAMAL, ELMOGY e ATWAN, 2016) (DIETZEL *et al.*, 2012).

De acordo com El-Gamal, Elmogy e Atwan (2016), o registro de imagens é definido como o processo de mapeamento das imagens de entrada com a ajuda da imagem de referência. O objetivo de tal mapeamento é combinar as imagens correspondentes com base em determinados recursos para auxiliar no processo de fusão de imagens, conforme exemplificado na Figura 8.

FIGURA 8 - Registro de imagem de computação computadorizada do joelho.



FONTE: El-Gamal, Elmogy e Atwan (2016)

(a) imagem de referência, (b) imagem alvo, (c) imagem alvo após registro da imagem de referência.

Segundo Eklund *et al.* (2013), a segmentação em imagens médicas é geralmente utilizada para separar estruturas do cérebro, vasos sanguíneos, órgãos, tumores e ossos. Pediconi *et al* (2008), citam como exemplo de segmentação a detecção automática da linha de contorno da mama para retirar da imagem objetos que não fazem parte da mesma a fim de limitar a área da imagem de mamografia a ser analisada pelo sistema computacional e diminuir o tempo de processamento.

Pediconi *et al* (2008) citam que a segmentação também é utilizada para identificar as bordas de anomalias e separar a imagem em duas regiões: interior da anomalia e exterior da mesma. A análise de textura no interior da anomalia pode

melhorar a diferenciação entre lesões benignas e malignas da mama e a obtenção da imagem com uso de contraste ajuda a fazer a distinção entre tais lesões com base na sua morfologia (PEDICONI *et al.*, 2008).

Gonzalez e Woods (2010) definem que a segmentação de imagens é um procedimento que subdivide uma imagem em regiões ou objetos que a compõem. O nível de subdivisão deve ser suficiente para detectar as regiões de interesse. Segundo Gonzalez e Woods (2010), Pereira, de Mello e Vergara (2007), algoritmos tradicionais se baseiam em valores de intensidade do *pixel*: descontinuidade e similaridade. A descontinuidade é útil para detectar as bordas uma vez que nestes locais ocorre uma mudança brusca de intensidade. A similaridade divide a imagem em regiões que atendem um conjunto de critérios definidos previamente. Pode ser efetuada pelos métodos da limiarização, do crescimento de região e da divisão e fusão de regiões (GONZALEZ e WOODS, 2010).

Para imagens monocromáticas, a segmentação baseada nas bordas e a segmentação baseada na região são as mais utilizadas, segundo Gonzalez e Woods (2010). Para esses autores, a magnitude da primeira derivada pode ser usada para detectar se o *pixel* faz parte da borda, o sinal da segunda derivada identifica se o *pixel* está do lado escuro ou claro da borda e, nos casos onde a borda é espessa, os locais onde a segunda derivada passa pelo zero são o centro dessas bordas.

O método de crescimento de região (*region growing*) é uma segmentação na qual cada região começa como uma única semente. A cada iteração, a vizinhança de todos os *pixels* na região é verificada para determinar se a região deve expandir para incluí-los. O critério de inclusão pode ser baseado em propriedades de diferentes locais da imagem bem como envolver o crescimento da região e mudanças de formato (EKLUND *et al.*, 2013) (GONZALEZ e WOODS, 2010).

Eklund *et al.* (2013), Pereira, de Mello e Vergara (2007) indicam que o Método das Curvas de Nível (*Level-Set-Based Segmentation*), desenvolvido por Osher e Sethian (1988), aplica uma função escalar, com valores positivos dentro da área segmentada, e negativos fora da área que se quer destacar. Segundo Pereira, de Mello e Vergara (2007), “permite que a curva inicial sofra mudanças topológicas, que são consideradas curvas de nível de uma função pertencente ao universo tridimensional (função *level-set*)”.

Segundo Pereira, de Mello e Vergara (2007), o modelo original de contorno ativo (*snakes*) desenvolvido por Kass (1998) é, basicamente, “uma curva contínua

parametrizada na qual age um sistema de forças proveniente de funcionais de energia, responsáveis pela deformação da curva”.

Nos contornos ativos geodésicos, a curva inicial é modelada através de uma equação diferencial parcial e a deformação desta curva em direção às bordas da feição é explicada pelas técnicas de evolução de uma curva no espaço bidimensional (PEREIRA, DE MELLO e VERGARA, 2007) (CASELLES, KIMMEL e SAPIRO, 1995). Assim, os modelos geométricos relacionam-se diretamente com a geometria intrínseca da curva em relação à imagem (PEREIRA, DE MELLO e VERGARA, 2007).

Um modelo de alta precisão deve ser capaz de descrever tanto uma transformação rígida, ou seja, uma transformação afim, e uma transformação não-rígida, que é uma distorção. A transformação afim foi utilizada neste trabalho para fazer o registro entre a imagem por IR e a geometria da prótese mamária externa e assim obter a superfície da geometria 3D. Tal transformação é apresentada no Capítulo 3.3. Foi utilizada a transformação projetiva para possibilitar a posterior melhoria da geometria com uso da transformada perspectiva.

Zhang *et al.* (2015) propuseram um método não-rígido de mapeamento de textura, combinando um modelo de projeção de perspectiva com processamento não-rígido de ajustes para gerar um mapeamento de textura mais preciso. O registro inicial da imagem ao modelo 3D foi efetuado com uma transformação linear direta através de pontos de controle na imagem e no modelo 3D. Isso funcionou bem na maior parte da imagem, entretanto, falhou em locais nos quais a geometria era muito complexa. Então, para obter um melhor mapeamento nessas regiões, o resultado foi otimizado pelas restrições definidas pela função de placa fina ponderada (*Weighted Thin-Plate Spline*). Através desse processo, a imagem bidimensional pôde ser projetada com precisão no modelo 3D, naquelas regiões para as quais o primeiro mapeamento não foi suficiente. A função de placa fina (*Thin-Plate Spline*) é uma ferramenta matemática para controlar a deformação da imagem no qual uma única linha pode ser decomposta em espaços afins e não-afins. A referida função descreve a deformação de uma placa fina sob as restrições de pontos de controle. Uma solução aproximada é a função de placa fina ponderada. A magnitude do gradiente é um bom fator para obter pontos de controle porque o gradiente alto dá mais recursos para identificar as posições desses pontos e conseguir maior precisão (ZHANG *et al.*, 2015).

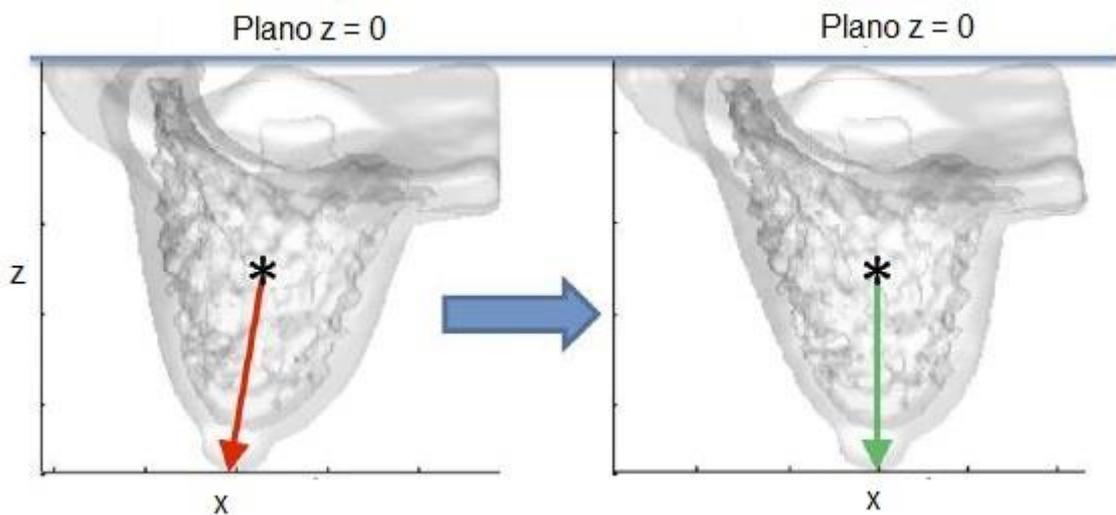
O registro de imagens ópticas e por IR exige que sejam encontradas correspondências entre as imagens. Isso pode ser efetuado por dois métodos: métodos baseados na intensidade e métodos baseados em características. Apesar de terem sido desenvolvidos para imagens ópticas, muitos pesquisadores utilizam tais métodos para o registro de imagens por IR e ópticas. Uma vez que a imagem por IR mede principalmente radiações de infravermelho emitidas pelo corpo e imagens ópticas medem a luz visível refletida pelo objeto, textura ou borda são frequentemente perdidas nas imagens por IR (BILODEAU, TORABI e MORIN, 2011).

Bilodeau, Torabi e Morin (2011) desenvolveram um algoritmo para efetuar o registro de imagens ópticas e por IR. O algoritmo utilizou transformação afim para converter as coordenadas dos pontos de uma imagem para as coordenadas da outra imagem. A matriz de transformação foi encontrada usando pontos correspondentes nas duas imagens e o método de Transformação Linear Direta (*Direct Linear Transform*).

Godoy *et al.* (2015) padronizaram o protocolo de análise de Imagens Térmicas Dinâmicas (*Dinamic Thermal Image*) o qual seleciona *pixels* com a mesma temperatura inicial com a finalidade de compensar deficiências do processo de refrigeração. Esse procedimento é fundamental para habilitar a classificação de lesões com especificidade maior do que 80% e 95% de sensibilidade. O processo foi testado em uma amostra de 102 indivíduos. A metodologia considerada apresentou dois passos fundamentais: processamento de informações e registro de informações. Uma vez que não se pode evitar a movimentação involuntária durante a aquisição da imagem, o registro das mesmas foi efetuado em uma sequência de imagens por IR. Para possibilitar a correta localização da lesão, a imagem também teve que ser alinhada espacialmente com respeito à sequência de imagens, de maneira que imagem óptica foi utilizada. O registro foi conduzido da seguinte maneira: utilização do algoritmo detector de vértices de Harris para encontrar automaticamente quatro vértices do marcador plástico em toda a sequência de imagens (tanto as imagens ópticas quanto as imagens por IR); estimativa de matriz de transformada afim que mapeia o movimento em quadros consecutivos (uma matriz para cada duas imagens) e o uso da transformação inversa para alinhar toda a sequência de imagens em relação à primeira imagem por IR.

Fwu *et al.* (2015) apresentaram um estudo para usar uma metodologia tridimensional de ressonância magnética para dividir a mama em quatro quadrantes para medições quantitativas do volume e da densidade de cada quadrante, baseada no mamilo isoladamente no espaço da MRI ou na mama reorientada em relação à linha do centro do mamilo ao centro de massa, exemplificado na Figura 9. As coordenadas do eixo horizontal (x) representam a direção esquerda para direita, e as coordenadas do eixo vertical (z) representam a direção anterior-posterior da mama. A face posterior, ao longo do externo da mulher, foi definida como plano  $z = 0$ .

FIGURA 9 - Aplicação Fwu *et al.* (2015) para reorientar uma mama 3D com o objetivo de alinhar a linha central do mamilo na direção esquerda para direita.



FONTE: Fwu *et al.* (2015)

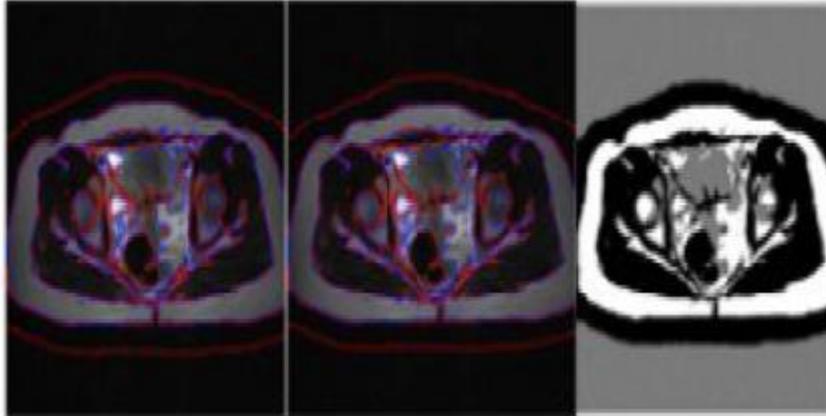
Vista axial da mama em imagem de MRI. O centroide da mama está marcado com asterisco (\*). Após a transformação, a linha central do mamilo tornou-se perpendicular ao plano  $z = 0$ .

Fwu *et al.* (2015) utilizaram a transformação afim com preservação de volume para reorientar uma mama 3D com o objetivo de alinhar a linha central do mamilo. A reorientação da mama foi necessária quando as imagens que formaram o volume não estavam alinhadas. Após a transformação, a linha central do mamilo tornou-se perpendicular ao plano  $z = 0$ . Uma transformação semelhante foi efetuada no eixo y. Foram estudadas 58 mulheres saudáveis. A mama e o tecido fibroglandular foram segmentados automaticamente. A mama foi dividida em quatro quadrantes utilizando dois planos perpendiculares que se interceptaram na linha central do mamilo. O mamilo foi marcado manualmente por um profissional treinado. Após a separação, foram calculados os volumes da mama e do tecido glandular,

além da densidade percentual. A simetria entre os quadrantes correspondentes nas duas mamas foi analisada.

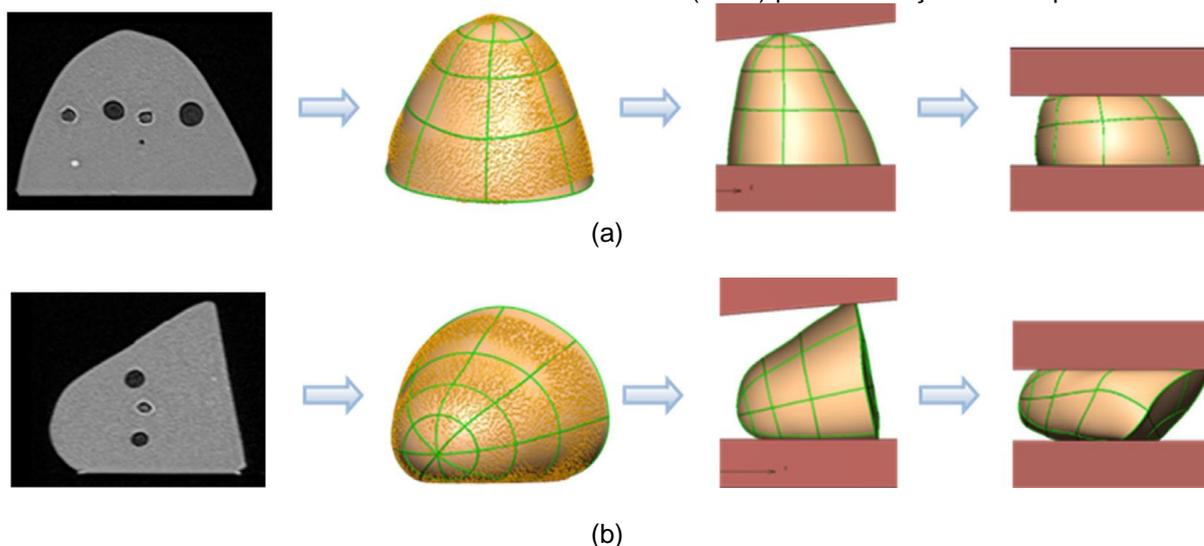
Remya e Lekshmi Priya (2014) propuseram um método direcionado para registro de imagens utilizando registro afim. O registro é necessário para comparar ou fazer parte dos dados obtidos a partir de diferentes medições. Na metodologia proposta, as bordas do órgão analisado foram identificadas utilizando Registro Afim Local de Hierarquia Adaptativa (*Hierarchical Adaptive Local Affine Registration*). Esse registro combina a transformação em cada nível de todos os componentes afins locais para efetuar uma transformação de suavização. A otimização foi efetuada pelo método de Otimização de Enxames de Partículas Híbridas (*Hybrid Particle Swarms Optimization*). Esse método é uma técnica robusta de otimização estocástica que usa conceitos de Algoritmo Genético com o objetivo de encontrar a melhor solução para os parâmetros. A imagem da Figura 10 é a imagem resultante da aplicação do método.

FIGURA 10 - Resultado da segmentação de Remya e Lekshmi Priya (2014) comparado com a imagem original e as iterações do pré-processamento (em vermelho).



FONTE: Remya e Lekshmi Priya (2014).

Lee *et al.* (2013) desenvolveram um método que combina informações de imagens de Raio-X e MRI para prever malformações na mama, usando propriedades dos tecidos e condições de contorno propostas por especialistas. Os modelos de compressão com elementos finitos foram utilizados na deformação não-rígida de imagens de MRI de corpos descomprimidos (Figura 11).

FIGURA 11 - Geometria substituta da mama de Lee *et al.* (2013) para simulação da compressão.

FONTE: Lee *et al.* (2013).

(a) simulação da compressão ao longo do eixo anterior-posterior; (b) simulação da compressão ao longo do eixo craniocaudal.

Os referidos autores utilizaram a imagem por MRI da geometria substituta da mama descomprimida para gerar sua geometria substituta. Tal geometria foi segmentada para criar modelos de elementos finitos para simulação da compressão ao longo do eixo anterior-posterior, Figura 11a e ao longo do eixo craniocaudal, Figura 11b. O eixo anterior-posterior representa a direção da superfície da mama para a parede torácica enquanto que o eixo craniocaudal representa a direção da cabeça para o abdômen.

Dietzel *et al.* (2012) desenvolveram uma abordagem para o corregristo semiautomático da imagem de mamografia convencional e da imagem de ressonância magnética da mama. Para isso, os autores usaram a correspondência 3D para correlacionar as informações de um *pixel* no formato de *voxel* (acrônimo para volume e *pixel*) e vice-versa. Isto permitiu a correlação topográfica exata dos dados do diagnóstico. Estes dados foram extraídos a partir da série obtida a partir de ressonância magnética dinâmica da mama.

Através do exposto neste capítulo, foi verificado que o diagnóstico por imagem é uma ferramenta auxiliar à disposição dos especialistas em sua tomada de decisão nos dias atuais. A referida ferramenta ajuda ao médico a entender a doença, possibilitando um tratamento mais eficiente. O modelo geométrico da mama mostrou-se útil nestes estudos, sendo necessário um modelo tridimensional na maioria dos casos tratados.

Atualmente, boa parte das geometrias substitutas da mama são semiesféricas com um refinamento decorrente da inserção de camadas internas em alguns casos. Não foram encontradas referências bibliográficas nas quais a geometria 3D tivesse as dimensões da mama da paciente em estudo, exceto naqueles que utilizaram a geometria desenvolvida para este trabalho. A transformada afim utilizada para efetuar o correto registro da geometria da prótese à imagem por IR é a ferramenta matemática usada atualmente, conforme observado nos artigos supracitados.

### **3 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA**

### 3 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Neste capítulo são apresentados os temas que foram mais relevantes na elaboração desta tese, sob o ponto de vista de conceitos, das ferramentas matemáticas utilizadas no desenvolvimento dos programas computacionais e do modelo geométrico tridimensional da mama gerado. Para tanto, o presente capítulo está dividido em três partes: anatomia da mama, solução do problema de biotransferência de calor em tecidos vivos e transformada projetiva.

A primeira parte faz considerações sobre a mama feminina para validação da geometria 3D. Descreve sua anatomia com o objetivo de fundamentar as decisões referentes à construção do modelo 3D descrito no Capítulo 3.1. São descritas as estruturas internas da mama feminina, a irrigação sanguínea e a rede linfática. As informações necessárias às análises térmicas da mama a respeito da geometria, das propriedades termofísicas dos ductos lactíferos e de seu fluido interno são esparsas na literatura técnica disponível até a presente data.

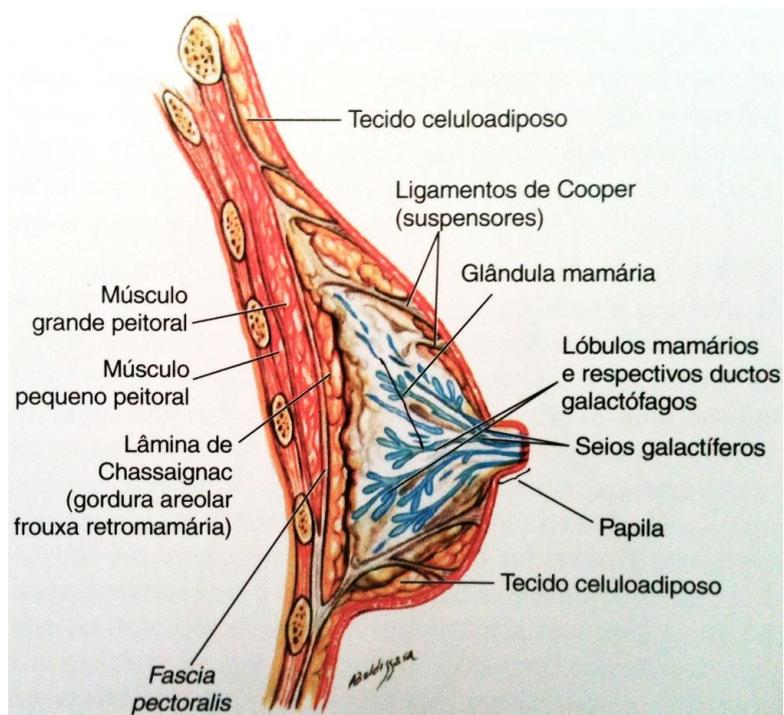
A segunda parte aborda a transferência de calor em tecidos biológicos, descrevendo o processo de transferência de calor na mama e modelos matemáticos disponíveis para resolver este problema. Ressalta o uso da Equação de Pennes (1948) para estimar a transferência de calor da mama no Capítulo 3.2 justificando a escolha do referido modelo matemático.

A terceira e última parte faz um breve resumo sobre a transformada projetiva ressaltando os aspectos inerentes ao espaço projetivo. Detalha as operações que foram úteis na elaboração dos programas necessários para gerar a geometria da mama em questão.

#### 3.1 ANATOMIA DA MAMA

A mama é um órgão constituído por um grupo de glândulas, tecido adiposo e elementos de sustentação. Sua anatomia interna está representada na Figura 12. Essas estruturas influenciam a distribuição de temperatura na sua superfície. A inserção das mesmas na geometria substituta permite que o resultado do perfil de temperatura calculado seja mais próximo da imagem por infravermelho da mama real.

FIGURA 12 - Estrutura anatômica da mama.



FONTE: Maia, Freitas e Monteiro (2006).

A mama posiciona-se sobre a fáscia profunda da parede torácica (*fascia pectoralis*) entre a borda superior da segunda ou terceira costela até a dobra inframamária que está próxima da sexta ou sétima costelas. Limita-se, geralmente, com a borda do externo e a linha axilar anterior, podendo ocorrer variações em função da direção do prolongamento do tecido mamário, o qual influencia o tamanho global da mama. O prolongamento do tecido pode ser na direção da axila, em direção à clavícula, para baixo ou ainda em direção ao esterno. A situação mais comum é para dentro da axila sob a forma de cauda axilar de Spence, também denominada prolongamento súpero-externo ou prolongamento axilar. Contorna a borda lateral do músculo peitoral alcançando o fundo da axila. Quando o prolongamento direciona-se para a região da clavícula, é chamado de prolongamento superior ou clavicular, quando vai para baixo, é chamado inferior ou epigástrico. Pode dirigir-se para o esterno horizontalmente ou na diagonal para baixo. No primeiro caso é denominado prolongamento medial ou esternal enquanto que no segundo caso é ínfero-esterno ou hipocôndrico direito (BERNARDES, 2011) (MAIA, FREITAS e MONTEIRO, 2006) (ROMRELL e BLAND, 1994).

Os limites anterior e posterior da mama são compostos pela cápsula mamária (ou ligamento de Giraldeés, ou suspensor da mama), sendo esta uma fásia que se dobra sobre si mesma, envolvendo a glândula como um todo. A cápsula mamária repousa sobre e se funde com a fásia profunda da parede torácica. A face profunda da glândula é plana. Entre a cápsula mamária e a *fascia pectoralis* encontra-se a lâmina de Chassaignac (ou bolsa retromamária) que é uma camada fina de gordura areolar frouxa retromamária. A bolsa retromamária contribui para a mobilidade da mama sobre a parede torácica. Espessamentos fibrosos do tecido conjuntivo subcutâneo interdigitam-se por entre o tecido glandular desde a camada profunda da fásia superficial até a derme da pele, perpendicularmente a esta, proporcionando sustentação e mobilidade. Essas estruturas suspensoras são denominadas de ligamentos de Cooper. Eles formam uma rede na qual são organizados os lóbulos, dando-lhes sustentação, sem, contudo, formar cápsulas distintas em torno dos componentes da mama. A retração cutânea em casos de câncer é o resultado do encurtamento das fibras que compõem os ligamentos de Cooper quando infiltrados por tumoração em casos avançados da doença (MAIA, FREITAS e MONTEIRO, 2006) (ROMRELL e BLAND, 1994).

O lobo mamário radia-se a partir da papila mamária (ou mamilo) e subdivide-se em numerosos lóbulos. O lobo é formado por lóbulos e estes por ácinos. Os ácinos são as unidades produtoras do leite materno. Eles não estão presentes em mulheres nulíparas (mulheres que não tiveram filhos), ou seja, em mulheres que não tiveram filhos os lóbulos não estão maduros. Cada lóbulo da glândula mamária termina em um ducto lactífero que se abre no mamilo através de orifícios. Existem cerca de 10 a 20 lóbulos na glândula (BERNARDES, 2011) (MAIA, FREITAS e MONTEIRO, 2006).

A pele do corpo humano pode ser dividida anatomicamente em três camadas: epiderme, derme e tecido subcutâneo. Cada segmento possui propriedades termofísicas diferentes. A espessura da pele da mama medida através de ultrassonografia com sonda de alta frequência está na faixa de 1,5mm a 2,0mm, em condições normais, sendo mais espessa na placa areolar (FENG *et al.*, 2005) (TOLEDO e LOUREIRO, 2014) (SILVA, 2012). Uma coletânea das propriedades termofísicas da pele obtidas na literatura está no Apêndice A.

A superfície cutânea da mama pode ser dividida em três regiões: papila, aréola e periferia. A papila mamária é uma projeção cilíndrica de 10mm a 12mm,

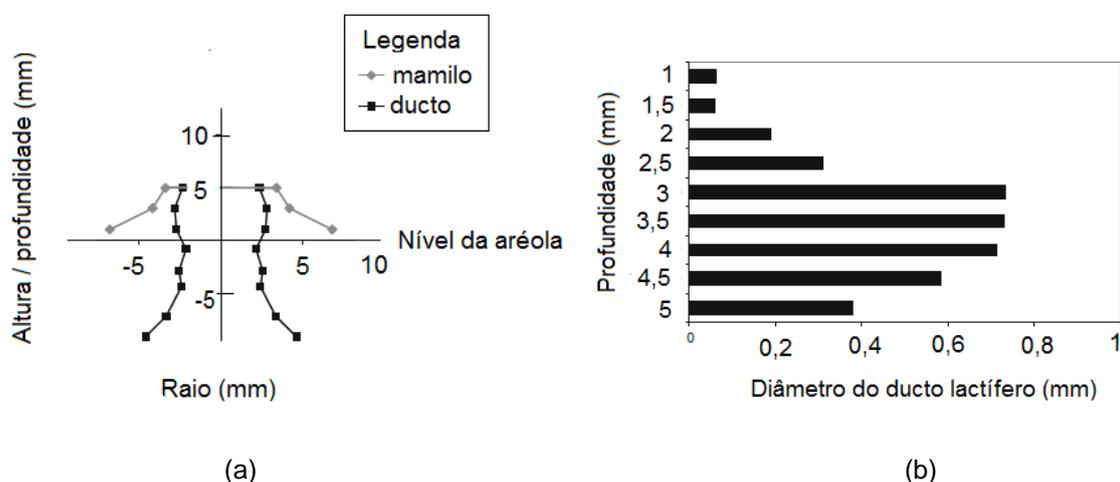
posicionada no centro da aréola, sustentada por fibras conjuntivas que penetram na fáscia superficial da cápsula mamária e com ductos lactíferos desembocando em seu ápice. A aréola é a região central, de superfície rugosa, formando um círculo de aproximadamente 15mm a 20mm de diâmetro e com cerca de 10 a 15 diminutos nódulos chamados tubérculos de Morgagni. No período de lactação, esses tubérculos desenvolvem-se e passam a ser chamados de tubérculos de Montgomery. A periferia é composta por pele lisa e de fina espessura (MAIA, FREITAS e MONTEIRO, 2006) (RAMSAY *et al.*, 2005).

Os ductos lactíferos são estruturas tubulares com ramificações que penetram nos lóbulos de forma independente e formam uma trajetória sinuosa em direção à papila mamária. A papila mamária tem uma região central na qual a maioria dos ductos forma um feixe que ocupa entre 21% e 67% da área da secção transversal da mesma com uma região periférica sem ductos. Esse feixe estreita-se abaixo da superfície, próximo ao nível da fáscia superficial. A ponta do mamilo geralmente é arredondada de forma que nem todos os orifícios estão no seu topo. Há orifícios entre 0,2mm e 1,0mm abaixo do topo do mamilo. Tais ductos possuem uma porção dilatada debaixo da aréola nos 12mm a 15mm finais chamada de seio lactífero (ou seio galactífero). A partir desse local o percurso em direção ao mamilo torna-se quase retilíneo. O diâmetro do seio lactífero pode atingir valores entre 6mm e 8 mm em seu ponto mais largo. Após atravessarem a região do seio galactífero, os ductos lactíferos tornam-se cada vez mais estreitos e atingem a superfície da papila através de orifícios independentes. Há um consenso de que imagens de ultrassom identificam mais ductos lactíferos do que a quantidade observada de orifícios para saída de leite. Um orifício na superfície da papila pode receber mais de um ducto lactífero (BERNARDES, 2011) (TANG *et al.*, 2011), (MAIA, FREITAS e MONTEIRO, 2006) (ROMRELL e BLAND, 1994).

O diâmetro dos ductos principais é 2,0mm, a profundidade dos ductos principais em relação à base do mamilo é de 4,6mm e em relação à superfície da pele é de 7,6mm. A distância entre a primeira ramificação do ducto principal à base do mamilo é de 7,5mm com 1,3mm de diâmetro em seu ponto mais largo. Essas medidas não diferem muito entre mulheres em fase de lactação ou não e são valores médios. Há em torno de quatro e dez ductos principais, ou seja, aqueles que chegam até a papila mamária (EKPO, HOGG e MCENTEE, 2015).

O diâmetro médio dos ductos é variável, estreitando-se em direção à ponta do mamilo. Entre 1,0mm e 1,5mm abaixo da superfície do mamilo, o diâmetro médio dos ductos é de 0,06mm. Não foi encontrada correlação entre o número de ductos lactíferos e a idade, o volume da mama ou diâmetro do mamilo. A Figura 13a ilustra um corte sagital de mamilo. O posicionamento dos ductos são valores médios das medidas efetuadas em 10 mamilos com altura inferior a 0,5mm. O diâmetro médio dos ductos para o mamilo em questão é plotado em função da profundidade a partir da superfície do mamilo na Figura 13b (RUSBY *et al.*, 2006).

FIGURA 13 - Coordenadas de pontos sobre a superfície do mamilo e de pontos nos ductos lactíferos correspondentes aos valores médios de 10 mamilos com altura < 0,5mm.



FONTE: Rusby *et al.* (2006).

(a) corte sagital do mamilo; (b) diâmetro e profundidade dos ductos.

O raio, em mm, corresponde à distância entre o eixo no centro do mamilo e o ponto na superfície do mamilo; a altura, em mm, corresponde à distância entre o ponto na superfície do mamilo e o nível da aréola; a profundidade, em mm, corresponde à distância entre os pontos sobre o ducto lactífero e o nível da aréola.

Autópsias de mama revelaram que os ductos lobulares mais largos drenam 23% do volume total da mama, 75% da mama é drenada pelos seis ductos de maior diâmetro sendo que metade da mama é drenada por apenas três ductos. Apenas sete ductos mantêm um contato maior com a superfície da pele. A Tabela 1 informa observações de pesquisas sobre a quantidade de ductos que possuem saída em cada mamilo (KING e LOVE, 2006) (GOING e MOFFAT, 2004).

A maioria dos cânceres de mama inicia nos ductos lactíferos e fica confinada em um único sistema ductal. A análise de fluido aspirado do mamilo (*nipple aspirated fluid*) identificou uma variedade de células, proteínas, hormônios e ácido graxos. Pode apresentar, ainda, células malignas e alterações genéticas, sendo que maior

concentração é de proteína. Análise do fluido aspirado do mamilo indicou a existência de mais de 1000 proteínas diferentes. As propriedades do microambiente variam de um ducto para outro (KING e LOVE, 2006) (GOING e MOFFAT, 2004).

TABELA 1 - Quantidade de ductos lactíferos que possuem saída no mamilo.

Fonte	Ductos por mamilo	Observações
Astley Cooper, <i>in</i> King e Love (2006)	7-10	
Love e Barsky (2004)	5-9	200 mulheres em fase de lactação foram observadas
Teboul e Halliwell, <i>in</i> King e Love (2006)	5-8	6000 ultrassonografias foram analisadas.
Ramsey <i>et al.</i> , <i>in</i> King e Love (2006)	6-12	21 mulheres em fase de lactação foram observadas
Going e Moffat (2004)	7	O estudo pesquisou mulheres que não estavam em fase de lactação
Jütte <i>et al.</i> (2014)	4	Não houve diferenças significativas entre as mamas direita e esquerda de uma mesma mulher sendo que múltiparas possuíam mais orifícios de saída do leite do que primíparas

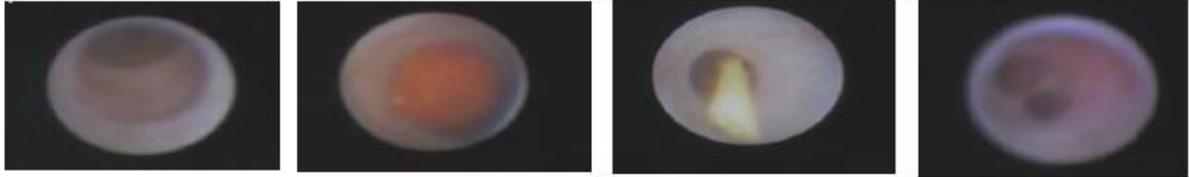
FONTE: Elaborada pela autora.

A aspiração do fluido do ducto lactífero revela proporções variáveis de células das paredes do ducto, que são células epiteliais colunares (*columnar epithelial cells*), macrófagos (*macrophages*), células de espuma (*foam cells*), leucócitos e detritos celulares (*cellular debris*). Em mulheres com câncer de mama, fluido dos ductos lactíferos apresentam níveis elevados de lipofilina B (*lipophilin B*), beta-globina (*beta-globin*), hemopexina (*hemopexin*) e vitamina D precursora de proteína (*vitamin D-binding protein*). Por outro lado, os níveis de Alpha2HS-glycoproteína (*Alpha2HS-glycoprotein*) são baixos (TANG *et al.*, 2011) (LI *et al.*, 2005) (PAWLIK, H *et al.*, 2006).

A Figura 14 mostra imagens de ductoscopia do interior de ductos lactíferos em situação normal, com papiloma, com lesão calcificada e carcinoma ductal *in situ*.

Em situação normal e sem lactação, os ductos são preenchidos com fluido proteico (TANG *et al.*, 2011).

FIGURA 14 - Imagens de ductoscopia mamária.

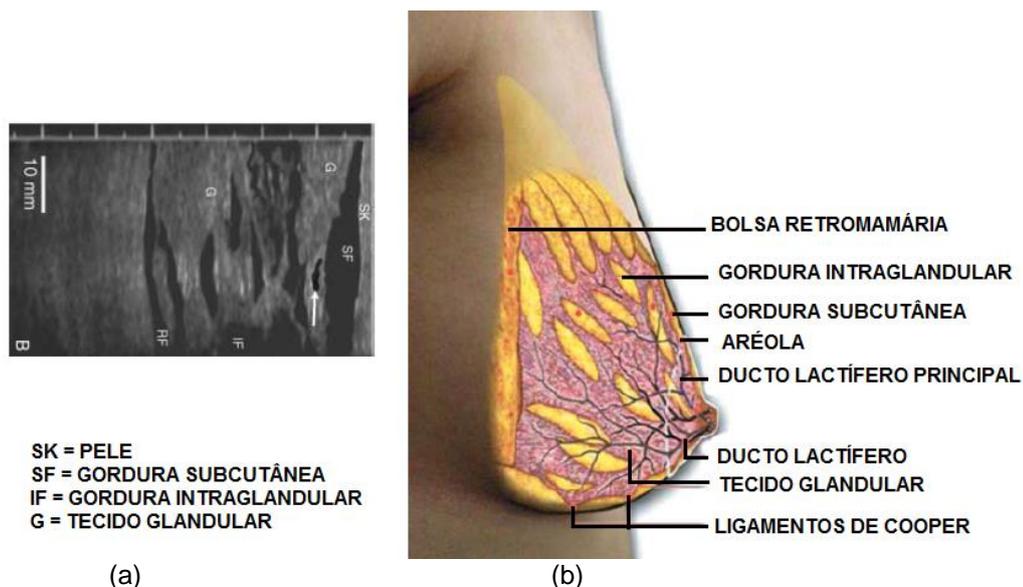


FONTE: Tang *et al.* (2011).

(a) normal; (b) papiloma; (c) lesão calcificada; (d) carcinoma ductal *in situ*.

Na Figura 15, os ductos lactíferos podem ser visualizados em uma imagem de ultrassonografia de mama em fase de lactação, bem como se pode ter uma referência do posicionamento das estruturas da mama com a sobreposição da estrutura interna da mama a uma imagem óptica. Observa-se que há tecido adiposo entre o tecido glandular. A mama jovem é mais firme devido à boa sustentação dada pelos ligamentos de Cooper, da firmeza da pele e também devido a pouca ou quase nenhuma presença de tecido adiposo no interior da glândula propriamente dita (onde está o lobo mamário). O processo de envelhecimento e o estilo de vida proporcionam a perda da elasticidade dos tecidos e o aumento do tecido adiposo intraglandular (EKPO, HOGG e MCENTEE, 2015).

FIGURA 15 - Representação da mama.



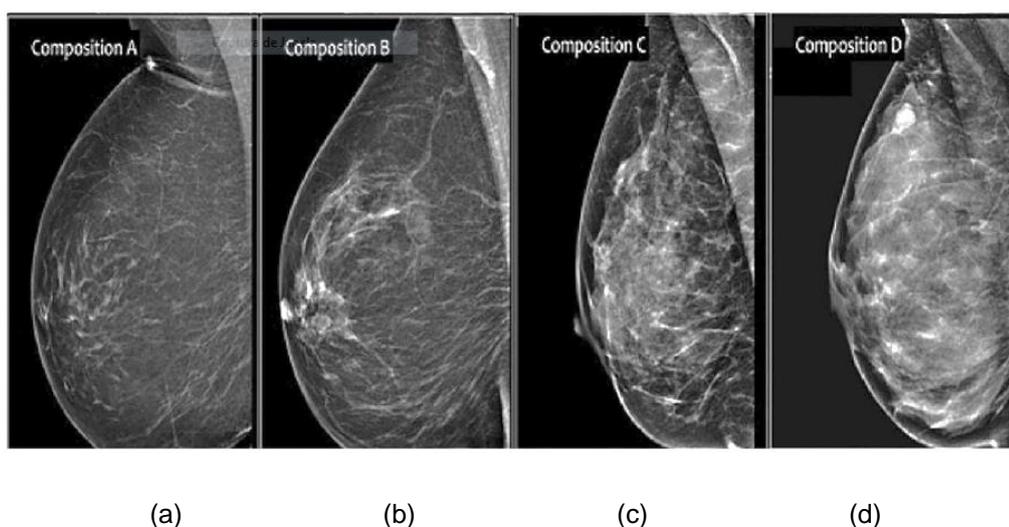
FONTE: Ekpo, Hogg e Mcentee (2015).

(a) ultrassonografia de mama em lactação; (b) sobreposição da estrutura interna à uma imagem óptica.

São três os principais tecidos que compõem a mama: tecido glandular epitelial, tecido celuloadiposo e tecido conjuntivo fibroadiposo. O tecido glandular epitelial corresponde à glândula propriamente dita, é do tipo túbulo-alveolar e formado pelo conjunto dos lóbulos e ductos lactíferos que os permeiam. O tecido celuloadiposo subcutâneo envolve a glândula sendo dividido em duas partes: anterior e posterior. O anterior é subcutâneo, está entre a glândula e a pele e se prolonga para o interior da glândula a fim de preencher os espaços entre os lóbulos e a superfície. A parte posterior ou profunda é a bolsa retromamária que está entre a base da glândula e o músculo peitoral. Por último, o tecido conjuntivo fibroadiposo é o ligamento de Cooper e assemelha-se a uma malha que vai desde a bolsa retromamária até a superfície e ainda por entre os lóbulos e os ductos lactíferos (EKPO, HOGG e MCENTEE, 2015).

Com o passar dos anos, o aumento da gordura intraglandular se reflete na diminuição da densidade da mama. A Figura 16 mostra imagens de mamografia de quatro mamas com diferentes densidades. Uma vez que o tecido fibroso é opaco, quanto maior a densidade da mama, menor é a possibilidade de a mamografia detectar pequenas anormalidades. A composição indicada na Figura 16 se refere à classificação da densidade da mama de acordo com o Colégio Americano de Radiologia (*American College of Radiology*) (EKPO, HOGG e MCENTEE, 2015).

FIGURA 16 - Imagens de mamografia de quatro pacientes com mamas de diferentes categorias de tecido. Classificação segundo o Colégio Americano de Radiologia.



FONTE: Ekpo, Hogg e Mcentee (2015).

Categoria da composição do tecido mamário: (a) categoria A, (b) categoria B, (c) categoria C, (d) categoria D.

O Colégio Americano de Radiologia padronizou a classificação dos tecidos da mama em imagens radiológicas, tais como a mamografia. A 4ª edição, de 2003, numerou de 1 a 4, a 5ª e atual edição atualizou em 2013 a classificação com o uso de letras de 'A' até 'D'. Esta classificação é amplamente aceita e está resumida na Tabela 2. A categoria dos tecidos da mama passou de números para letras com o objetivo de evitar conflito com a classificação de achados em imagens, que é numerada. (D'ORSI *et al.*, 2013).

TABELA 2 - 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: Ekpo, Hogg e Mcentee (2015).

Correspondência entre a classificação da categoria dos tecidos na 4ª edição (números) e na 5ª edição (letras).

A mama é um órgão dinâmico no qual pode haver alterações em resposta aos estímulos hormonais capazes de modificar o tamanho, a estrutura, a função e a sua sensibilidade. Alguns autores sustentam que os alvéolos só se desenvolvem com a gravidez, sendo que em mulheres nulíparas, eles são apenas dilatações nas extremidades dos ductos lactíferos que foram desenvolvidos na adolescência. Esses brotamentos ductais desenvolvem-se completamente apenas durante a gestação. Nesse período também são criados novos ductos lactíferos. Após a gestação, os alvéolos diminuem de tamanho sem, contudo, voltar ao estado anterior à primeira gravidez (FREITAS, 2006).

Há alterações da estrutura durante o ciclo menstrual. A formação de tecido epitelial, responsável por sintetizar, armazenar e excretar o leite, é máxima na fase lútea. Entretanto, ainda não é uniforme tal qual o será durante a gravidez. Na fase estrogênica ocorre o aumento da densidade nuclear, e da atividade intracelular. Durante a ovulação, os ductos se dilatam, ocorre a transformação das células em secretoras formando uma camada única na parede interna dos ductos lactíferos e a formação de gordura dentro das células alveolares podendo haver alguma secreção.

Não ocorrendo gravidez, ocorre a apoptose que é autodestruição programada dessas células. O desequilíbrio dos eventos citados pode formar cistos e/ou hiperplasias (FREITAS, 2006).

A maturidade do desenvolvimento da glândula mamária só acontece durante a gravidez. Há a evidenciação da rede venosa, os tubérculos de Montgomery aparecem nas papilas e elas escurecem. A árvore formada pelos ductos lactíferos aumenta na direção do tecido gorduroso e os brotos ductais amadurecem formando os alvéolos. Os lóbulos aumentam e ultrapassam os limites dos ductos. No último trimestre de gestação ocorre uma drástica diminuição do tecido adiposo para dar lugar às unidades glandulares ativas. Durante a lactação, os alvéolos aumentam de tamanho devido à produção de leite. Após o desmame, a estrutura retorna ao estado pré-gravídico. Na menopausa, os lóbulos e os ductos lactíferos são atrofiados dando lugar ao tecido adiposo (FREITAS, 2006).

Em nulíparas antes da puberdade, existem cerca de seis a onze ductículos por lóbulos. Após a menarca (primeira menstruação da mulher), ocorre o aumento do número de ductos lactíferos. Durante a gestação e em mulheres em tratamento de reposição hormonal, há aproximadamente 80 ductos lactíferos por lóbulo. Os lóbulos atingem o ápice de seu desenvolvimento. Eles não possuem tal maturação em nulíparas pós-puberdade (CARNEIRO *et al.*, 2006).

A glândula mamária é irrigada por três fontes, a saber: ramos da artéria axilar, ramos da artéria torácica interna e ramos intercostais da artéria aorta. Os ramos da artéria axilar são responsáveis por 30% de sua irrigação. Os ramos principais para a irrigação da mama são a artéria torácica lateral, o ramo peitoral da artéria toracodorsal e os ramos da artéria subescapular. Essa última é a mais calibrosa e a que menos contribui para a irrigação arterial. Elas suprem os músculos antes de alcançar a glândula. Os ramos da artéria torácica interna posicionam-se paralelamente ao corpo do esterno, emitem ramos que atravessam os músculos e sobe para o tecido subcutâneo. Tais artérias dividem-se em musculofrênica e epigástrica superior. Quando emergem sobre a mama, formam uma rede que se funde com vasos de outras fontes, sendo mais densa na região areolar. Os ramos intercostais da artéria aorta são responsáveis pela irrigação desde a bolsa retromamária até a superfície cutânea com maior concentração na região da aréola (MAIA, FREITAS e MONTEIRO, 2006).

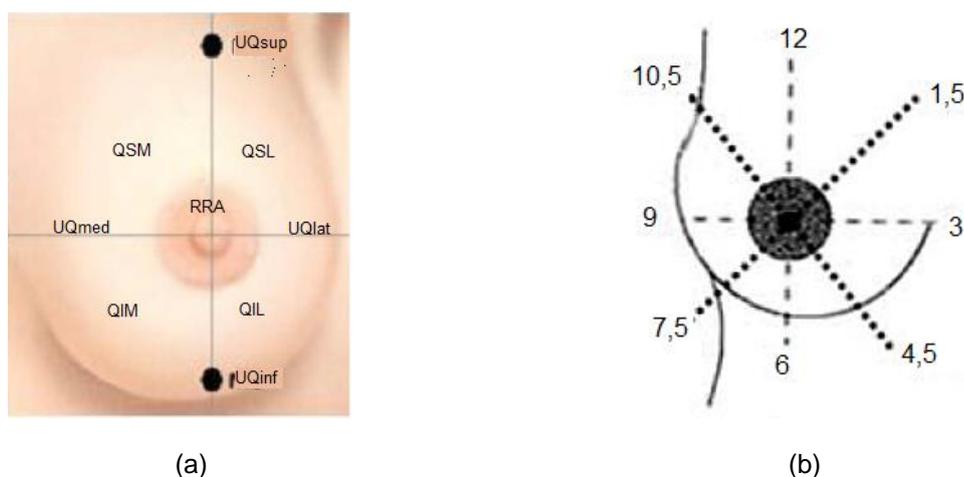
A drenagem venosa superficial é subcutânea, na região subareolar formando uma densa rede de vasos. A drenagem profunda acompanha os vasos arteriais, sendo as tributárias perfurantes da veia mamária interna aquelas de maior diâmetro. Elas alcançam a rede pulmonar (MAIA, FREITAS e MONTEIRO, 2006).

A drenagem linfática superficial está posicionada entre a camada profunda da derme e a fáscia superficial, sendo mais densa no complexo aréolo-mamilar. A drenagem linfática profunda é distribuída de forma difusa pela glândula entre os ductos lactíferos e ácinos. Mesmo na ocorrência de câncer de mama, 80% do fluxo ocorre na direção da axila. O plexo superficial e o profundo se juntam e formam ductos ou troncos coletores. Ainda existem vias linfáticas acessórias que se conectam à rede linfática da mama oposta e de outros órgãos (MAIA, FREITAS e MONTEIRO, 2006).

A inervação da mama, responsável pela sensibilidade na região, é distribuída de maneira similar as outras partes do corpo, exceto nas papilas onde apresentam maior densidade. O nervo de maior importância é o nervo torácico longo também denominado nervo respiratório externo de Bell. Ele está localizado junto da parede torácica no lado interno da axila (MAIA, FREITAS e MONTEIRO, 2006).

Para se definir a localização de anomalias, a mama é dividida em quadrantes e em horas, conforme ilustrado na Figura 17 (INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER, 2011).

FIGURA 17 - Divisão da mama.



FONTE: (a) Ramião, Martins e Fernandes (2013), (b) Ramsay *et al.* (2005).  
(a) divisão em quadrantes, (b) representação em horas.

A divisão em quadrantes (Figura 17a) refere-se às quatro partes da mama e a região central onde está o mamilo, a saber: quadrante superior lateral (QSL),

quadrante superior medial (QSM), quadrante inferior lateral (QIL), quadrante inferior medial (QIM) e região retroareolar (RRA). As linhas de união dos quadrantes são: união dos quadrantes laterais (UQlat), união dos quadrantes superiores (UQsup), união dos quadrantes inferiores (UQinf). A divisão em horas (Figura 17b) está de acordo com a posição dos ponteiros de um relógio centrado na aréola (INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER, 2011).

O Colégio Americano de Radiologia classifica os achados em imagens da mama com números de acordo com o grau de malignidade e sugere condutas médicas para cada caso, resumidas na Tabela 3. Essa classificação recebe o nome de BI-RADS<sup>®</sup> e é amplamente aceita (D'ORSI *et al.*, 2013). Os contornos das massas benignas são geralmente lisos (regulares) enquanto que os nódulos com contornos irregulares tem grande probabilidade de serem malignos (ZHAO *et al.*, 2011) (SAKI, TAHMASBI e SHOKOUHI, 2010); (SUN *et al.*, 2010).

TABELA 3 - Classificação BI-RADS<sup>®</sup> para achados em imagens e conduta médica sugerida pelo Colégio Americano de Radiologia.

<b>Categoria</b>	<b>Avaliação</b>	<b>Conduta</b>
0	Incompleta	Outras incidências de mamografia ou ultrassonografias são necessárias
1	Negativa (nada encontrado)	Rastreamento normal
2	Achados benignos	Rastreamento normal
3	Provavelmente benignos (0%-2% de probabilidade de ser maligno)	Seguimento de 06 meses
4	Anomalias suspeitas, sendo A: baixa probabilidade (2%-10%) B: probabilidade moderada (10%-50%); e C: maior suspeita (50%-95%).	Biópsia deve ser avaliada. A divisão em A, B, C não se aplica a imagens de ressonância magnética.
5	Alta suspeita de malignidade (≥95%)	Necessita esclarecimento definitivo
6	Já existe diagnóstico do câncer	Câncer já confirmado anteriormente por exame histopatológico. Remoção cirúrgica quando clinicamente apropriado.

FONTE: D'Orsi, Sickels, *et al.* (2013), tabela traduzida pela autora.

O rastreamento normal é o exame clínico anual para mulheres acima de 40 anos sem histórico de câncer na família. A mamografia, no entanto, é indicada para ser efetuada anualmente para mulheres entre 40 e 49 anos e quando houver alterações no exame clínico e a cada dois anos para mulheres de 50 a 69 anos. A mamografia bienal entre 50 e 69 anos reduz a mortalidade em casos de câncer de mama em até 25% (INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER, 2011).

As doenças císticas da mama, também chamadas de mastopatias, manifestam-se como áreas mais firmes no estroma conjuntivo e dilatações nos ductos e ácinos mamários (SILVA, 2012). Desde que se começou a fazer a distinção entre grandes cistos isolados e câncer em 1850, a ocorrência destes achados é a lesão mais comum da mama feminina humana. Microcistos são identificados como parte do ciclo de mudanças da mama normal. Macrocistos (*gross cysts*) são anomalias nos terminais das unidades lobulares do ducto (*terminal duct lobular units*) compreendendo todos os estágios de patologias benignas da mama. Os cistos palpáveis estão incluídos nessa categoria e são considerados uma forma avançada de lesão fibrocística (*fibrocystic*). Estudos revelam que o revestimento do cisto é uma camada fina de epitélio que pode desaparecer durante sua evolução, deixando uma camada de tecido conjuntivo (MANNELLO, TONTI e PAPA, 2006).

Os componentes do fluido em seu interior caracterizam os diferentes estágios do desenvolvimento do cisto, podendo influenciar o risco de câncer de mama. O fluido de seu interior pode ser de dois tipos: tipo I, *secretive cysts*, compostos bioativos proteoliticamente ativados liberados durante a quebra de células epiteliais; tipo II, *transudative cysts*, composição semelhante ao plasma sanguíneo sendo o estágio final do desenvolvimento do cisto. Há cistos cujo líquido contém composição intermediária entre os dois tipos. O líquido do tipo I não é apenas formado por compostos filtrados do plasma sanguíneo, mas possui uma grande variedade de biocompostos que se acumulam no compartimento formado pelo cisto. Esse acúmulo provoca a proliferação de células atípicas, hiperplasia ou outras alterações ligadas ao câncer de mama. O tipo II contém líquido cuja composição bioquímica se assemelha à drenagem do plasma, sem nenhuma evidência de predisposição ao câncer de mama. (MANNELLO, TONTI e PAPA, 2006). As propriedades termofísicas do plasma sanguíneo que foram encontradas durante a presente revisão estão no Apêndice A.

### 3.2 TRANSFERÊNCIA DE CALOR EM TECIDOS VIVOS

Há diversos modelos propostos na literatura para o cálculo da distribuição de temperatura nos tecidos vivos, ora utilizando o fluxo sanguíneo local para considerar a direção do fluxo de sangue, ora adicionando os termos de dispersão e perfusão microcirculatória. Há, ainda, trabalhos que demonstram que a troca de calor

contracorrente reduz a perda de calor da superfície para o meio externo, sendo necessário considerar três temperaturas distintas para as artérias, veias e tecido no cálculo da distribuição de temperatura (SILVA, LYRA e LIMA, 2013) (NAKAYAMA e KUWAHARA, 2008). Nakayama e Kuwahara (2008) observaram também que a teoria do meio poroso é mais adequada para o estudo da biotransferência de calor em tecidos biológicos. Apesar de produzirem modelos com maior rigor matemático, os mesmos não são muito utilizados, porque são muito complexos e difíceis de generalizar (SILVA, LYRA e LIMA, 2013) (NAKAYAMA e KUWAHARA, 2008).

Entre os diversos modelos, destaca-se o modelo desenvolvido por Harry H. Pennes no ano de 1948. Tradicionalmente é o mais usado para analisar a transferência de calor em tecidos biológicos por motivos que serão apresentados a seguir.

O estudo desenvolvido por Pennes (1948) teve como objetivo avaliar a aplicabilidade da teoria de fluxo de calor ao antebraço baseada na taxa local de produção de calor do tecido e na perfusão sanguínea. A equação de condução de calor resultante deste estudo passou a ser largamente aplicada na estimativa da transferência de calor em tecidos vivos, sendo conhecida como Equação de Biotransferência de Calor (BHTE – *Bioheat Transfer Equation*) ou Equação de Pennes (1948). Sua forma mais geral é transcrita na Equação (3.1) (WISSLER, 1998). A distribuição de temperatura é calculada considerando que cada tecido é um meio biológico homogêneo, isotrópico e com as propriedades termofísicas,  $c, \rho, k$ , constantes (BEZERRA, 2013). (3.1)

$$\rho_t c_t \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla \cdot (k_t \nabla T_t) + Q_p + Q_m + Q$$

onde:

$\rho_t$  = densidade do tecido [ $\text{kgm}^{-3}$ ];

$c_t$  = calor específico do tecido [ $\text{Jkg}^{-1}\text{K}^{-1}$ ];

$k_t$  = condutividade térmica do tecido [ $\text{Wm}^{-1}\text{K}^{-1}$ ];

$T_t$  = temperatura do tecido [K];

$t$  = tempo [s];

$Q_p$  = taxa volumétrica de geração de calor devido à perfusão sanguínea [ $\text{Wm}^{-3}$ ];

$Q_m$  = taxa volumétrica de geração de calor devido à produção de calor metabólico [ $\text{Wm}^{-3}$ ];

$Q$  = taxa volumétrica de geração de calor produzida por fonte externa [ $\text{Wm}^{-3}$ ].

Dessa forma, o calor transportado devido à perfusão sanguínea é calculado pela Equação (3.2) (FIGUEIREDO e GUIMARÃES, 2014) (BEZERRA *et al.*, 2007) (WISSLER, 1998).

$$Q_p = \omega_t \rho_b c_b (1 - \kappa)(T_a - T_v) \quad (3.2)$$

onde:

$\omega_t$  = taxa perfusão sanguínea [ml/s/ml];

$\rho_b$  = densidade do sangue [ $\text{kgm}^{-3}$ ];

$c_b$  = calor específico do sangue [ $\text{Jkg}^{-1}\text{K}^{-1}$ ];

$\kappa$  = fator adimensional que considera o equilíbrio térmico incompleto entre o sangue e o tecido,  $0 \leq \kappa \leq 1$ ;

$T_a$  = temperatura do sangue arterial entrando no tecido [K];

$T_v$  = temperatura do sangue venoso deixando o tecido [K].

Considerando que a temperatura do sangue arterial é igual à temperatura do sangue que entra na região capilar e que a temperatura do sangue venoso é igual à temperatura do sangue que deixa a região capilar, então, o sangue venoso tem a mesma temperatura local do tecido (WISSLER, 1998) (BEZERRA, 2013). Assim, a Equação (3.2) pode ser expressa pela Equação (3.3).

$$Q_p = \omega_t \rho_b c_b (1 - \kappa)(T_a - T_t) \quad (3.3)$$

As condições de contorno necessárias à solução da BHTE podem ser: temperatura prescrita  $T$  (condição de contorno de Dirichlet), fluxo de calor normal (condição de contorno de Neumann) e/ou condição de contorno mista (condição de contorno de Cauchy). Tais condições são aplicadas em todo ou em uma porção do contorno, de acordo com a necessidade da aplicação. A distribuição inicial da temperatura deve ser conhecida.

A maior contribuição teórica de Pennes (1948) foi adotar que a transferência de calor é proporcional ao produto entre a perfusão sanguínea e a diferença entre as temperaturas do sangue arterial e a temperatura local do tecido. Segundo o referido autor, a troca de calor mais significativa é aquela que ocorre entre os vasos sanguíneos de maior calibre e o tecido no seu entorno. A temperatura do sangue arterial se mantém constante e a temperatura do tecido é igual à temperatura do sangue nos capilares mais finos que permeiam a região para a qual a temperatura é calculada. Pennes (1948) utilizou o termo de ajuste adimensional,  $\kappa$ , para corrigir o resultado devido ao equilíbrio térmico incompleto entre o sangue e o tecido,  $0 \leq \kappa \leq 1$ . Em seus cálculos, considerou  $\kappa$  nulo, como é frequentemente feito por muitos pesquisadores (WISSLER, 1998).

Para Pennes (1948), a rede dos vasos capilares mais finos penetra em todo o tecido para irrigar a região de maneira que tais vasos estão em equilíbrio térmico com tecido, ou seja, a temperatura do sangue destes vasos é igual à temperatura que se quer calcular e a temperatura do sangue arterial é constante. Fazendo  $\kappa$  nulo e para casos nos quais não há uma fonte de calor externa, chega-se a Equação de Biotransferência de Calor dada por Pennes (1948) e Perl em 1962 a qual foi disposta na Equação (3.4) (FIGUEIREDO e GUIMARÃES, 2014) (NAKAYAMA e KUWAHARA, 2008) (BEZERRA *et al.*, 2007).

$$\rho_t c_t \frac{\partial T}{\partial t} = k_t \nabla^2 T + \omega_t \rho_b c_b (T - T_a) + Q_m \quad \therefore (\Omega \times \mathbf{T}) \quad (3.4)$$

onde:

$\Omega$  = domínio espacial do problema;

$\mathbf{T}$  = intervalo de tempo de integração.

Para o caso especial da mama, o calor é transferido por condução entre os tecidos do seu interior e por convecção na superfície em contato com o meio externo. Há geração interna de calor devido ao metabolismo que regula a temperatura do corpo. A perfusão sanguínea nos tecidos modifica a distribuição de temperatura por transferir calor aos mesmos também devido à convecção. Essa transferência ocorre através dos vasos sanguíneos capilares e é proporcional à diferença entre a temperatura do sangue e a temperatura do tecido. Os carcinomas, exceto *scirrhous* carcinoma de mama e carcinoma metastático do cólon do fígado, são mais quentes do que os tecidos à sua volta (FIGUEIREDO e GUIMARÃES, 2014) (DUCK, 2012) (NAKAYAMA e KUWAHARA, 2008).

Neste estudo, o regime estacionário foi considerado. O Método dos Volumes Finitos foi utilizado para solucionar a BHTe em malhas bidimensionais triangulares não estruturadas. Esse tipo de malha é mais adequado ao problema proposto devido à geometria irregular inerente à anatomia do corpo humano. O domínio espacial do problema corresponde à superfície e a região interna da mama, utilizando as três dimensões do espaço. (GUIMARÃES, 2003).

A condição inicial e as condições de contorno impostas para resolver a Equação (3.4) neste trabalho, foram:

- a) Temperatura inicial em toda a mama é igual a 37°C;

- b) Condição de contorno de Dirichlet na parede posterior da mama: temperatura prescrita constante e igual a  $37^{\circ}\text{C}$ ;
- c) Condição de contorno mista, ou de Cauchy ou Robin, na superfície externa da mama, na qual a condução de calor do interior da mama para o meio externo se dá por convecção.  $T_{\infty}$  é a temperatura ambiente registrada durante o exame da paciente e o coeficiente de transferência de calor por convecção é igual a  $13,5\text{Wm}^{-2}\text{ }^{\circ}\text{C}^{-1}$ . O valor adotado para esse coeficiente considerou os efeitos de convecção, radiação e evaporação do suor (BEZERRA, 2013) (NG e SUDHARSAN, 2001).

Os cálculos foram realizados em regime estacionário. A troca de calor no interior da mama é efetuada por condução. A temperatura do sangue foi considerada igual a  $37^{\circ}\text{C}$ , a temperatura ambiente é constante e igual à temperatura medida na sala durante a realização do exame. As propriedades termofísicas dos tecidos são consideradas constantes em cada região do domínio. A mama foi representada pelo modelo 3D desenvolvido de acordo com o Capítulo 4, ou seja, superfície externa obtida pelo correto registro da prótese mamária externa aos contornos da paciente. Sua região interna contém tecido adiposo, tecido glandular (lóbulos) e ductos lactíferos.

De acordo com Silva, Lyra e Lima (2013), Nakayama e Kuwahara (2008) e Wissler (1998) o método proposto por Pennes (1948) é criticado por fazer as seguintes simplificações:

- a) Assume que a taxa de perfusão sanguínea e todas as propriedades são isotrópicas;
- b) Desconsidera os efeitos decorrentes de a direção sanguínea na artéria ser oposta ao da veia correspondente, o que pode aumentar a transferência de calor por condução, quando a direção do sangue for paralela ao gradiente de temperatura;
- c) Assume a temperatura do tecido como sendo igual à temperatura do sangue venoso nos capilares mais finos de forma que a transferência de calor é proporcional ao sangue que entra e o que sai do tecido;
- d) Exclui a transferência de calor por convecção na troca de calor entre o sangue e o tecido sólido;

- e) Negligencia características anatômicas do sistema circulatório de forma que os resultados experimentais são ligeiramente diferentes dos resultados teóricos.

Apesar das simplificações da Equação de Pennes (1948), Wissler (1998) afirma que a mesma pode ser aplicada com segurança, pois os dados experimentais obtidos são “tão bons quanto nós nunca teremos, a não ser que uma técnica não invasiva seja desenvolvida para medir a temperatura de tecidos profundos.” Os experimentos descritos por Pennes (1948) foram refeitos por Wissler (1998) com uso de valores das propriedades térmicas dos tecidos do antebraço atualizados pelas pesquisas mais recentes da época. Segundo Wissler (1998), os resultados obtidos com uso da BHTE são pertinentes com aqueles obtidos experimentalmente. Wissler (1998) observou que há uma melhor concordância entre os valores calculados e os experimentais quando são considerados os valores normalizados de temperatura e os valores normalizados do raio, exceto quando a temperatura ambiente é de 12°C. Segundo Wissler (1998), isso ocorre provavelmente devido ao desconhecimento do comportamento dos tecidos em temperatura mais baixa do que decorrente da inadequação da BHTE.

Segundo Silva, Lyra e Lima (2013), a BHTE de Pennes (1948) ainda é o modelo mais utilizado para estimar a distribuição de temperatura em tecidos biológicos. As propriedades termofísicas dos tecidos necessárias para o cálculo de perfis de temperatura da mama foram compiladas no Apêndice A juntamente com as propriedades termofísicas dos tecidos malignos encontradas na literatura.

### 3.3 TRANSFORMAÇÃO PROJETIVA

Este capítulo discute os conceitos da geometria projetiva a partir da geometria euclidiana com a finalidade de descrever sucintamente as operações utilizadas no programa computacional apresentado no Capítulo 4.1.2. Para ser representada matricialmente, a operação de translação requer um artifício algébrico que inclui aumentar a dimensão do espaço em conjunção com uma identificação de pontos alinhados com a origem.

A geometria euclidiana é a geometria que descreve ângulos e formas de objetos e vem sendo aplicada com sucesso no desenho auxiliado por computador na

construção civil, mecânica e outras. As suas propriedades são aquelas que conservam a relação de congruência, preservando, assim, a estrutura linear do  $R^n$  e definindo os elementos básicos da geometria. Entretanto, na observação de geometrias no mundo real, essa abordagem não é suficiente para representar tudo o que é visualizado. Por exemplo, arestas que são retas na geometria real são muitas vezes visualizadas de maneira distorcida, linhas paralelas parecem encontrar-se no infinito. Considerando que pontos que não podem ser atingidos não existem, o infinito é um ponto que foi idealizado como sendo o ponto de encontro das retas paralelas. Incorporando os pontos do infinito ao espaço euclidiano, criou-se a geometria projetiva. Desta forma, a computação gráfica tem uma ferramenta eficaz tanto para representar o mundo real tridimensional em uma imagem bidimensional quanto para operacionalizar matematicamente as transformações que podem ser aplicadas a uma geometria (FARIN, 1999) (GOMES e VELHO, 2008) (HARTLEY e ZISSERMANN, 2003).

Do ponto de vista de um observador, as linhas paralelas extensas convergem para um ponto no infinito. A percepção de um objeto tridimensional é a sua projeção em um plano 2D. Posicionando-se o plano de projeção em  $z=1$ , para um observador na origem do sistema coordenado todos os pontos de uma reta serão projetados em um único ponto no plano, assim como um plano é representado por uma curva (FARIN, 1999) (GOMES e VELHO, 2008).

No plano projetivo, um ponto é representado por um vetor coluna  $[x \ y \ z]^T$  e todos os seus múltiplos,  $[\alpha x \ \alpha y \ \alpha z]^T$  com  $\alpha \neq 0$ , são geometricamente iguais. O plano  $z=1$  no espaço euclidiano é chamado plano afim e um ponto  $p$  neste plano tem duas interpretações: afim e projetiva. Esse ponto representado no plano afim bidimensional por  $[x \ y]^T$  é geometricamente equivalente ao ponto representado por  $[x \ y \ 1]^T$  no espaço projetivo tridimensional. Se esse ponto é interpretado como um ponto do espaço projetivo, então, todos os pontos  $[\alpha x \ \alpha y \ \alpha]^T$  serão identificados. Da mesma maneira, um ponto  $[x, y, z, w]^T$ ,  $w \neq 0$ , no espaço projetivo de quatro dimensões corresponde ao ponto afim tridimensional  $[x/w \ y/w \ z/w]^T$  e a representação deste ponto em coordenadas projetivas é chamada de coordenadas homogêneas do ponto afim (FARIN, 1999) (HARTLEY e ZISSERMANN, 2003).

Uma linha projetiva com coeficientes  $(l, m, n, o)$ ,  $o \neq 0$ , no espaço projetivo de quatro dimensões é representada no plano afim tridimensional por uma linha com coeficientes  $(l/o, m/o, n/o)$ , sendo definida no espaço projetivo em coordenadas

homogêneas através da Equação (3.5). Os pontos no infinito são representados no espaço projetivo de quatro dimensões pelo ponto  $(x,y,z,o)^T$  (FARIN, 1999) (HARTLEY e ZISSERMANN, 2003).

$$\frac{l}{o}x + \frac{m}{o}y + \frac{n}{o}z + 1 = 0 \quad \therefore \quad o \neq 0 \quad (3.5)$$

onde:

$(l,m,n,o)$  = coeficientes da linha projetiva;

$(x,y,z,o)$  = coordenadas do ponto no espaço projetivo de quatro dimensões.

Em computação gráfica, “geometrias são mais do que apenas um conjunto de objetos, tais como linhas e pontos. A geometria também é caracterizada pelas propriedades desses objetos em mapeamentos geométricos” (FARIN, 1999). As transformações são classificadas em classes de I a IV, sendo necessário encontrar a transformação que melhor descreva matematicamente a operação que se quer aplicar à geometria. A geometria euclidiana modela os movimentos de corpos rígidos porque não modifica comprimentos e ângulos. As transformações no espaço euclidiano podem ser lineares, isométricas e afins. No espaço projetivo, podemos ter ainda as transformações decorrentes da visualização dessa geometria (HARTLEY e ZISSERMANN, 2003) (VELHO e GOMES, 2007).

Classe I: Isometrias. São transformações que preservam o comprimento, isto é, a distância entre os pontos, ângulos entre duas linhas, a área em geometrias ou imagens bidimensionais e o volume em geometrias tridimensionais. Conserva a orientação se a transformação for composta por uma matriz diagonal e uma transformação euclidiana. A orientação será revertida se a transformação for composta por uma matriz diagonal  $(-1,1,1)$ ,  $(1,-1,1)$  ou  $(1,1,-1)$  e uma transformação euclidiana. Rotação, reflexão e translação são exemplos de isometrias (HARTLEY e ZISSERMANN, 2003) (VELHO e GOMES, 2007).

Classe II: Similaridades (*Similarity transformations*). São transformações que preservam a forma das geometrias. A similaridade é uma isometria composta com um escalonamento isotrópico (*isotropic scaling*), ou seja, sem reflexão. Conserva ângulos entre linhas, linhas paralelas são mapeadas em linhas paralelas. Comprimento e área para geometrias bidimensionais e volumes para geometrias tridimensionais podem sofrer modificações, porém a razão entre dois comprimentos e a razão entre áreas em geometrias bidimensionais assim como a razão entre os

volumes para geometrias tridimensionais são invariantes. Rotação, escalonamento e translação são exemplos de similaridades (HARTLEY e ZISSERMANN, 2003) (VELHO e GOMES, 2007).

As operações de escalonamentos, rotações e reflexões são exemplos de transformações lineares. Elas não modificam a estrutura da geometria sendo possível operacionalizá-las com geometrias tridimensionais utilizando matrizes de ordem três (VELHO e GOMES, 2007).

Classe III: Transformações afins ou afinidades. São transformações lineares não singulares compostas com uma translação. As transformações afins representam conceitos congruência e semelhança. Uma vez que a transformação afim só será linear se o vetor referente à translação for nulo, estas transformações não podem ser representadas em forma matricial de ordem dois para objetos bidimensionais nem de ordem três para geometrias tridimensionais. Para permitir a representação matricial, deve-se aumentar uma dimensão em  $A(x)$  e em  $\vec{T}$ . A transformação afim assume a forma da Equação (3.6).

$$T_{afim}(x) = A(x) + \vec{T} \quad (3.6)$$

onde:

$T_{afim}(x)$  = transformação afim;

$A(x)$  = transformação linear;

$\vec{T}$  = vetor referente à translação.

As razões entre comprimentos e entre ângulos não são mantidas. Contudo, as linhas paralelas permanecem paralelas e a razão entre comprimentos de segmentos paralelos é mantida. A razão de áreas em geometrias bidimensionais é invariante. A orientação é preservada se o determinante da matriz  $M$  for positivo e unitário ( $\lambda_x \lambda_y \lambda_z = 1$ ). Se for negativo e unitário, ocorrerá reversão (HARTLEY e ZISSERMANN, 2003).

Classe IV: Transformações projetivas. A geometria projetiva unifica as operações descritas anteriormente e incorpora a transformada de perspectiva que são as transformações decorrentes da visualização da geometria. A transformada projetiva permite o uso de matrizes na operacionalização de todas as operações. Uma geometria tridimensional é modificada a partir de uma matriz de ordem quatro, conforme a Equação (3.7). Uma transformação afim é efetuada na geometria projetiva tornando nula a deformação da visualização. Não é possível distinguir se a

orientação será mantida ou não em projeções bidimensionais. A razão dos comprimentos entre quatro pontos colineares não é mantida, mas a razão cruzada (*cross ratio*) destes comprimentos é invariante (HARTLEY e ZISSERMANN, 2003) (VELHO e GOMES, 2007).

$$M_{4x4} = \begin{bmatrix} A & T \\ P & S \end{bmatrix} \quad (3.7)$$

onde:

$M_{4x4}$  = matriz de transformação projetiva (4x4);

$A$  = bloco linear (3x3);

$T$  = bloco de translação (3x1);

$P$  = bloco de perspectiva (1x3);

$S$  = bloco de escalonamento (1x1).

Neste trabalho foram utilizadas as operações de translação, rotação, escalonamento. As transformações geométricas dos Capítulos 4.1.2 e 5.1 são transformações projetivas nas quais a transformada da perspectiva é nula, isto é,  $P=[0 \ 0 \ 0]$ . Dessa forma podem ser pensadas de maneira simplificada como sendo transformações afins operacionalizadas pela Equação (3.8).

$$\begin{bmatrix} u \\ v \\ w \\ 1 \end{bmatrix} = M_{4x4} \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \\ 1 \end{bmatrix} \quad (3.8)$$

onde:

$(x,y,z)$  = coordenadas iniciais;

$(u,v,w)$  = coordenadas finais.

As operações a seguir, representadas na forma matricial, podem ser aplicadas tanto a objetos tridimensionais quanto a imagens bidimensionais. As observações a seguir são baseadas nos livros de Farin (1999), Hartley e Zissermann (2003), Velho e Gomes (2007), Gomes e Velho (2008), Conci, Azevedo e Leta (2008), Gonzales e Woods (2009).

O bloco linear,  $A$ , da Equação (3.7) pode ser um escalonamento na direção de cada eixo concatenada a uma rotação em torno de cada eixo, ou seja:  $A=\lambda R$ . O escalonamento multiplica cada ponto do objeto original por um escalar conforme a Equação (3.9).

$$\lambda = \begin{bmatrix} \lambda_x & 0 & 0 \\ 0 & \lambda_y & 0 \\ 0 & 0 & \lambda_z \end{bmatrix} \quad (3.9)$$

onde:

$\lambda$  = bloco linear quando só há escalonamento;

$\lambda_x$  = fator de escala na direção do eixo  $x$ ;

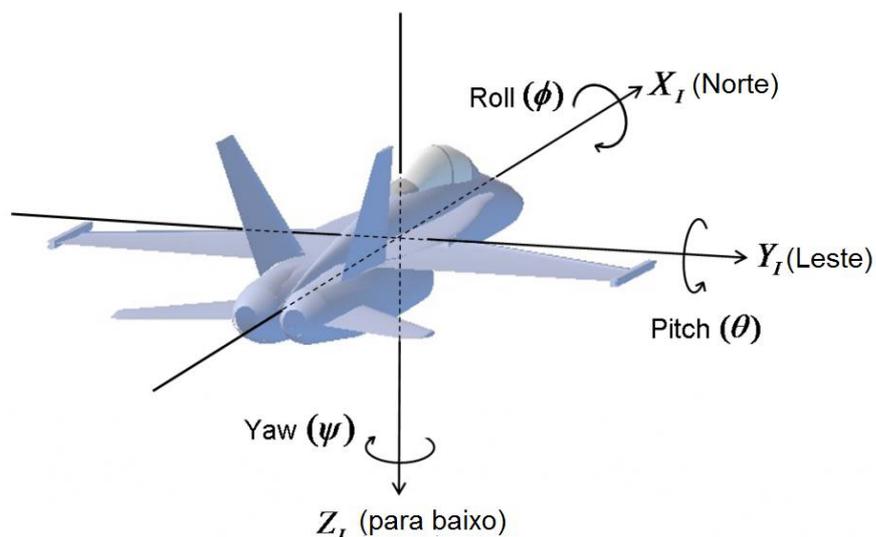
$\lambda_y$  = fator de escala na direção do eixo  $y$ ;

$\lambda_z$  = fator de escala na direção do eixo  $z$ .

Esta operação pode gerar vazios ou perda de posições quando os valores finais não forem inteiros. No caso de operações em imagens, esses vazios podem ser gerados no aumento da imagem (*zoom in*) e na diminuição da imagem (*zoom out*).

A rotação reposiciona a geometria através de sua rotação em torno de seus próprios eixos. A rotação pode ser decomposta em três rotações  $R_x$ ,  $R_y$  e  $R_z$  em torno do eixo  $x$ ,  $y$ ,  $z$ , respectivamente. Os ângulos das rotações são definidos pelos ângulos de Euler. Considerando um sistema de coordenadas centrado na própria geometria, conforme Figura 18, tais ângulos são conhecidos pelos nomes herdados da aviação: *roll*, *pitch* e *yaw*.

FIGURA 18 - Ângulos de Euler.



FONTE: Ch Robotics (2014).

As rotações são definidas nas Equações (3.10), (3.11), (3.12) e podem ser usadas quando ângulo de rotação em torno do eixo  $y$  (*pitch*) nunca assumir os valores de  $\pm 90^\circ$ .

$$R_x(\Phi) = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \Phi & \sin \Phi \\ 0 & -\sin \Phi & \cos \Phi \end{bmatrix} \quad (3.10)$$

onde:

$R_x$  = bloco linear da Equação (3.7) quando só há rotação em torno do eixo  $x$ ,  
 $\Phi$  = ângulo de rotação em torno do eixo  $x$  (*roll*).

$$R_y(\theta) = \begin{bmatrix} \cos \theta & 0 & -\sin \theta \\ 0 & 1 & 0 \\ \sin \theta & 0 & \cos \theta \end{bmatrix} \quad (3.11)$$

onde:

$R_y(\theta)$  = bloco linear da Equação (3.7) quando só há rotação em torno do eixo  $y$ ,  
 $\theta$  = ângulo de rotação em torno do eixo  $y$  (*pitch*).

$$R_z(\Psi) = \begin{bmatrix} \cos \Psi & \sin \Psi & 0 \\ -\sin \Psi & \cos \Psi & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.12)$$

onde:

$R_z(\psi)$  = bloco linear da Equação (3.7) quando só há rotação em torno do eixo  $z$ ,  
 $\psi$  = ângulo de rotação em torno do eixo  $z$  (*yaw*).

Considerando que os eixos coordenados da geometria substituta da mama estão invertidos com relação aos eixos coordenados da Figura 18, o bloco linear da matriz de transformação, se ocorrer apenas rotação, será dado pela Equação (3.13).

$$A_{3 \times 3} = \begin{bmatrix} \cos \theta \cos \Psi & -\sin \Psi & \sin \theta \\ \sin \Psi & \cos \Phi \cos \Psi & -\sin \Phi \\ -\sin \theta & \sin \Phi & \cos \Phi \cos \theta \end{bmatrix} \quad (3.13)$$

Espelhamento, também chamado de reflexão ou *flip*, faz a rotação por ângulos múltiplos de  $180^0$  com alteração no sentido do eixo. O espelhamento horizontal pode ser efetuado pela Equação (3.14) e o *flip* vertical pode ser obtido com o uso da Equação (3.15). O espelhamento do eixo  $z$  é dado pela Equação (3.16). No caso de imagens, se a imagem final ficar fora da janela de visualização deve-se centralizá-la com uma translação.

$$F_h = \begin{bmatrix} -1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.14)$$

onde:

$F_h$  = matriz para o flip horizontal.

$$F_v = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & -1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.15)$$

onde:

$F_v$  = matriz para o flip vertical.

$$F_z = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & -1 \end{bmatrix} \quad (3.16)$$

onde:

$F_z$  = matriz para espelhamento do eixo z.

Na operação identidade, a saída é igual à entrada. O operador corresponde à matriz identidade. A translação é o bloco  $T$  da Equação (3.7). Essa operação desloca o ponto, isto é, adiciona um escalar a cada coordenada conforme a Equação (3.17).

$$T = \begin{bmatrix} T_x \\ T_y \\ T_z \\ 1 \end{bmatrix} \quad (3.17)$$

onde:

$T$  = bloco de translação;

$T_x$  = translação no sentido do eixo x;

$T_y$  = translação no sentido do eixo y;

$T_z$  = translação no sentido do eixo z.

Na operação de cisalhamento vertical, a abscissa é transladada enquanto que a ordenada se mantém fixa. Para o cisalhamento vertical, a abscissa permanece fixa enquanto a ordenada é transladada. Se o papel fosse de borracha, o cisalhamento vertical 'esticaria' o papel para cima ou para baixo enquanto que no cisalhamento horizontal, o papel seria puxado para a direita ou para a esquerda.

O bloco  $S$  da Equação (3.7) é redundante, pois no espaço projetivo um ponto e todos os seus múltiplos não nulos são geometricamente iguais. Para trabalhar com as coordenadas homogêneas desse ponto fazemos  $S = [1]$ .

O bloco  $P$  da Equação (3.7) mapeia pontos afins em pontos ideais, isto é, nos pontos de fuga da projeção em perspectiva quando se quer obter as modificações devido ao ponto de visualização. A Equação (3.18) é usada para esse fim.

$$P = [P_x \quad P_y \quad P_z] \quad (3.18)$$

onde:

$P$  = bloco de perspectiva;

$P_x$  = projeção perspectiva sobre o eixo  $x$ ;

$P_y$  = projeção perspectiva sobre o eixo  $y$ ;

$P_z$  = projeção perspectiva sobre o eixo  $z$ .

As informações do presente capítulo nortearam a escolha das estruturas internas da mama que deveriam ser introduzidas na geometria substituta desenvolvida para a presente tese. As ferramentas matemáticas necessárias para o desenvolvimento do programa computacional que modelou a superfície externa de geometria substituta personalizada para cada paciente foram apresentadas. A equação adotada para o cálculo da transferência de calor na mama, a qual foi utilizada pelo *software* de CFD para a obtenção de perfis de temperatura, foi analisada.

## **4 METODOLOGIA**

## 4 METODOLOGIA

A geometria substituta foi melhorada em relação àquela desenvolvida por Viana (2010) a fim de tornar o modelo desenvolvido mais próximo da mama real. O material necessário para obter a geometria desejada e a metodologia desenvolvida para atingir o objetivo com êxito são detalhados neste capítulo. O início é uma visão geral da metodologia adotada e lista na, Tabela 4, os equipamentos e programas computacionais utilizados na elaboração dos trabalhos desta tese. Segue com detalhamento da metodologia correlacionando com a fundamentação teórica apresentada no Capítulo 3. A descrição dos programas computacionais desenvolvidos para solucionar o problema proposto está no Capítulo 4.1. A modelagem da estrutura interna da geometria é discutida no Capítulo 4.2. O capítulo finaliza com a metodologia empregada para calcular os perfis de temperatura no Capítulo 4.3.

De maneira sucinta, a metodologia pode ser resumida conforme segue:

- a) Adquirir as imagens por infravermelho e arquivá-las em banco de dados juntamente com informações do prontuário médico;
- b) Determinar a paciente que deve ter sua mama reconstruída com resgate de suas imagens e informações de seu prontuário;
- c) Extrair pontos das imagens por IR através do programa computacional desenvolvido por Silva (2010);
- d) Usar as rotinas do Capítulo 4.2.1 para ajustar as medidas das coordenadas dos pontos extraídos, quando necessário;
- e) Reconstruir a superfície externa da mama da paciente com uso do programa computacional do Capítulo 4.2.2;
- f) Modelar a estrutura interna da geometria substituta inserindo gordura, lóbulos, ductos lactíferos e a lesão descrita nos exames médicos listados no prontuário com auxílio de *software* comercial pré-processador de CFD;
- g) Construir malha no interior da geometria substituta modelada no item acima para posterior obtenção dos perfis de temperatura com auxílio de *software* pré-processador de CFD;
- h) Obter o perfil de temperatura com auxílio de *software* comercial de CFD;

- i) Interpretar os resultados obtidos nos cálculos de temperatura através de comparação dos mesmos com as imagens por IR da paciente;
- j) Arquivar a geometria substituta para permitir trabalhos posteriores que necessitem da mesma.

TABELA 4 - Material empregado na modelagem 3D da mama feminina a partir de imagens por IR.

<b>Etapa</b>	<b>Equipamento e/ou software</b>	<b>Fabricante</b>
Aquisição e arquivamento de imagens por IR	Câmera termográfica modelo ThermaCAM™ S45	FLIR Systems
	Termo-higro-anemômetro luxímetro digital modelo THAL 300 Programa computacional do banco de dados de imagens médicas por IR desenvolvido por Araújo (2009) Aparato mecânico para posicionar a paciente nas posições desejadas desenvolvido por Oliveira (2012) Material de consumo: bata descartável, formulário para transcrever o prontuário, formulários com o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido	Instrutherm Instrumentos de Medição Ltda DEMEC-UFPE
Extração de pontos da imagem por IR	Programa computacional desenvolvido por Silva (2010)	Universidade Federal de Fluminense
	Software MATLAB® Student Version	The MathWorks, Inc.
Reconstrução da mama	Software MATLAB® Student Version	
	Geometria substituta obtida a partir do escaneamento de prótese mamária externa modelada por Viana (2010)	DEMEC-UFPE
	Software de desenho 3D auxiliado por computador: DesingModeler™ v. 15.0 e Gambit™, v.2.2.30 Pré-processador de CFD®: Meshing™ v. 15.0	Ansys, Inc
Simulação de perfis de temperatura	Processador de CFD: Fluent®, v. 15.0	Ansys, Inc
	Pós-processador de CFD: Ansys® Products, v. 15.0 (CFD-Post®)	Ansys, Inc

FONTE: Elaborada pela autora.

O protocolo de obtenção das imagens do projeto, aprovado pelo Comitê de Ética do Hospital das Clínicas da Universidade Federal de Pernambuco (HC\_UFPE) e cadastrado no Ministério da Saúde sob o nº CEP/CCS/UFPE Nº 279/05, permite apenas a realização de imagens por IR. As imagens por IR são arquivadas juntamente com informações sobre o diagnóstico da paciente além da distância da paciente à câmera, temperatura e umidade do ambiente durante a obtenção das imagens.

O protocolo e o aparato padronizaram a aquisição das imagens por IR, melhorando a automatização do processamento das mesmas. Auxiliou também na reconstrução da mama, uma vez que a distância entre a paciente e a câmera é um fator importante para relacionar o *pixel* com a medida real. A temperatura e a umidade relativa da sala no momento de aquisição das imagens permitem a correção da temperatura medida pela câmera por infravermelho. O valor adotado para a emissividade da pele humana foi de 0,98. Esses dados são parâmetros de entrada da câmera termográfica. O *software ThermaCam Quick Report*<sup>®</sup> auxilia o pré-processamento do termograma, exporta a matriz de temperaturas para planilha ou em formato de texto. Dessa forma, a mesma imagem por IR pode ser utilizada para diversos fins, tais como: classificação de anormalidades, estimativa de propriedades termofísicas dos tecidos além da modelagem geométrica desenvolvida no presente trabalho, entre outros.

Após a aquisição da imagem, é efetuado o ajuste do erro nas matrizes de temperaturas das imagens por IR. As imagens e as informações levantadas durante a obtenção dos termogramas são inseridas no banco de dados juntamente com numeração de suas imagens em cada posição adotada. Os formulários com os Termos de Consentimento Livre e Esclarecido assinados pela paciente são mantidos em arquivo físico.

Uma vez que o objetivo deste trabalho é reconstruir a geometria substituta 3D da mama a partir de imagens médicas, o início do presente trabalho foi o desenvolvimento de programa computacional para ajustar as coordenadas dos pontos extraídos da imagem por Silva (2010). As imagens por IR passaram por todo o procedimento descrito acima antes de serem utilizadas na reconstrução da mama.

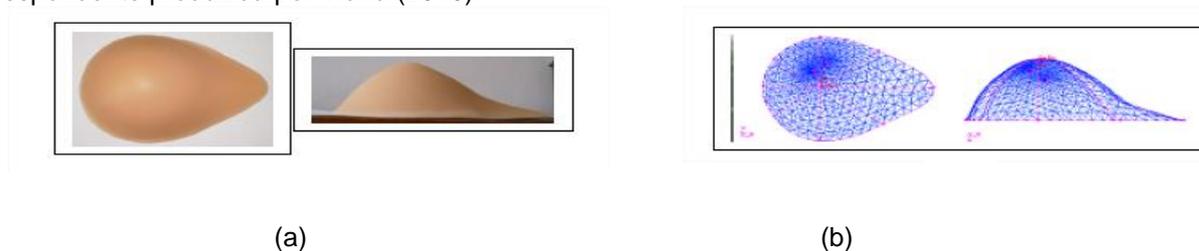
Os contornos da mama da paciente que geraram a sua geometria substituta foram extraídos de duas imagens por IR (uma frontal e outra lateral). A correção das coordenadas dos pontos extraídos das imagens quando foram obtidas com a

distância entre a câmera e a paciente diferente de um metro foi efetuada com o programa computacional do Capítulo 4.1.1.

A geometria substituta aqui desenvolvida tem a sua superfície obtida pelo corregristo da prótese mamária externa número dois (Prótese #2) aos contornos da paciente e técnicas de geração de superfícies de modelagem geométrica em computação gráfica, conforme descrito no Capítulo 3.3 e no Apêndice B.

A geometria substituta da prótese mamária externa foi obtida conforme descrito por Viana (2010) com o objetivo de utilizá-la no cálculo de perfis de temperatura. A geometria substituta da Prótese #2, fabricada pela empresa Ortho Pahuer, foi escolhida por ser de menor tamanho, possibilitando o escalonamento sempre positivo além de ter sua superfície em melhor estado. A referida prótese e sua geometria substituta são semelhantes àquela visualizada na Figura 19. A superfície da geometria da prótese foi obtida a partir de cinco curvas, sendo quatro sobre a sua superfície e uma no contorno da base. Os detalhes da obtenção da geometria substituta a partir da prótese mamária externa estão na dissertação de mestrado de Viana (2010).

FIGURA 19 - Prótese mamária externa da empresa Ortho Pahuer e a geometria substituta correspondente produzida por Viana (2010).



FONTE: Viana (2010).

(a) vista superior e lateral da prótese mamária externa fabricada pela Ortho Pahuer e cedida pelo HC - UFPE às pacientes mastectomizadas; (b) sua correspondente geometria substituta com malha interna gerada no pré-processador de CFD.

Internamente, a geometria substituta da paciente modelada neste trabalho possui volumes para representar os lóbulos e os ductos lactíferos. O volume interno restante foi considerado como tecido adiposo mamário. As anomalias foram dimensionadas e posicionadas no interior da geometria conforme relatado nos exames clínicos da paciente. As características termofísicas dos tecidos foram associadas ao volume correspondente, a malha foi inserida, finalizando a geometria substituta da mama da paciente para os cálculos de temperatura.

As características termofísicas dos tecidos que compõem a mama, cisto e os tumores mais comuns utilizadas na elaboração desse modelo computacional foram obtidos na literatura e/ou foram utilizadas as características obtidas e validadas pela otimização desenvolvida por Bezerra (2013). Os cálculos de perfis de temperatura descritas no Capítulo 4.3 foram realizados nas referidas geometrias com o auxílio de *software* processador de CFD. A validação dos resultados foi efetuada a partir da comparação das temperaturas máximas obtidas nos perfis de temperatura calculados com aquelas indicadas pela imagem por infravermelho no entorno da superfície sobre a região da anomalia.

Os programas do Capítulo 4.1 foram desenvolvidos em MATLAB<sup>®</sup>. O Gambit<sup>™</sup>, o DesignModeler<sup>®</sup> e o Meshing<sup>™</sup> prepararam a geometria para os cálculos de temperatura, enquanto que o Fluent<sup>®</sup> calculou os valores das temperaturas nos pontos da malha. Os resultados estão no Capítulo 5. Excetuando o MATLAB<sup>®</sup>, os outros três *softwares* fazem parte do pacote de CFD distribuído pela Ansys, Inc.

#### 4.1 PROGRAMAS COMPUTACIONAIS DESENVOLVIDOS

A primeira etapa do projeto do HC - UFPE previa a avaliação clínica e visual das imagens por parte dos mastologistas. Um *software* extrator de pontos da imagem por infravermelho foi desenvolvido por Silva (2010) com o objetivo de reconstruir o tronco feminino tridimensional a partir da imagem por infravermelho. Com a evolução do trabalho e a entrada do projeto PROENG/CAPES, tornou-se necessário reconstruir a mama digitalmente para possibilitar a simulação de perfis de temperatura.

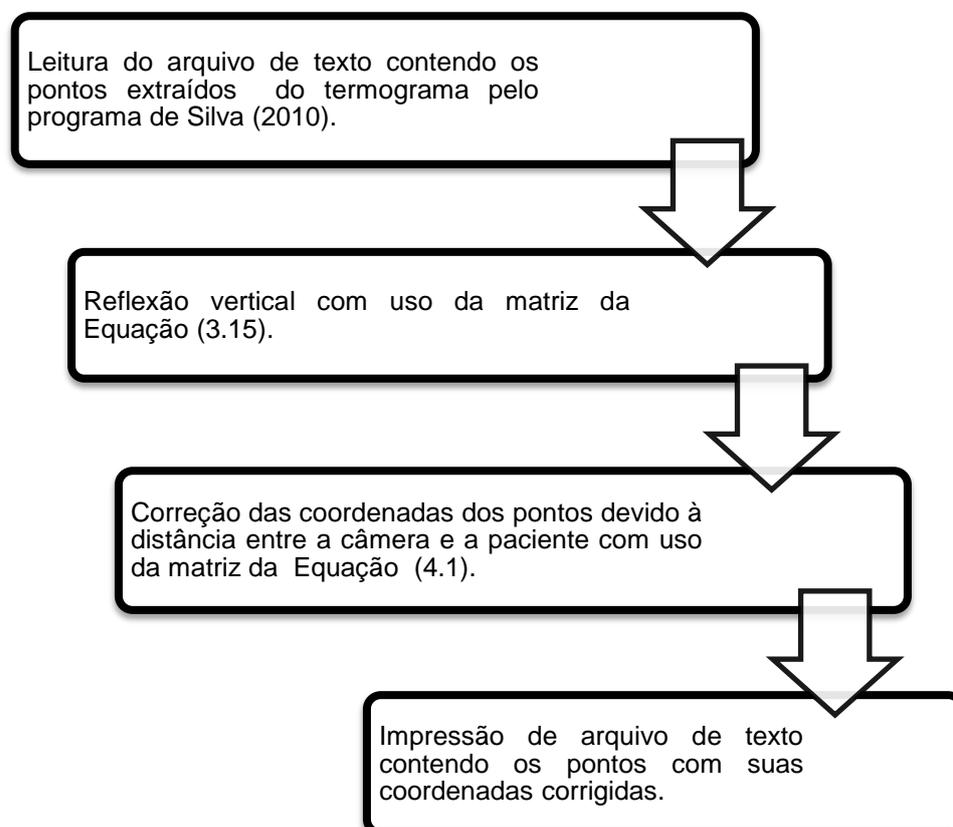
A metodologia desenvolvida neste trabalho a fim de possibilitar o uso do referido programa de extração de pontos da imagem por IR está descrita no Capítulo 4.1.1 O detalhamento do programa computacional desenvolvido para modelagem da superfície da geometria está no Capítulo 4.1.2.

#### 4.1.1 Programa computacional para correção das coordenadas dos pontos extraídos do termograma

O programa desenvolvido em MATLAB<sup>®</sup> segue o fluxograma da Figura 20. A matriz de transformação da Equação. (3.7) foi utilizada conforme explicado no Capítulo 3.3. O objetivo deste programa é possibilitar a utilização do programa para extração de pontos da imagem por IR já disponível no DEMEC-UFPE, que é uma das saídas de dados do programa desenvolvido por Silva (2010) para gerar o tronco feminino a partir de imagens por IR.

Para tanto, foi necessário efetuar o *flip* vertical no conjunto de pontos extraídos das imagens e corrigir eventuais erros no dimensionamento da geometria substituta oriundo da conversão de *pixel* em metro. Esse último ocorre quando a distância entre a câmera e a paciente for diferente daquela que foi padronizada pelo programa de Silva (2010) e o primeiro foi oriundo da orientação do sistema de coordenadas da imagem ser diferente da orientação do sistema de coordenadas dos *softwares* de desenho assistido por computador.

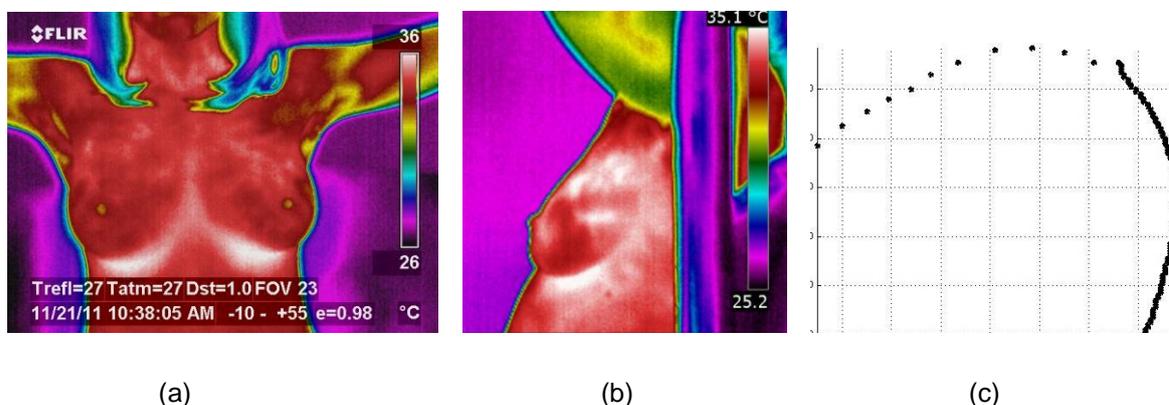
FIGURA 20 - Fluxograma do programa computacional desenvolvido para corrigir as coordenadas dos pontos extraídos por Silva (2010).



FONTE: Elaborado pela autora.

Devido à diferença entre a temperatura de fundo da imagem, correspondente à parede da sala, e a temperatura corporal, há uma mudança de gradiente nos contornos do tronco da paciente. A prega inframamária está mais aquecida do que as outras partes do corpo, proporcionando uma mudança de gradiente e permitindo sua localização na imagem. O programa computacional desenvolvido por Silva (2010) retira os pontos da prega inframamária e do contorno frontal da mama formando a mama direita e esquerda a partir da imagem por IR frontal da paciente com braços levantados, semelhantes à apresentada na Figura 21a. A imagem é varrida horizontalmente para encontrar os *pixels* nos quais ocorre essa mudança de gradiente. Os contornos da mama direita são formados pelos pontos extraídos da lateral direita e pelos pontos extraídos da prega inframamária correspondente. O mesmo ocorre para a mama esquerda. As coordenadas dos pontos da imagem da paciente de perfil, semelhante à apresentada na Figura 21b, foram extraídas pelo *software* e impressas em arquivo de texto. A origem do sistema de coordenadas na imagem é o canto superior esquerdo com eixo horizontal positivo para direita e eixo vertical positivo para baixo, conforme a Figura 21c.

FIGURA 21 - Imagens por ir para extração dos contornos da paciente por Silva (2010).



FONTE: (a) e (b): DEMEC-UFPE; (c) elaborada pela autora.

(a) IR1862 imagem por infravermelho frontal com braços levantados; (b) IR1867 imagem por infravermelho da lateral externa da mama esquerda, (c) pontos extraídos do IR1862.

Cada *pixel* foi escalonado para milímetro considerando que a distância entre a paciente e a câmera é de um metro e as coordenadas são gravadas em arquivos de texto, sendo um arquivo para cada mama. As coordenadas dos pontos da cada mama foram gravadas em arquivo de texto conforme é necessário para a entrada dos pontos no *software* pré-processador de CFD. A terceira coordenada dos pontos

foi sempre zero, pois a imagem é bidimensional. As coordenadas gravadas em arquivo formaram os contornos frontal e lateral da mama da paciente.

O aparato mecânico desenvolvido por Oliveira (2012) facilitou e padronizou a captura da imagem. Antes da construção do aparato mecânico, era efetuada uma série de imagens para as quais a distância câmera-paciente era de, aproximadamente, um metro. Para possibilitar um melhor enquadramento da imagem, foi necessário variar a distância entre a câmera e a paciente. Devido à diferença entre a distância utilizada para conversão de *pixel* para milímetro no programa computacional e a distância utilizada na obtenção da imagem, as coordenadas são diferentes das reais medidas da paciente.

Foi decidido utilizar o programa computacional de Silva (2010) para extração dos pontos nas imagens por IR ao invés de desenvolver outro programa para este fim. Pelas razões expostas acima, um programa em MATLAB® foi elaborado a fim de corrigir tais coordenadas para posterior reconstrução da mama. Devido à orientação do eixo vertical na imagem ter o sentido positivo para baixo, conforme exemplificado na Figura 21c, uma função faz a reflexão dos pontos em torno do eixo horizontal usando a matriz de transformação da Equação (3.15). Uma segunda função redimensiona as coordenadas dos pontos extraídos quando a distância entre a paciente e a câmera no momento da captura da imagem for diferente de um metro.

A Figura 22 ilustra a disposição geométrica usada para calcular as dimensões da imagem formada no chip de captura. Em uma câmera fotográfica, a lente tem distância focal fixa enquanto que a distância entre a lente e o plano-imagem é variável (GONZALEZ e WOODS, 2010).

As relações entre a distância focal e as distâncias entre a paciente na posição um ( $d_1$ ) e na posição dois ( $d_2$ ) são dadas por semelhança de triângulos. A distância focal é calculada pela Equação (4.1).

A relação entre as alturas das imagens modificando as distâncias entre a câmera e a paciente é o fator de escala aplicado às coordenadas dos pontos extraídos do termograma pelo programa de Silva (2010). O fator de escala ' $\lambda$ ' é calculado pela Equação (4.2).

$$d_f = \frac{h_1 d_1}{H} = \frac{h_2 d_2}{H} \quad (4.1)$$

onde:

$d_f$  = distância focal;

$h$  = altura da paciente;

$d_1$  = distância entre a paciente e a câmera na aquisição da imagem por IR;

$h_1$  = altura da imagem com a paciente na distância  $d_1$ ;

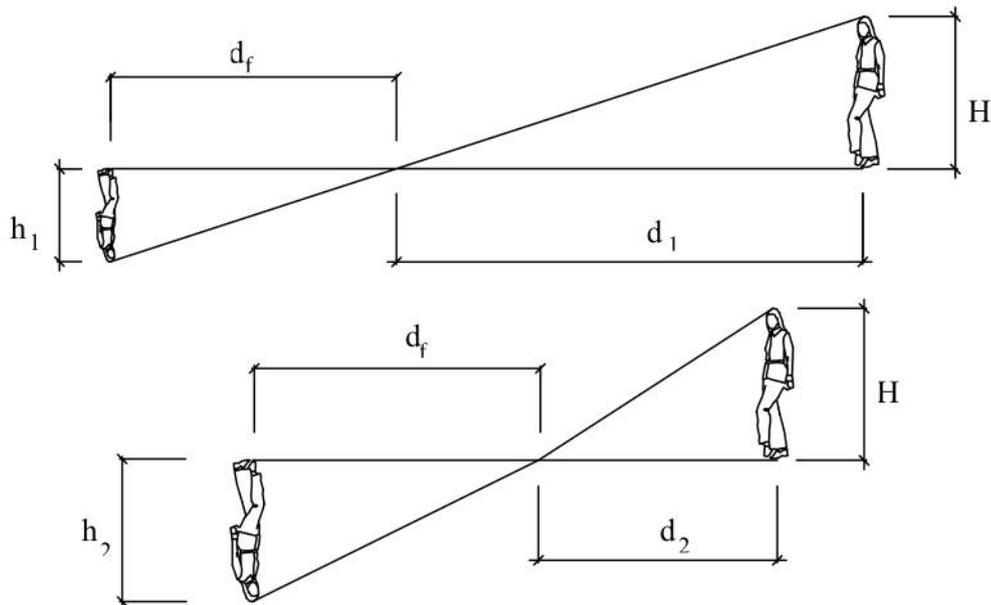
$\theta_1$  = ângulo de abertura na aquisição da imagem com paciente na distância  $d_1$ ;

$d_2$  = distância entre a paciente e a câmera na aquisição da imagem por IR padronizada pelo programa computacional de Silva (2010);

$h_2$  = altura da imagem com a paciente na distância  $d_2$ ;

$\theta_2$  = ângulo de abertura na aquisição da imagem com paciente na distância  $d_2$ .

FIGURA 22 - Representação gráfica da câmera focalizando uma paciente.



FONTE: Produzida pela autora.

Onde:  $d_f$  é a distância focal,  $h$  é a altura da paciente,  $h_1$  é a altura da imagem com a paciente na distância  $d_1$ ,  $h_2$  é a altura da imagem com a paciente na distância  $d_2$ .

$$\lambda = \frac{h_1}{h_2} = \frac{d_2}{d_1} \quad (4.2)$$

onde:

$\lambda$  = fator de escala.

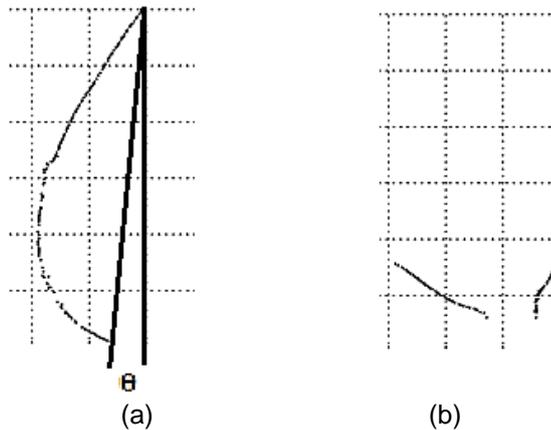
O fator de escala assim obtido corresponde aos valores de  $\lambda_x$ ,  $\lambda_y$ ,  $\lambda_z$  da matriz de transformação da Equação (3.9), desta forma a matriz  $M$  da Equação (3.7)

tomou a forma da Eq. (4.3) sendo aplicada às coordenadas de cada ponto extraído do termograma com uso da Equação (3.8).

$$M = \begin{bmatrix} \lambda & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \lambda & 0 & 0 \\ 0 & 0 & \lambda & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (4.3)$$

Um exemplo dos pontos extraídos do termograma após as correções discutidas acima pode ser visualizado na Figura 23. Os arquivos de entrada são arquivos de texto com as coordenadas dos pontos que formam o perfil lateral e a prega inframamária.

FIGURA 23 - Pontos extraídos de um termograma após as correções de posicionamento entre a paciente e a câmera por IR.



FONTE: Produzida pela autora.

(a) pontos extraídos da imagem lateral; (b) pontos extraídos da imagem frontal.

#### 4.1.2 Corregistro da prótese mamária externa aos contornos da paciente

O programa foi desenvolvido em MATLAB<sup>®</sup>. As rotações e as translações em relação à origem foram efetuadas com o auxílio da matriz de transformação  $M$ , da Equação (3.7), que assumiu a forma da Equação (4.4) e foi aplicada à Equação (3.8), conforme discutido do Capítulo 3.3.

$$M = \begin{bmatrix} A & T \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (4.4)$$

onde:

$[u \ v \ w \ 1]^T$  = transposta da matriz de pontos do *wireframe* da geometria substituta da paciente;

$[x \ y \ z \ 1]^T$  = transposta da matriz de pontos do *wireframe* da geometria substituta da Prótese #2.

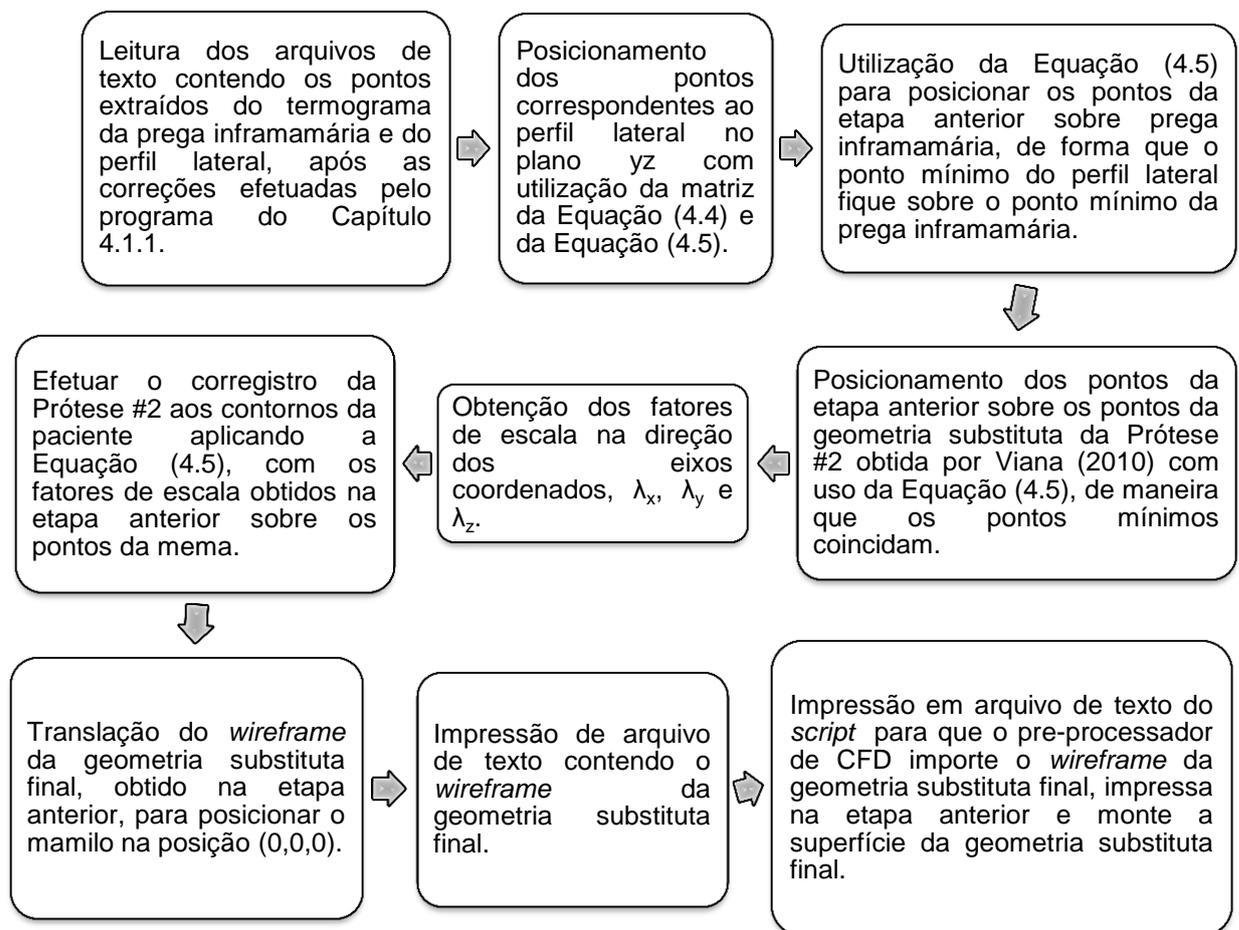
Dessa maneira, a Equação (3.8) tornou-se a Equação (4.5) a qual foi aplicada a cada ponto do *wireframe* da geometria substituta da Prótese #2,

resultando no *wireframe* da geometria substituta da paciente. *Wireframe* de um modelo 3D é aquele no qual apenas linhas e vértices são representados.

$$\begin{bmatrix} u \\ v \\ w \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} A & T \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \\ 1 \end{bmatrix} \quad (4.5)$$

O diagrama de blocos do programa para efetuar o corregristo da prótese mamária externa aos contornos da paciente está na Figura 24.

FIGURA 24 - Diagrama de blocos do programa para efetuar o corregristo da Prótese #2 aos contornos da paciente.



FONTE: Elaborado pela autora.

A forma matricial além de facilitar a implementação do programa computacional do corregristo, permitirá a melhoria do modelo ao ser inserida a projeção perspectiva em trabalho futuro. Uma vez que a deformação decorrente da perspectiva foi desconsiderada, o bloco *P* foi anulado de maneira que a

transformação deixou de ser projetiva se reduziu a uma transformação afim. Não foram efetuadas rotações no plano x-z, por isso o ângulo referente a essa rotação na matriz de transformação foi nulo. Todos os pontos obtidos foram armazenados conforme a Eq. (4.6).

$$Q = [q_1 \quad \dots \quad q_i] \quad \therefore 1 \leq i \leq n$$

$$q_i = [x_i \quad y_i \quad z_i \quad 1]^T \quad (4.6)$$

onde:

Q = matriz das coordenadas dos pontos obtidos;

$q_i$  = ponto  $i$  da curva;

$n$  = ordem da matriz  $M$ .

Cada arquivo de texto contendo as coordenadas dos pontos extraídos do termograma foi lido individualmente. O MMQ foi aplicado a esses pontos para obter os coeficientes das curvas correspondentes à prega inframamária e ao perfil lateral. Com os coeficientes conhecidos, o espaço vazio, como o que é pode ser observado na Figura 23b, foi preenchido e/ou mais pontos foram obtidos.

Os pontos extraídos da prega inframamária foram posicionados de forma que o ponto mínimo da curva ficou na origem. Uma vez que a geometria da Prótese #2 foi modelada na vertical e o perfil da paciente está inclinado, devido à posição da mesma ao sentar-se na cadeira, a sua curva do perfil foi rotacionada do ângulo  $\theta$ , indicado na Figura 23, com uso da Equação (3.8) onde a matriz de transformação,  $M$ , assumiu a forma da Equação (4.7). Nesse caso, a matriz de transformação é de ordem três porque a imagem é bidimensional.

$$M = \begin{bmatrix} \cos \theta & -\sin \theta & 0 \\ \sin \theta & \cos \theta & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (4.7)$$

Utilizando a Equação (3.8), a curva de perfil foi rotacionada do plano x-y para o plano y-z, perpendicular à curva da prega inframamária. Em seguida, o seu ponto mínimo foi transladado para o ponto mínimo da prega inframamária. Neste caso, o bloco linear,  $A$ , da matriz de transformação,  $M$ , na Equação (4.4) foi igual a matriz identidade de ordem três. O próximo passo foi transladar em conjunto a curva de perfil e a curva da prega inframária retiradas da imagem de forma que o ponto inferior da prega inframamária foi posicionado sobre o ponto mínimo da curva da base da prótese com auxílio da Equação (3.8). O bloco linear,  $A$ , da matriz de transformação,  $M$ , na Equação (4.4) foi igual à matriz identidade de ordem três.

O correto registro da geometria substituta da Prótese #2 aos contornos da paciente considerou os fatores de escala,  $\lambda_x$ ,  $\lambda_y$  e  $\lambda_z$ , como sendo a relação entre a largura, a altura e a profundidade da geometria substituta da Prótese #2, em relação aos respectivos valores da curva frontal e da curva de perfil da paciente. Considerou-se que o mamilo estivesse no ponto de inflexão da curva de perfil extraída do termograma. A posição do mamilo é importante, porque a partir desse ponto são dadas as coordenadas das anomalias encontradas nos exames clínicos. Posicioná-lo na origem facilita a posterior inserção das anomalias para simulação. Após posicionar a curva de perfil na prega inframamária, houve a translação da geometria de forma que o mamilo ficasse na origem. Os fatores de escala e da translação para cada eixo foram inseridos na matriz de transformação,  $M$ , da Equação (4.4) para, então, efetuar a Equação (3.8) para todos os pontos da geometria substituta da Prótese #2 com os valores dos fatores de escala e da translação. Dessa maneira, o *wireframe* da geometria substituta da mama da paciente foi obtido.

As coordenadas do *wireframe* da geometria substituta da paciente foram impressas em arquivo de texto de maneira que o pré-processador de CFD pudesse importá-las e construir o volume da mama. Os arquivos foram gravados em diretório determinado pelo usuário. Um *script* impresso em arquivo de texto foi executado pelo pré-processador de CFD. Assim as curvas foram importadas e o volume tridimensional foi construído, finalizando, assim, a geometria 3D substituta da mama da paciente. Um exemplo de tal *script* para Gambit<sup>TM</sup> está no Apêndice C.

#### 4.2 MODELAGEM GEOMÉTRICA DAS ESTRUTURAS INTERNAS DA GEOMETRIA SUBSTITUTA DA MAMA

A estrutura interna da mama foi modelada inserindo-se volumes 3D para substituir os lóbulos, os ductos lactíferos e a anomalia descrita nos exames da paciente. O restante do volume interno representa o tecido adiposo da mama. As demais estruturas que compõem a mama, tais como, a rede de vasos linfáticos, a artéria e vasos sanguíneos, não foram inseridas na geometria final. Isso se deve por não terem sido encontradas na literatura suas propriedades termofísicas. As incertezas decorrentes do mau posicionamento dos volumes correspondentes aos lóbulos, ductos lactíferos e a relação percentual entre volume dos lóbulos (tecido

glandular) e o restante do volume da geometria (tecido adiposo) podem acarretar um aumento dos erros da temperatura superficial após a simulação pelo *software* de CFD, de maneira que um estudo de caso foi efetuado para fazer uma análise visual do impacto da inserção dos lóbulos, do tecido adiposo e dos ductos lactíferos no perfil de temperaturas calculado para a superfície da mama.

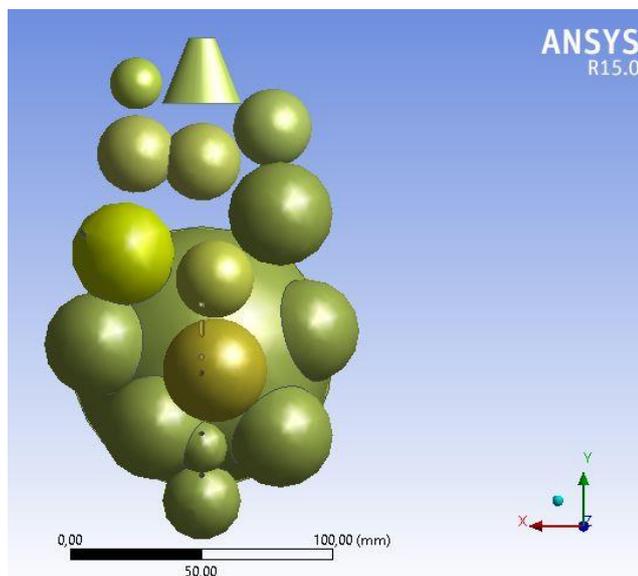
#### 4.2.1 Lóbulos

Para a inserção dos lóbulos foi tomada a aproximação de serem representados por esferas. O raio de cada esfera deve ser tal que sua superfície externa não tenha contato com a superfície externa da geometria da mama. As esferas foram posicionadas de maneira a permitir que sua distribuição fosse a mais uniforme possível no interior da geometria substituta, e que existisse espaço entre a parede posterior da geometria e os lóbulos. Esse espaço corresponde à gordura retromamária. A fim de possibilitar a existência de tecido glandular no prolongamento em direção à axila, conforme Bernardes (2011), Maia, Freitas e Monteiro (2006) e Romrell e Bland (1994), o lóbulo desta região foi modelado como um tronco de cone na região da cauda da geometria, localizada na parte estreita dos quadrantes superiores da geometria.

Foram inseridos na geometria tantos lóbulos quantos foram necessários para atingir o percentual de tecido glandular indicado para a paciente cuja mama foi modelada. Isso permitiu a existência de tecido adiposo mamário entre os lóbulos e um ajuste aproximado da densidade da mama de acordo com a composição do tecido mamário descrito no exame de mamografia. Na omissão dessa informação, uma média de acordo com a idade da paciente. O percentual de tecido glandular é padronizado pelo Colégio Americano de Radiologia e foi transcrito na Tabela 2.

A densidade do tecido mamário é influenciada pela idade, pelo índice de massa corpórea e pela paridade (ocorrência de gravidez) (HARVEY e BOVBJERG, 2004) (FIGUEIRA *et al.*, 2003). O fator que tem maior influência na liposubstituição é a idade. Esse aumento de tecido adiposo não está relacionado com o tamanho da mama ou com sua firmeza, mas com o percentual de tecido fibroso (FIGUEIRA *et al.*, 2003).

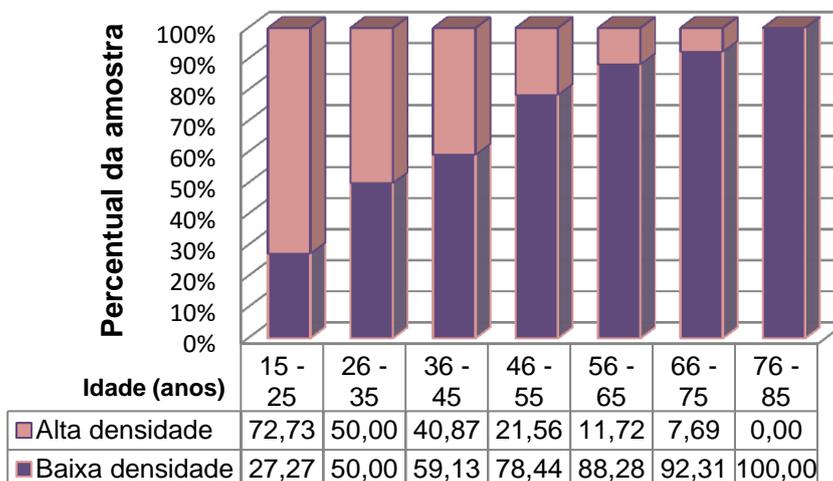
FIGURA 25 - Lóbulos modelados para a geometria substituta.



FONTE: Produzida pela autora.

A Figura 26 resume a composição dos tecidos das 849 mulheres observadas na pesquisa de Figueira *et al.* (2003). De acordo com os autores, entre 36 e 45 anos, 50% das mulheres apresentaram alta densidade do tecido mamário e acima desta idade maioria das mulheres possuem mamas pouco densas. Os autores mencionados definiram alta densidade como sendo composição C e a composição D na classificação do Colégio Americano de Radiologia, enquanto que baixa densidade correspondeu às composições A e B neste mesmo padrão.

FIGURA 26 - Percentual de mulheres com alta e baixa densidade de tecido mamário em função da faixa etária segundo Figueira, dos Santos, *et al.* (2003).



FONTE: Elaborado pela autora.

Segundo Kopans (apud (FIGUEIRA *et al.*, 2003).), o processo de lipossustituição é gradual, aumentando, em média, 2% ao ano. Ainda segundo o referido autor, o percentual de tecido glandular é maior do que 80% até os 40 anos, aos 50 anos esse percentual cai para 70%, aos 65 anos as mulheres possuem, em média, 50% de tecido glandular. De acordo com a 5ª edição de padronização da densidade dos tecidos do Colégio Americano de Radiologia, esses valores se enquadram na composição D, C, B, respectivamente.

Devido ao exposto, os valores de densidade mamária adotados na presente metodologia variaram conforme a faixa etária de acordo com a Tabela 5, com o objetivo de simplificar e padronizar o método desenvolvido.

TABELA 5 - Valores de densidade mamária adotados na metodologia desenvolvida de acordo com a faixa etária quando os exames de imagem da paciente não indicarem a composição do tecido.

Idade (anos)	Tecido glandular (%)	Classificação Colégio Americano de Radiologia
Até 25	Maior que 90	D
26 - 35	80 - 90	D
36 - 45	75 - 80	D
46 - 60	51 - 75	C
61 - 75	25 - 50	B
Acima de 75	Menor que 25	A

FONTE: Elaborado pela autora.

Os lóbulos são constituídos por tecido glandular cujas propriedades termofísicas estão resumidas na Tabela 6.

TABELA 6 - Propriedades termofísicas adotadas para os lóbulos.

Tecido	k (W/m °C)	$\rho$ (kg/m <sup>3</sup> )	c (J/(kg°C))	$\omega$ (s <sup>-1</sup> )	Q(W/m <sup>3</sup> )
Glandular	0,48 <sup>a, b</sup>	1080 <sup>a, b</sup>	3000 <sup>a, b</sup>	0,00018 <sup>a, b</sup>	450 <sup>a, c</sup>

FONTE: Organizada pela autora.

<sup>a</sup>Bezerra (2013); <sup>b</sup>González (2007); <sup>c</sup>Gautherie e Gros (1980).

#### 4.2.2 Ductos lactíferos principais

Conforme discutido no Capítulo 3.1, os ductos lactíferos principais são estruturas tubulares e possuem o diâmetro médio de 2,0 mm, iniciam a uma profundidade média de 4,6 mm em relação à base do mamilo e finalizam no interior dos lóbulos (EKPO, HOGG e MCENTEE, 2015). Para simplificar a representação desses elementos, sua trajetória foi considerada retilínea em direção à base da geometria. Tais estruturas foram modeladas como cilindros de 2 cm de diâmetro,

retilíneos, iniciando a 5mm abaixo da origem do sistema coordenado que corresponde à região abaixo do mamilo e finalizando no interior dos lóbulos. Segundo King e Love (2006), Going e Moffat (2004) metade da mama é drenada por apenas três ductos. O presente modelo dispõe de cinco cilindros, sendo um na direção do eixo z em direção à base da geometria, dois na direção do eixo x, e dois na direção do eixo y, inclinados para o interior da geometria de modo que não interceptem a superfície externa do modelo.

O ducto lactífero, em mulheres que não estejam em fase de lactação é preenchido por líquido proteico. Segundo Sehn (2009) o plasma sanguíneo é uma solução com 91,5% de água, 7% de proteínas e 1,5% de solutos não proteicos. Por essas razões, as propriedades termofísicas do plasma sanguíneo foram associadas ao ducto lactífero e estão resumidas na Tabela 7. Para simplificar os cálculos de temperatura, os ductos foram considerados estruturas sólidas. De forma similar a Bezerra (2013), que desprezou o valor de calor metabólico do cisto porque seu interior é líquido proteico, o calor metabólico dos ductos lactíferos foi igualmente desprezado.

TABELA 7 - Propriedades termofísicas do plasma sanguíneo adotadas para os ductos lactíferos.

Tecido	k (W/m °C)	$\rho$ (kg/m <sup>3</sup> )	c (J/(kg°C))	$\omega$ (s <sup>-1</sup> )	Q (W/m <sup>3</sup> )
Plasma sanguíneo humano	0,582 <sup>a</sup>	1020,05 <sup>a</sup>	3930 <sup>a</sup>	-	-

FONTE: Organizada pela autora.

<sup>a</sup> Hasgall *et al.*(2015).

#### 4.2.3 Lesões mamárias

A anomalia foi modelada como um cilindro de base elíptica com dimensões e localização no interior da geometria de acordo com a descrição dos exames da paciente. A posição da lesão é informada de acordo com a Figura 17, assim como sua malignidade obedece a padronização BI-RADS<sup>®</sup> do Colégio Americano de Radiologia, resumida na Tabela 3. As propriedades termofísicas foram associadas de acordo com o tipo da lesão.

Segundo Mannello, Tonti e Papa (2006), o líquido no interior de cisto sem predisposição ao câncer (cisto tipo II) é formado por compostos filtrados do plasma e, quando há alterações ligadas ao câncer (cisto tipo I), algumas proteínas podem ser encontradas em concentrações superiores àquelas observadas no plasma

sanguíneo. Devido ao exposto, suas propriedades termofísicas foram consideradas iguais ao do plasma sanguíneo nos cálculos de temperatura. Por ser líquido, o valor de calor metabólico foi desprezado em seu interior (BEZERRA, 2013).

Segundo Bezerra (2013), Ng e Sudharsan (2001), Gautherie e Gros (1980), o calor metabólico de tumores benignos e de tumores malignos varia em função do tempo de dobra, ou seja, o tempo necessário para dobrar o tamanho, portanto, seu valor depende de seu diâmetro. Segundo os referidos autores, seu valor é calculado pela Equação (4.8) juntamente com a Equação (4.9).

$$Q_m \tau = 3,27 \cdot 10^6 \quad (4.8)$$

$$2r_1 = 0,01 e^{[0,002134(\tau-50)]} \quad (4.9)$$

onde:

$\tau$  = tempo de dobra do tumor (dias).

A Tabela 8 resume os valores das propriedades termofísicas adotadas para as lesões de mama.

TABELA 8 - Propriedades termofísicas adotadas para as lesões de mama.

Tecido	k (w/m °C)	$\rho$ (kg/m <sup>3</sup> )	c (J/(kg°C))	$\omega$ (s <sup>-1</sup> )	Q(W/m <sup>3</sup> )
Tumor maligno	0,48 <sup>b, c</sup>	1080 <sup>b, c</sup>	3500 <sup>b, c</sup>	0,009 <sup>b, c</sup>	Equações (4.8) e (4.9) <sup>b, d</sup>
Tumor benigno	0,48 <sup>b, c</sup>	1080 <sup>b, c</sup>	3500 <sup>b, c</sup>	0,0018 <sup>b, c</sup>	Equações (4.8) e (4.9) <sup>b, d</sup>
Cisto (plasma sanguíneo humano)	0,582 <sup>a</sup>	1020,05 <sup>a</sup>	3930 <sup>a</sup>	-	-

FONTE: Organizada pela autora.

<sup>a</sup> Hasgall *et al.*(2015).; <sup>b</sup> Bezerra (2013); <sup>c</sup> González (2007); <sup>d</sup> Ng e Sudharsan (2001).

#### 4.2.4 Tecido adiposo

O volume mamário, excetuando-se ductos, lóbulos e lesões, foi considerado composto por tecido adiposo. Segundo Maia, Freitas e Monteiro (2006) e Romrell e Bland (1994), a mama tem dois tipos de gordura: subcutânea e retromamária. A última está na parte posterior da mama e não foi encontrada menção às suas propriedades termofísicas. Dessa forma, todo o tecido adiposo da geometria foi definido como sendo tecido adiposo mamário subcutâneo para o qual as propriedades termofísicas estão resumidas na Tabela 9.

TABELA 9 - Propriedades termofísicas adotadas para o tecido adiposo.

Tecido	k (W/m °C)	$\rho$ (kg/m <sup>3</sup> )	c (J/(kg°C))	$\omega$ (s <sup>-1</sup> )	Q (W/m <sup>3</sup> )
Gordura subcutânea da mama	0,21 <sup>a</sup>	950 <sup>a</sup>	3100 <sup>a</sup>	0,0005 <sup>a</sup>	730 <sup>a</sup>

FONTE: Organizada pela autora.

<sup>a</sup> Hasgall *et al.*(2015).

No modelo analisado, a presença da pele foi desprezada assim como o músculo esquelético, vizinho à parede torácica. As propriedades das camadas de pele, epiderme, derme e tecido subcutâneo, assim como as propriedades do músculo esquelético estão na Tabela 24 inserida no Apêndice A.

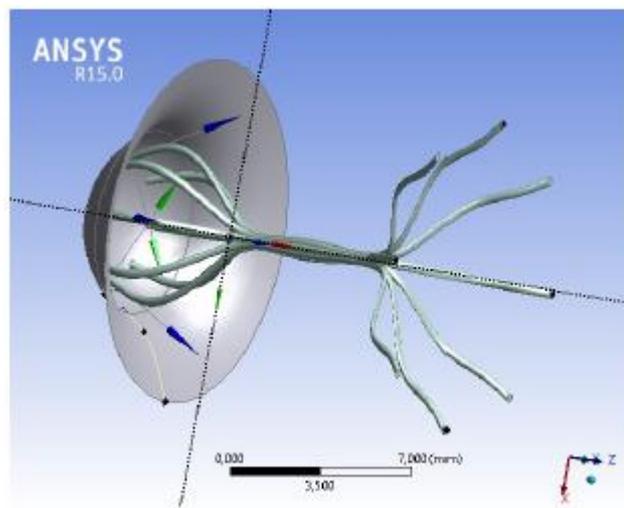
#### 4.2.5 Mamilo, ductos lactíferos na região retroareolar

O mamilo foi modelado com as dimensões descritas na Figura 13a e espessura da superfície igual a 1,5mm para substituir o epitélio e as fibras musculares lisas que compõem sua estrutura. O topo é arredondado por ser esta configuração mais comum do que o topo reto de acordo com Rusby, Brachtel, *et al.* (2006). A Figura 27 mostra os ductos e a parte interior do mamilo que foram modelados para a geometria substituta da paciente. Essa geometria foi posicionada na origem dos eixos coordenados devido à limitação de obter automaticamente sua posição na imagem por IR.

Os ductos da região retroareolar foram modelados com o posicionamento de acordo com a Figura 13a com diâmetro de 0,38 mm na superfície externa. Este valor foi obtido na Figura 13b considerando que a superfície da geometria está no nível da aréola, ou seja, 5 mm de profundidade a partir do topo do mamilo. Os ductos dessa região se infiltram no tecido glandular até a profundidade de 11mm. Estes valores foram usados para modelar a rede de ductos lactíferos retroareolares devido ao fato de que essa estrutura não é visualizada na imagem por IR e que não é disponibilizada nenhuma imagem que possibilite a construção da rede de ductos. Foram inseridos oito ductos nessa região por ser este um valor intermediário entre aqueles encontrados na literatura para os ductos que atingem o topo do mamilo, conforme apresentado na Tabela 1. A quantidade de ductos lactíferos que foi utilizada refere-se à quantidade média de orifícios de saída no mamilo encontrados na literatura.

O modelo 3D construído e mostrado na Figura 27, incluiu o mamilo e os ductos lactíferos na região retroareolar. Porém, para as geometrias substitutas utilizadas nos cálculos dispostos no Capítulo 5 foram simplificadas e não possuem as estruturas do mamilo e dos ductos lactíferos retroareolares. Devido ao seu diâmetro reduzido, 0,38mm, a malha em seu interior deve ser bastante refinada o que demanda um custo computacional maior.

FIGURA 27 - Vista de perspectiva dos ductos lactíferos na região retroareolar e do mamilo na geometria substituta.



FONTE: Produzida pela autora.

#### 4.3 SIMULAÇÕES NUMÉRICAS DE PERFIS DE TEMPERATURA

A geometria de uma paciente foi construída usando o programa do Capítulo 4.1.2 e o pré-processador de CFD, Gambit<sup>TM</sup>. O *script* de construção do volume foi lido e executado pelo Gambit<sup>TM</sup>. Um exemplo de tal arquivo está no Apêndice C. Ao finalizar a montagem do volume da mama, os volumes de cada estrutura interna foram subtraídos da geometria a fim de separar os tecidos das referidas estruturas do tecido adiposo. A malha tetraédrica não estruturada foi construída com densidade ajustada através da função *size function* disponível no Gambit<sup>TM</sup>. Foi necessário se definir uma malha mais refinada na região dos ductos para permitir a construção da malha em todos os volumes existentes na geometria substituta.

A versão do processador de CFD foi escolhida de forma a permitir que a malha fosse exportada em formato adequado para o Fluent<sup>®</sup>. As fronteiras foram nomeadas como 'convecção' para superfície externa e 'base' para a superfície

posterior da geometria. Esse procedimento foi necessário para definir as condições de contorno no Fluent<sup>®</sup>. Foram nomeadas as regiões associadas a cada estrutura interna: 'duto' para o conjunto de cilindros que representam os ductos lactíferos, 'nódulo' para o cilindro que representa a lesão, 'lobulos' para as esferas que representam os lóbulos e 'gordura' para o volume da geometria após a retirada dos volumes dos lóbulos, dos ductos e da lesão. Este procedimento foi necessário para permitir que as propriedades termofísicas dos tecidos de cada região fossem informadas no Fluent<sup>®</sup>.

Após o procedimento descrito acima, a malha foi exportada e lida pelo Fluent<sup>®</sup>. As propriedades termofísicas dos tecidos da mama foram associadas a cada região correspondente da geometria substituta de acordo com a Tabela 10. Alternativamente, as referidas propriedades podem ter seu valor estimado de maneira que o volume correspondente terá as propriedades termofísicas especificadas para a paciente em estudo. Todas as regiões foram consideradas sólidas.

TABELA 10 - Propriedades termofísicas de referência dos tecidos adotados.

Tecido	$k$ ( $Wm^{-1}K^{-1}$ )	$\rho$ ( $kgm^{-3}$ )	$c$ ( $Jkg^{-1}K^{-1}$ )	$\omega$ ( $s^{-1}$ )	$Q$ ( $Wm^{-3}$ )
Glandular	0,48 <sup>b, d</sup>	1080 <sup>b, d</sup>	3000 <sup>b, d</sup>	0,0018 <sup>b, d, f</sup>	450 <sup>b, e</sup>
Tumor maligno	0,48 <sup>b, d</sup>	1080 <sup>b, d</sup>	3500 <sup>b, d</sup>	0,009 <sup>b, d, f</sup>	65400 <sup>b, 1</sup>
Fibroadenoma	0,48 <sup>b, d</sup>	1080 <sup>b, d</sup>	3500 <sup>b, d</sup>	0,0018 <sup>b, d</sup>	65400 ( $D \leq 1cm$ ) <sup>b, 1</sup> 25848 ( $D = 2cm$ ) <sup>b, 1</sup>
Gordura subcutânea da mama	0,21 <sup>a</sup>	911 <sup>a</sup>	2348 <sup>a</sup>	0,0005 <sup>c</sup>	730 <sup>a</sup>
Plasma sanguíneo humano	0,582 <sup>a</sup>	1020,05 <sup>a</sup>	3930 <sup>a</sup>	-	-
Sangue humano	0,51 <sup>c</sup>	1060 <sup>b, c</sup>	4200 <sup>b</sup>	-	-

FONTE: Organizada pela autora.

<sup>a</sup> Hasgall *et al.* (2015).; <sup>b</sup> Bezerra (2013); <sup>c</sup> Okajima *et al* (2009); <sup>d</sup> González (2007), <sup>e</sup> Ng e Sudharsan (2001); <sup>f</sup> Gautherie (1980).

<sup>1</sup> O valor de Q para o tumor foi calculado de acordo com o diâmetro do mesmo e utilizando a Equação (4.8) juntamente com a Equação (4.9).

O Apêndice A fornece uma coletânea das propriedades termofísicas de outros tecidos da mama que não foram incluídos do modelo aqui desenvolvido, bem como as propriedades termofísicas adotadas na bibliografia pesquisada e resumida no Capítulo 2.

Uma Função Definida pelo Usuário (UDF- *User-Defined Function*) para calcular o calor de perfusão sanguínea e implementá-lo na equação governante do problema foi utilizada a fim de otimizar comportamento padrão do Fluent®. A UDF foi escrita na linguagem computacional C++ (FLUENT INC., 2005). Uma cópia da UDF utilizada encontra-se no Anexo A.

O coeficiente de transferência de calor com o meio externo foi considerado igual a 13,5 W/m<sup>2</sup>K. Tal valor inclui a combinação dos efeitos de radiação, evaporação e convecção na superfície cutânea. A anomalia mamária é uma fonte interna de calor. Internamente foi considerado que a troca de calor ocorre por condução, inclusive no interior dos vasos sanguíneos e ductos lactíferos. A Equação de Pennes (1948) foi utilizada para resolver o problema de transferência de calor no domínio computacional. O Método dos Volumes Finitos foi utilizado para solucionar a BHTE em malhas tetraédricas não-estruturadas em regime estacionário. Os perfis de temperatura foram obtidos e a temperatura máxima na superfície da mama foi comparada com aquela da região correspondente na imagem por IR, a fim de se obter o erro da estimativa.

As condições de contorno foram:

- a) Transferência de calor por convecção entre a superfície da geometria e o ambiente externo;
- b) Temperatura inicial em todo o domínio igual a 37°C;
- c) Temperatura prescrita na base da geometria igual a 37°C.

A base da geometria substituta da mama da paciente, que é sua face plana, corresponde à superfície posterior da mama, a qual está em contato com a parede torácica. A temperatura fixa de 37°C foi adotada tanto para a base da geometria substituta quanto para o sangue. Assume-se que a temperatura inicial é igual à 37°C em todo o domínio computacional. Assume-se, ainda, que as propriedades termofísicas de cada estrutura são constantes.

O estudo de convergência da solução foi realizado iniciando-se com uma malha grosseira e seguiu com o refinamento da mesma até que a temperatura final calculada se estabilizou em torno de um determinado valor, para um erro pré-determinado. A malha com menos elementos que atingir a temperatura final foi

escolhida por representar uma boa relação custo-benefício em relação à precisão dos valores calculados e o tempo computacional.

Este capítulo é finalizado ressaltando-se que a reconstrução da superfície da mama explicada no Capítulo 4.1.2 pode ser efetuada pelo programa do correção a partir de extração de pontos de imagens ópticas. As coordenadas extraídas da imagem devem ser impressas em arquivo de texto conforme apresentado no Capítulo 4.1.1. A utilização da matriz de transformação projetiva da Equação (3.7) permite que a distorção decorrente da perspectiva possa ser corrigida quando necessário. O mamilo e os ductos lactíferos retroareolares apesar de terem sido modelados não foram utilizados no presente trabalho.

## **5 RESULTADOS E DISCUSSÕES**

## 5 RESULTADOS E DISCUSSÕES

O presente capítulo inicia com a validação do corregristo efetuado pelo programa computacional do Capítulo 4.1.2, a fim de verificar se a geometria gerada alcançou os contornos extraídos das imagens por IR. As geometrias com a superfície gerada pelo corregristo da Prótese #2 aos contornos da paciente e tecido glandular homogêneo são analisadas. Os perfis das temperaturas calculados são analisados visualmente para que se observe a influência da inserção de cada nova estrutura interna da mama. Os resultados obtidos pelos cálculos de temperatura na geometria substituta, com as estruturas internas modeladas de acordo com o Capítulo 4.2, encerra o capítulo.

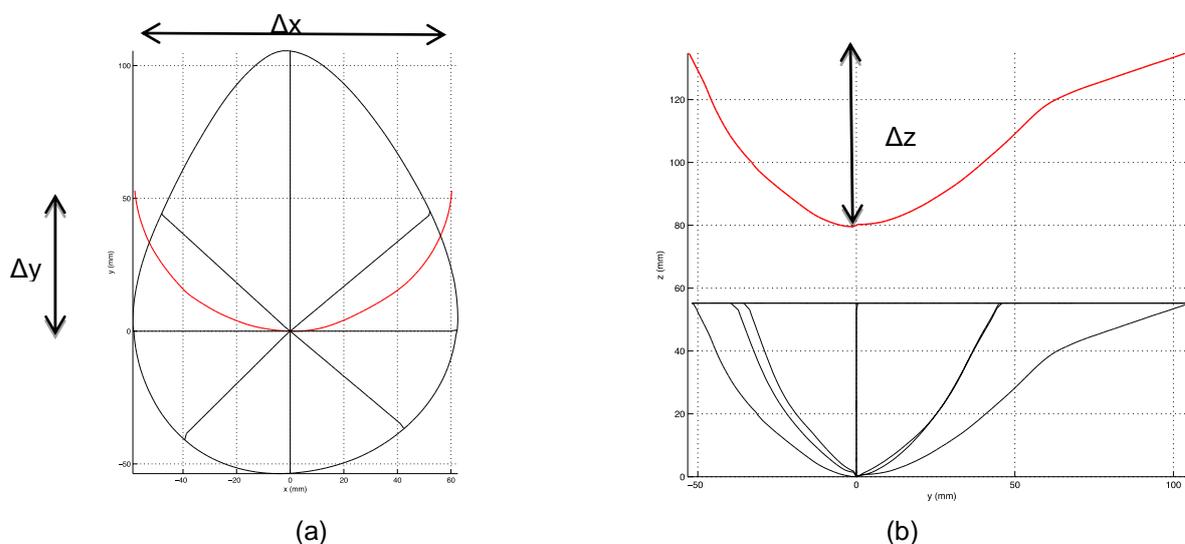
As imagens por IR fazem parte do acervo do DEMEC-UFPE e foram adquiridas no Ambulatório de Mastologia do HC - UFPE.

### 5.1 VALIDAÇÃO DO PROGRAMA DO CORREGISTRO DA PRÓTESE À IMAGEM POR INFRAVERMELHO

Optou-se por validar a metodologia desenvolvida para obter a superfície da presente geometria efetuando o corregristo dos pontos que formam a curva inferior e a curva do perfil das geometrias substitutas das próteses mamárias externas de Viana (2010) à geometria da Prótese #2. Os volumes das referidas próteses mamárias são facilmente mensuráveis permitindo o cálculo do erro entre a geometria obtida pelo programa e a geometria correspondente às próteses mamárias utilizadas. Foi efetuado um estudo para verificar se a geometria substituta da Prótese #2 atingiria os volumes das demais geometrias disponíveis, após o uso do programa desenvolvido para o corregristo.

A Figura 28 ilustra o resultado da metodologia após o corregristo da geometria substituta da Prótese #2 à geometria substituta da Prótese #4. A geometria obtida com a aplicação da metodologia está desenhada na cor preta. As curvas de cor vermelha correspondem àquelas retiradas da própria geometria substituta da Prótese #4. Observou-se que a geometria assim obtida atingiu as dimensões da geometria substituta da Prótese #4.

FIGURA 28 - Adaptação da geometria substituta da Prótese #2 à geometria substituta da Prótese #4.



FONTE: Produzida pela autora.

Em preto: geometria adaptada; em vermelho: Prótese #4. (a) vista frontal, (b) vista lateral.

Os erros foram calculados comparando-se os valores obtidos para a largura, a altura e a profundidade da geometria adaptada, com os valores correspondentes da geometria substituta da prótese mamária externa em estudo,  $|\Delta x_{\%}|$ ,  $|\Delta y_{\%}|$  e  $|\Delta z_{\%}|$ , respectivamente. Os resultados estão na Tabela 11.

TABELA 11 - Erros percentuais entre a adaptação da geometria substituta da Prótese #2 à geometria substituta da prótese em estudo.

	Próteses mamárias externas						
	#01	#02	#04	#06	#08	#09	#12
$ \Delta x_{\%} $	2,244%	2,264%	2,178%	2,122%	2,091%	1,701%	1,619%
$ \Delta y_{\%} $	0,155%	0,571%	0,243%	0,414%	0,106%	1,115%	2,326%
$ \Delta z_{\%} $	0,001%	0,003%	0,006%	0,000%	0,006%	0,002%	0,001%

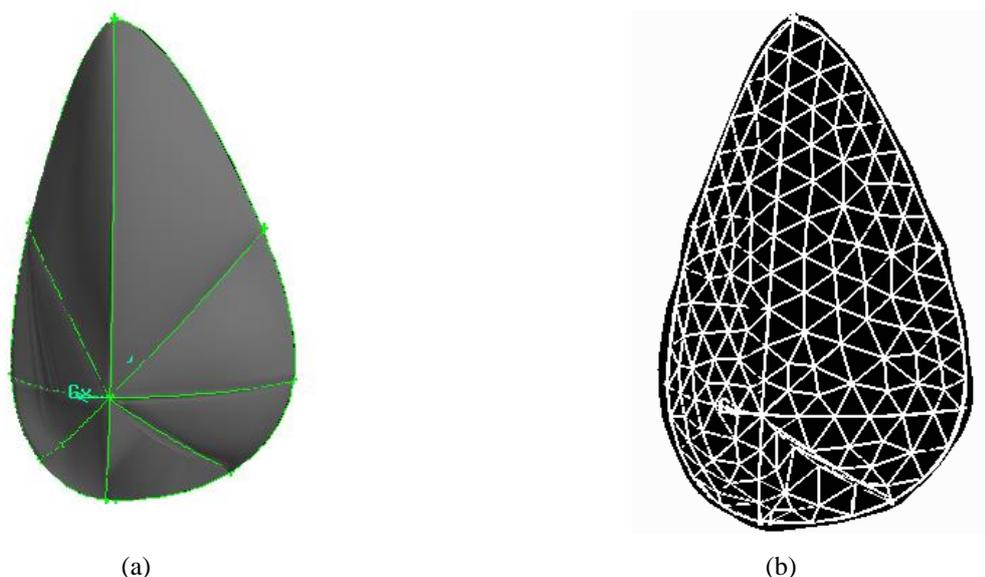
FONTE: Elaborada pela autora.

O valor médio do erro do correto registro das geometrias substitutas adaptadas pelo programa e as geometrias substitutas das próteses mamárias correspondentes foi, em média, 2,031% para largura, 0,704% para a altura e 0,003% para a profundidade, conforme apresentado na Tabela 11. Todos os *scripts* gerados pelo programa do correto registro puderam ser lidos e executados pelo *software* gerador tridimensional de malhas, Gambit™, versão 2.2.30. Observou-se que, em todos os casos, o programa gerou geometrias que puderam ser utilizadas nos cálculos de temperatura efetuados pelo processador de CFD Fluent®, versão 15.0. Foi testada a

capacidade de o programa gerar a geometria a partir de pontos extraídos dos termogramas e a utilização das mesmas na obtenção de perfis de temperatura.

Uma paciente foi escolhida e a metodologia desenvolvida foi usada para personalizar a geometria construída pelo Gambit™. O volume resultante foi discretizado usando-se uma malha tetraédrica. A geometria resultante, semelhante a da Figura 29, foi importada com sucesso para o processador Fluent®.

FIGURA 29 - Geometria substituta de uma paciente construída pelo pré-processador de CFD.



FONTE: Produzida pela autora.

(a) volume tridimensional com renderização da superfície; (b) volume tridimensional com malha interna.

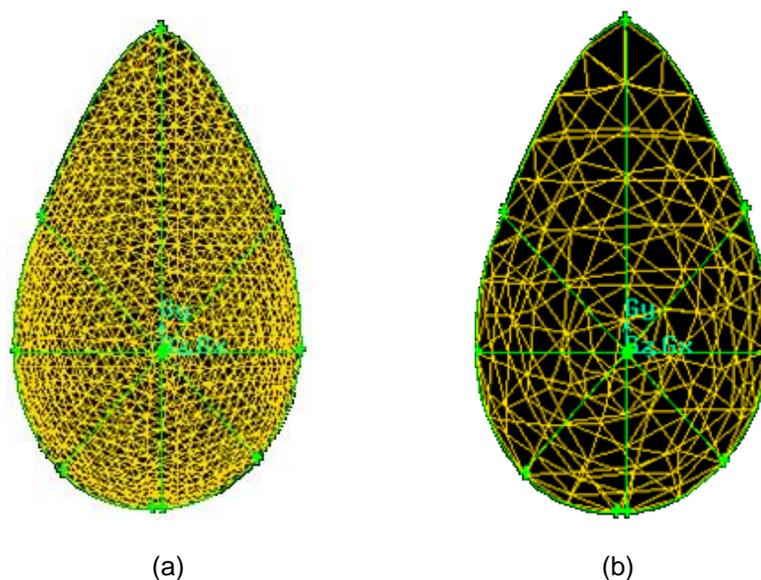
## 5.2 GEOMETRIAS COM A SUPERFÍCIE GERADA PELO CORREGISTRO DA PRÓTESE #2 AOS CONTORNOS DA PACIENTE E COM TECIDO GLANDULAR HOMOGÊNEO.

As geometrias compostas pela superfície gerada pelo corregristo da prótese à imagem por IR, tecido glandular homogêneo e anomalia foram utilizadas nos cálculos temperatura. O exame de ultrassonografia em conjunto com o resultado da biópsia da anormalidade serviu de base para a identificação do tipo de tecido da lesão.

As geometrias das pacientes foram modeladas usando o programa do Capítulo 4.1.2 e o pré-processador de CFD, Gambit™. O *script* foi lido pelo Gambit™ para a montagem do volume 3D. A malha tetraédrica com refinamento ajustado através da função *size function* disponível no Gambit™ foi gerada. A Figura 30

mostra o volume gerado para a mama direita da Paciente #1844369-4 discretizado por duas malhas de elementos tetraédricos com refinamentos diferentes.

FIGURA 30 - Malhas geradas pelo Gambit™ para a geometria da mama direita da Paciente #1844369-4, superfície personalizada para a paciente sem elementos internos.



FONTE: Produzida pela autora.

(a) malha tetraédrica de 17508 elementos, 3566 nós; (b) malha tetraédrica de 700 elementos, 207 nós.

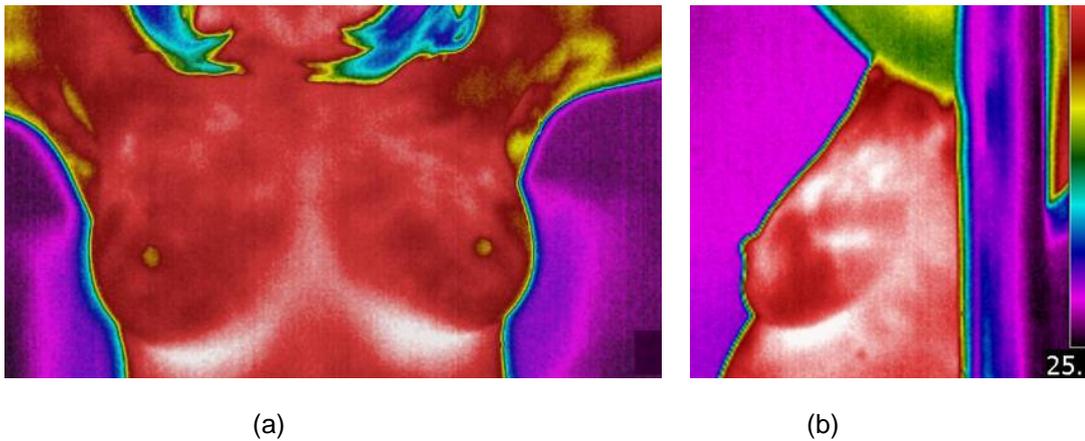
As fronteiras foram nomeadas como 'convecção' para superfície externa e 'base' para a superfície posterior da geometria. Uma vez que as estruturas internas não foram inseridas, a região interna da geometria foi nomeada como 'glandular'. Todas as regiões da geometria foram definidas como meio sólido. A malha foi exportada corretamente para posterior utilização em cálculos de temperatura pelo *software* de CFD, Fluent®.

As geometrias substitutas assim modeladas estão dispostas a seguir, juntamente com as imagens por IR utilizadas para extrair os contornos de três pacientes voluntárias e duas pacientes cadastradas no Ambulatório do HC - UFPE. Tais geometrias foram utilizadas por Bezerra (2013).

a) Paciente #1:

O programa de Silva (2010) extraiu as coordenadas dos pontos dos termogramas da paciente, replicados na Figura 31.

FIGURA 31 - Termogramas para modelagem da mama esquerda da Paciente #1.

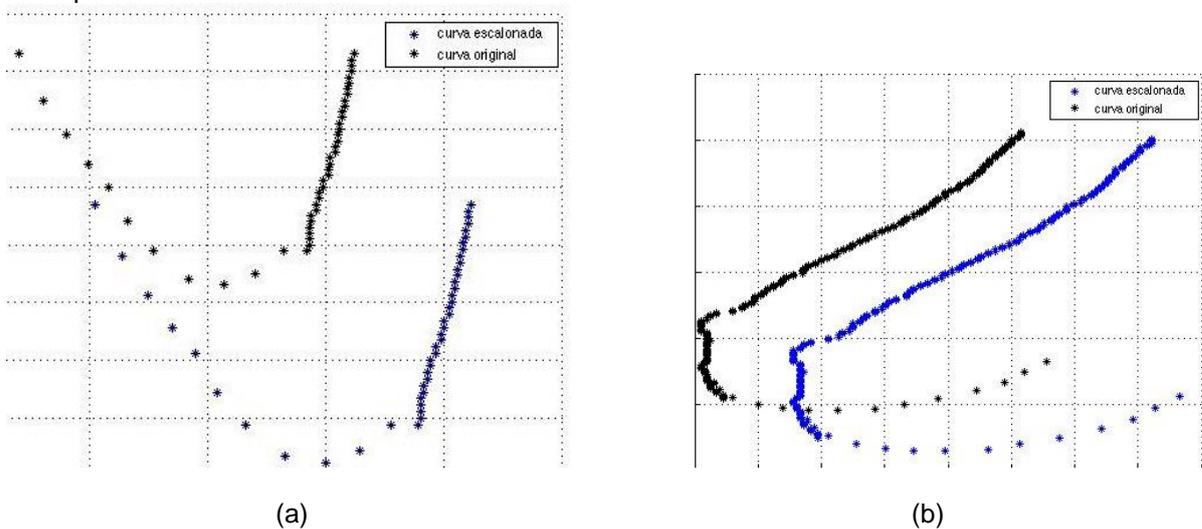


FONTE: DEMEC – UFPE

(a) imagem frontal: IR1862; (b) imagem lateral da mama esquerda: IR1867.

O programa do Capítulo 4.1.1 efetuou a correção das coordenadas extraídas pelo programa de Silva (2010) considerando que os termogramas foram adquiridos com distância entre a câmera e a paciente igual a 1,14m. A Figura 32 mostra os resultados.

FIGURA 32 - Correção das coordenadas extraídas da mama esquerda da Paciente #1 pelo programa do Capítulo 4.1.1.

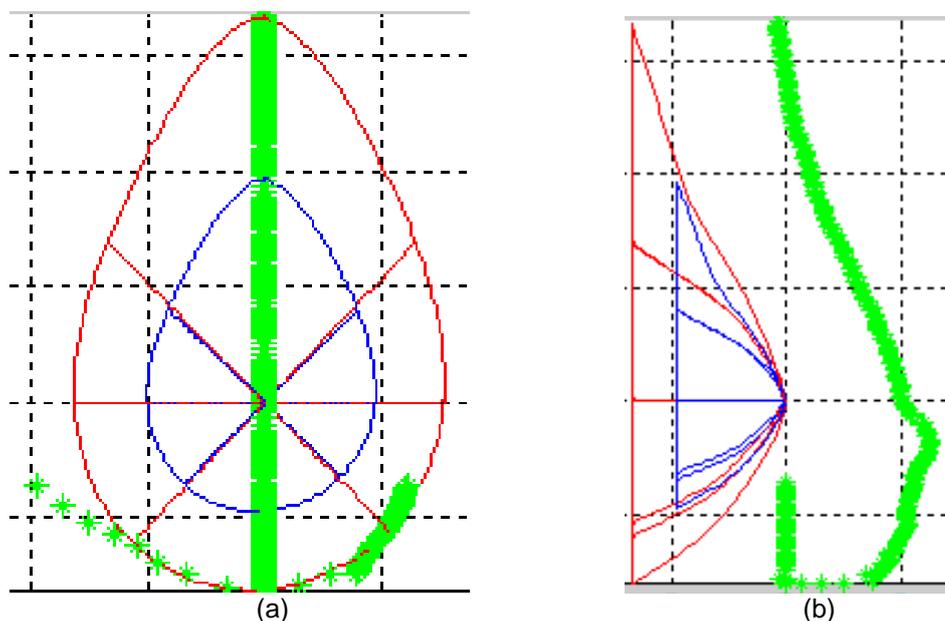


FONTE: Produzida pela autora.

Curva original (em preto) e curva escalonada (em azul) extraídas das imagens por IR da Paciente #1: (a) frontal, (b) lateral.

O programa do Capítulo 4.1.2 efetuou o corregristo da Prótese #2 às curvas da paciente após as correções de suas coordenadas. A Figura 33 mostra os resultados.

FIGURA 33 - Comparação entre a geometria da Prótese #2 e a geometria gerada para a mama esquerda da Paciente #1.



FONTE: Produzida pela autora.

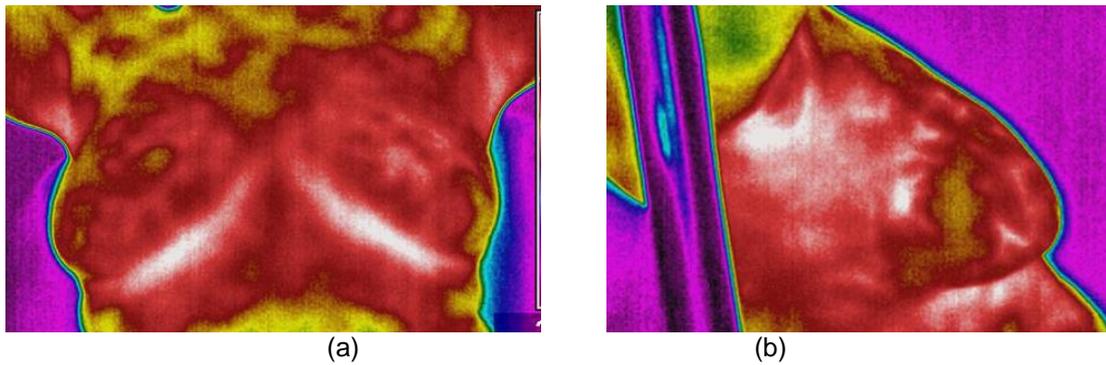
Geometria da Prótese #2 (em azul), pontos extraídos do termograma (em verde) e geometria da paciente (em vermelho): (a) imagem frontal; (b) imagem lateral.

#### b) Paciente #2:

O programa de Silva (2010) extraiu as coordenadas dos pontos dos termogramas para a mama direita e para a mama esquerda da paciente. O programa do Capítulo 4.1.1 efetuou a correção das coordenadas extraídas pelo programa de Silva (2010) considerando que os termogramas foram adquiridos com distância entre a câmera e a paciente igual a 1,23m.

As réplicas dos termogramas utilizados para a reconstrução da mama direita estão na Figura 34 e seus resultados estão na Figura 35. De maneira semelhante, a reconstrução da mama esquerda utilizou os termogramas da Figura 36 e a Figura 37 apresenta os resultados.

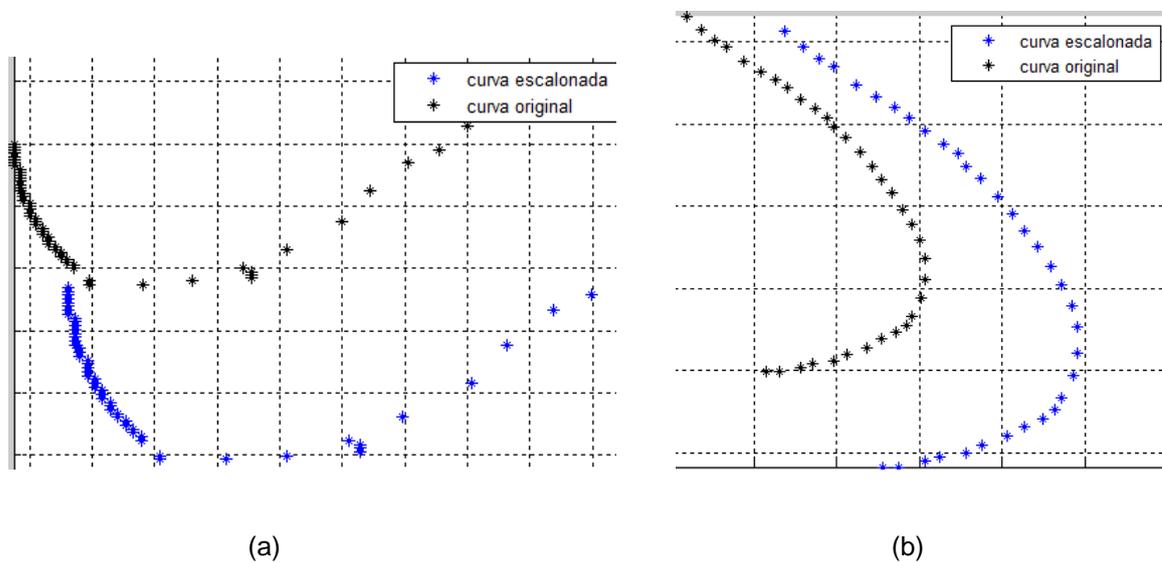
FIGURA 34 - Termogramas para modelagem da mama direita da Paciente #2.



FONTE: DEMEC – UFPE

(a) imagem frontal: IR1932; (b) imagem lateral da mama direita: IR1934.

FIGURA 35 Correção das coordenadas extraídas para mama direita da Paciente #2 pelo programa do Capítulo 4.1.1.

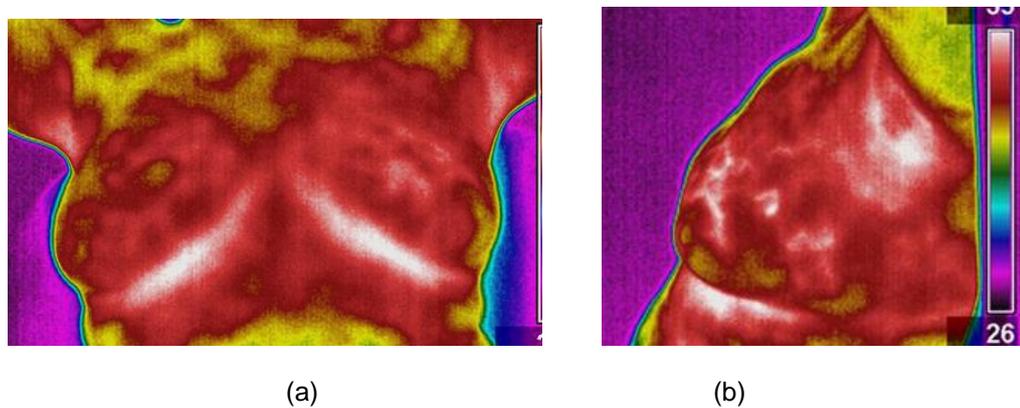


FONTE: Produzida pela autora.

Curva original (em preto) e curva escalonada (em azul) extraídas das imagens por ir da paciente #3:

(a) frontal da mama direita; (b) lateral da mama direita.

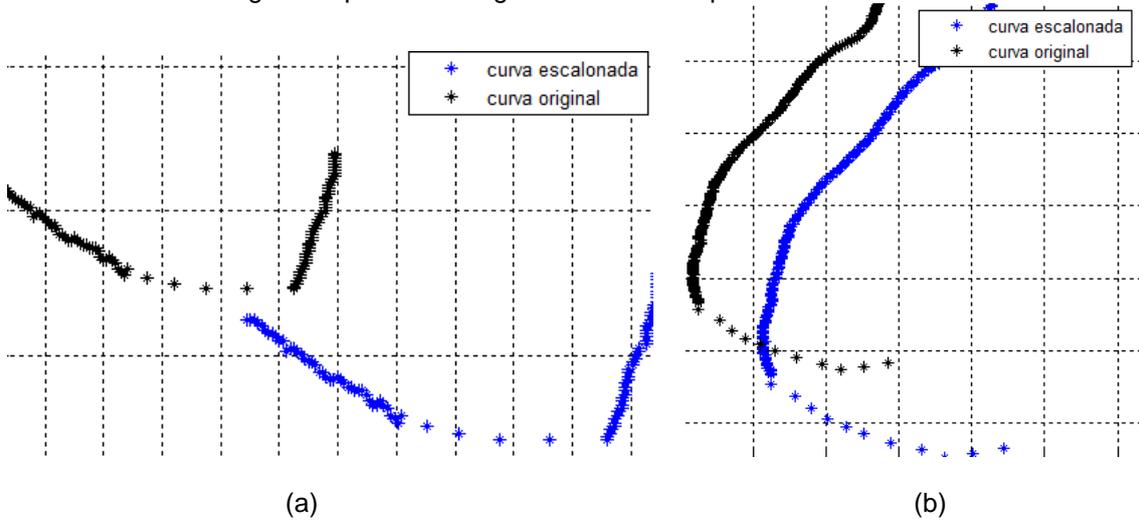
FIGURA 36 - Termogramas para modelagem da mama esquerda da Paciente #2.



FONTE: DEMEC – UFPE

(a) imagem frontal: IR1932; (b) imagem lateral da mama esquerda: IR1937.

FIGURA 37 - Termogramas para modelagem da mama esquerda da Paciente #2.

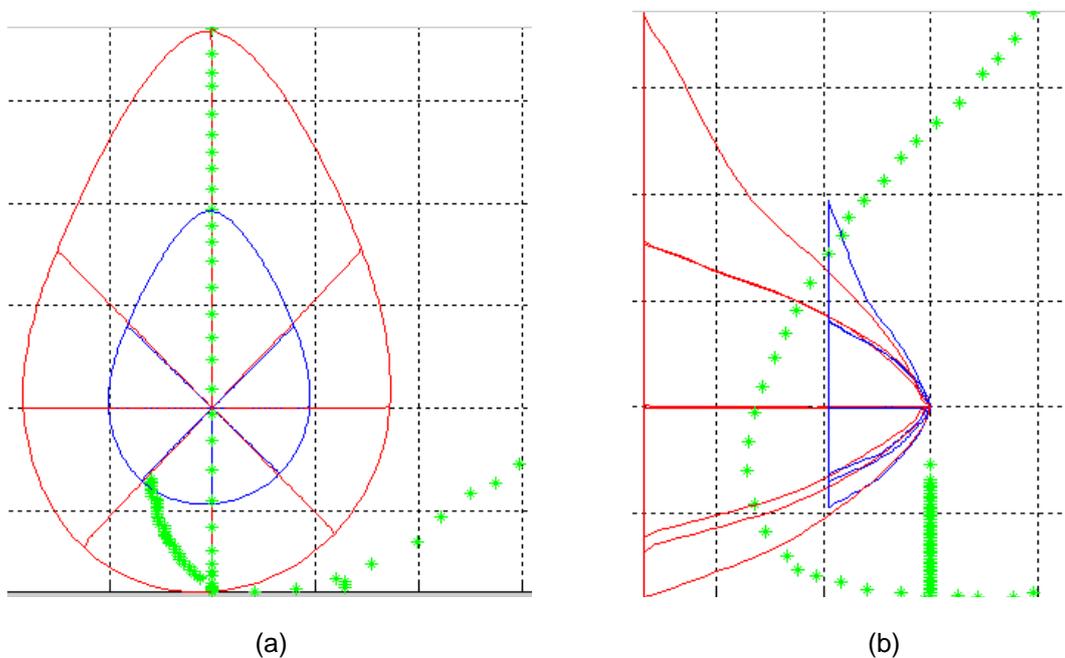


FONTE: Produzida pela autora.

Curva original (em preto) e curva escalonada (em azul) extraídas das imagens por IR da Paciente #3: (a) frontal da mama esquerda; (b) lateral da mama esquerda.

O correto registro conforme o Capítulo 4.1.2 da Prótese #2 às curvas da paciente após as correções acima estão na Figura 38, para a mama direita, e na Figura 39, para a mama esquerda.

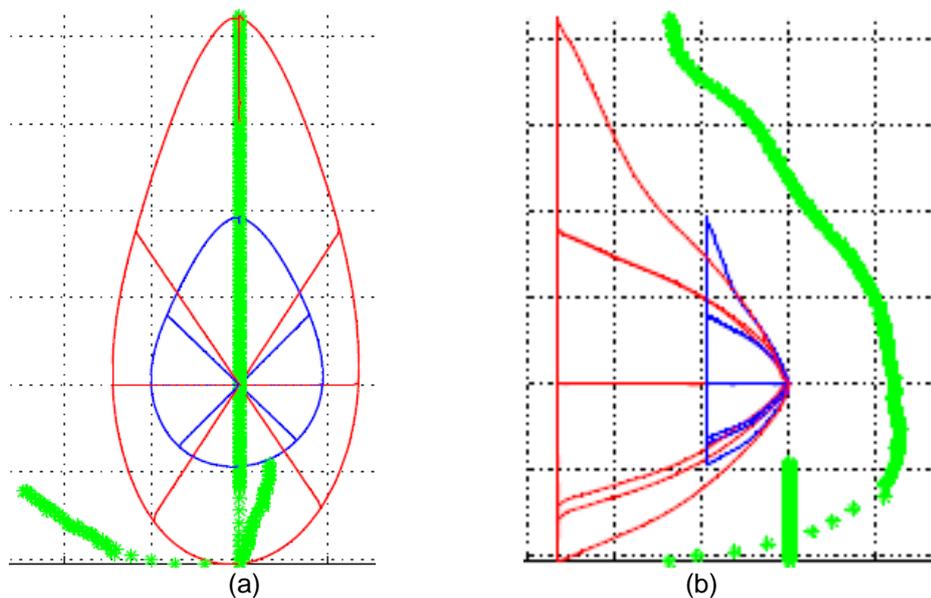
FIGURA 38 - Comparação entre a geometria da Prótese #2 e a geometria gerada para mama direita da Paciente #2.



FONTE: Produzida pela autora.

Geometria da Prótese #2 (em azul), pontos extraídos do termograma (em verde) e geometria da paciente (em vermelho): (a) frontal da mama direita; (b) lateral da mama direita.

FIGURA 39 - Comparação entre a geometria da Prótese #2 e a geometria gerada para mama esquerda da Paciente #2.



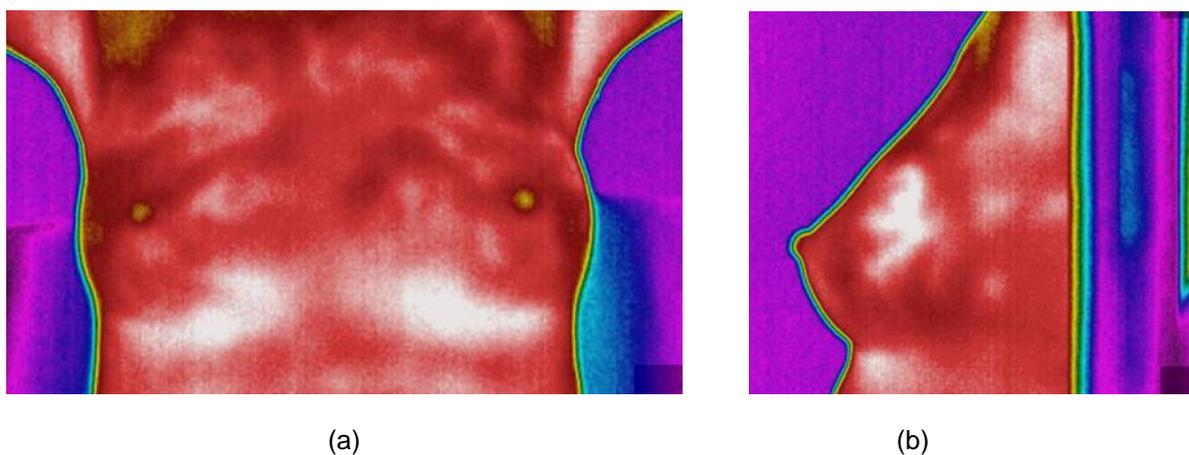
FONTE: Produzida pela autora.

Geometria da Prótese #2 (em azul), pontos extraídos do termograma (em verde) e geometria da paciente (em vermelho): (a) frontal da mama esquerda; (b) lateral da mama esquerda.

### c) Paciente #3:

O programa de Silva (2010) extraiu as coordenadas dos pontos dos termogramas da paciente, replicados na Figura 40.

FIGURA 40 - Termogramas para modelagem da mama esquerda da Paciente #3.



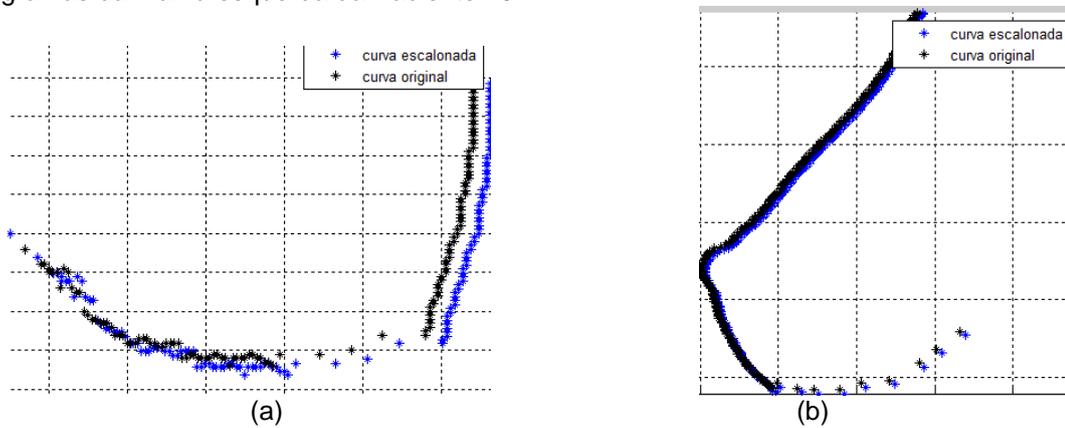
FONTE: DEMEC – UFPE.

(a) imagem frontal: IR2119(2011); (b) imagem lateral da mama esquerda: IR2125(2011).

O programa do Capítulo 4.1.1 efetuou a correção das coordenadas extraídas pelo programa de Silva (2010) considerando que os termogramas foram adquiridos

com distância entre a câmera e a paciente igual a 1,01m. A Figura 41 mostra os resultados.

FIGURA 41 - Correção efetuada pelo programa do Capítulo 4.1.1 para as coordenadas extraídas dos termogramas da mama esquerda da Paciente #3.

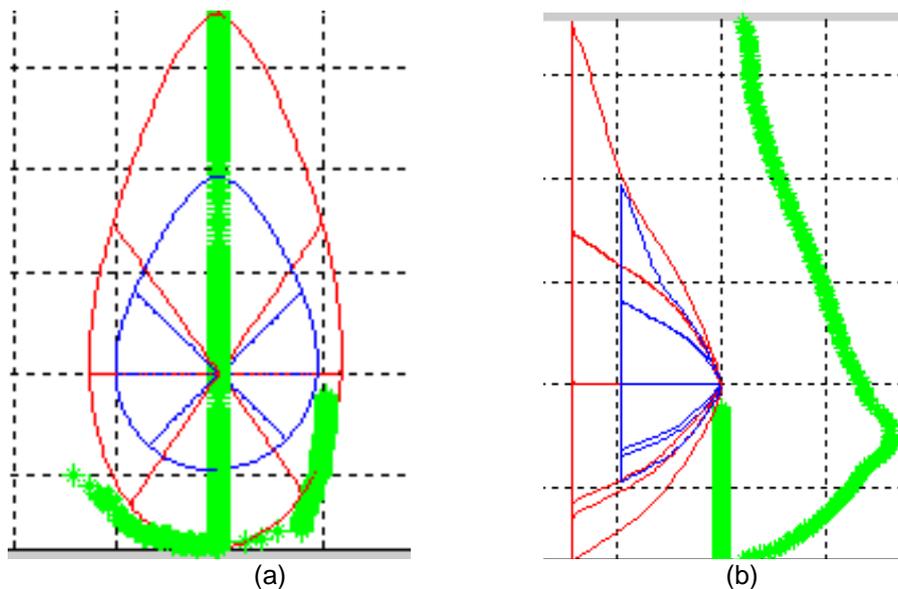


FONTE: Produzida pela autora.

Curva original (em preto) e curva escalonada (em azul) extraídas das imagens por IR da Paciente #3: (a) frontal da mama esquerda; (b) lateral da mama esquerda.

O programa do Capítulo 4.1.2 efetuou o corregristo da Prótese #2 às curvas da paciente após as correções de suas coordenadas. A Figura 42 mostra os resultados.

FIGURA 42 - Comparação entre a geometria da Prótese #2 e a geometria gerada para a mama esquerda Paciente #3.



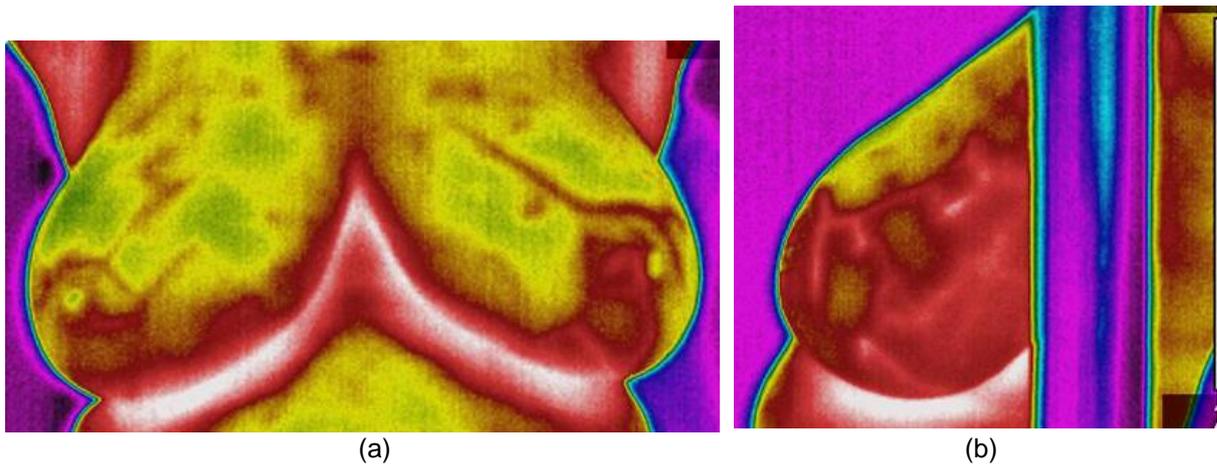
FONTE: Produzida pela autora.

Geometria da Prótese #2 (em azul), pontos extraídos do termograma (em verde) e geometria da paciente (em vermelho): (a) frontal da mama esquerda; (b) lateral da mama esquerda.

## d) Paciente #18524426-6:

O programa de Silva (2010) extraiu as coordenadas dos pontos dos termogramas da paciente, replicados na Figura 43.

FIGURA 43 - Termogramas para modelagem da mama esquerda da Paciente #18524426-6.

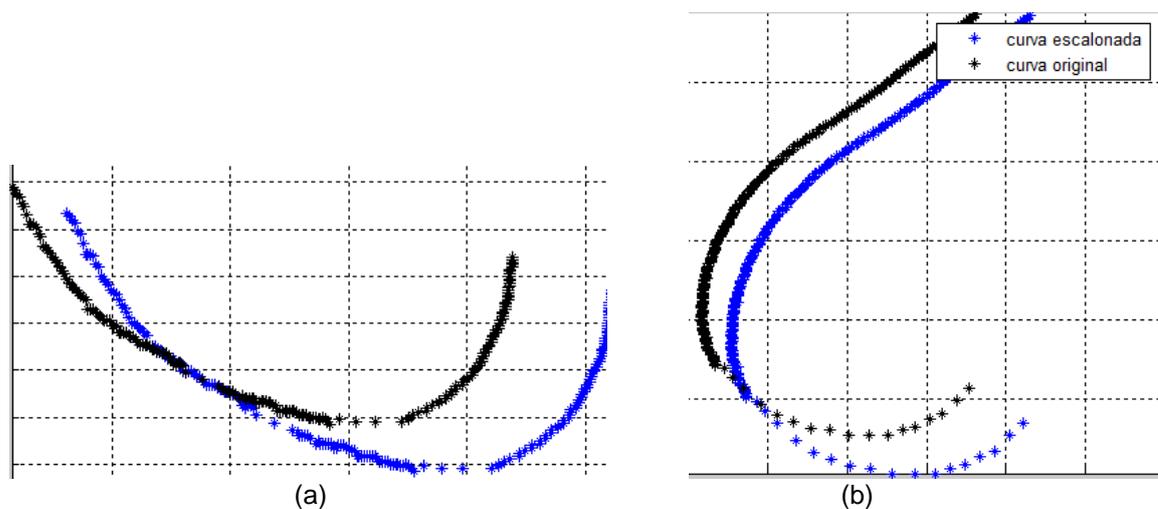


FONTE: DEMEC – UFPE.

(a) imagem frontal: IR3165; (b) imagem lateral da mama esquerda: IR3170.

O programa do Capítulo 4.1.1 efetuou a correção das coordenadas extraídas pelo programa de Silva (2010) considerando que os termogramas foram adquiridos com distância entre a câmera e a paciente igual a 1,09m. A Figura 44 mostra os resultados.

FIGURA 44 - Correção efetuada pelo programa do Capítulo 4.1.1 para as coordenadas extraídas dos termogramas da mama esquerda da Paciente #18524426-6.

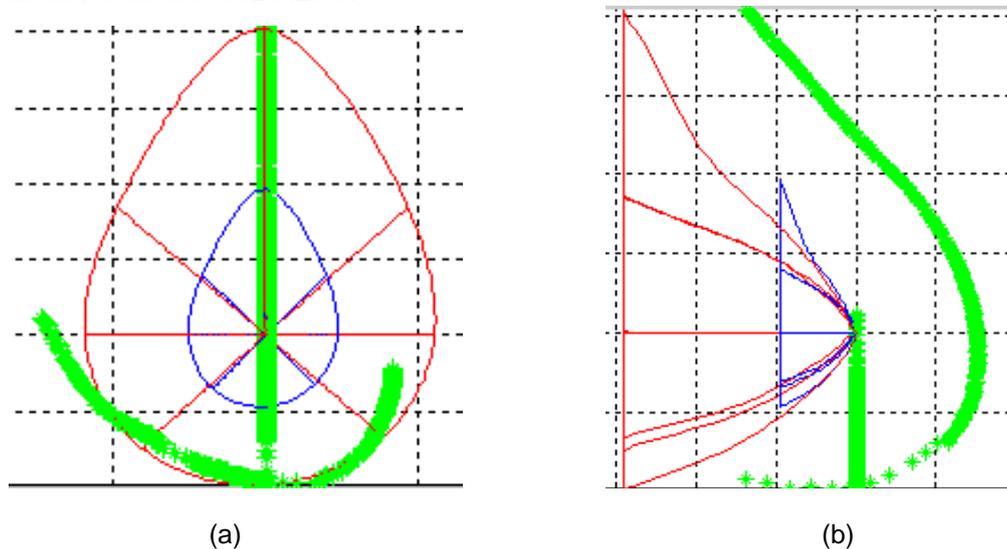


FONTE: Produzida pela autora.

Curva original (em preto) e curva escalonada (em azul) extraídas das imagens por IR da Paciente #18524426-6: (a) frontal da mama esquerda; (b) lateral da mama esquerda.

O programa do Capítulo 4.1.2 efetuou o corregristo da Prótese #2 às curvas da paciente após as correções de suas coordenadas. A Figura 45 mostra os resultados.

FIGURA 45 - Comparação entre a geometria da Prótese #2 e a geometria gerada para a mama esquerda da Paciente #18524426-6.



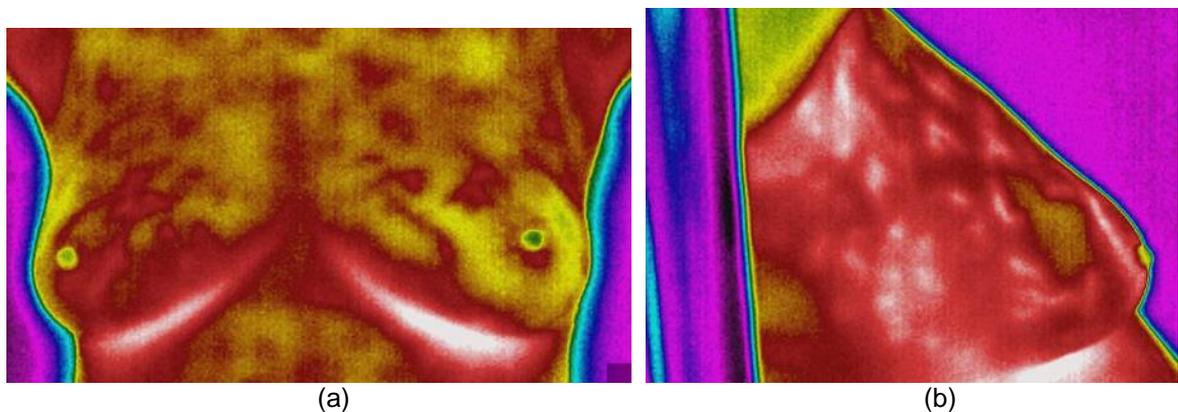
FONTE: Produzida pela autora.

Geometria da Prótese #2 (em azul), pontos extraídos do termograma (em verde) e geometria da paciente (em vermelho): (a) frontal da mama esquerda; (b) lateral da mama esquerda.

e) Paciente #1844369-4, mama direita:

O programa de Silva (2010) extraiu as coordenadas dos pontos dos termogramas da paciente, replicados na Figura 46.

FIGURA 46 - Termogramas para modelagem da mama direita da Paciente #1844369-4.



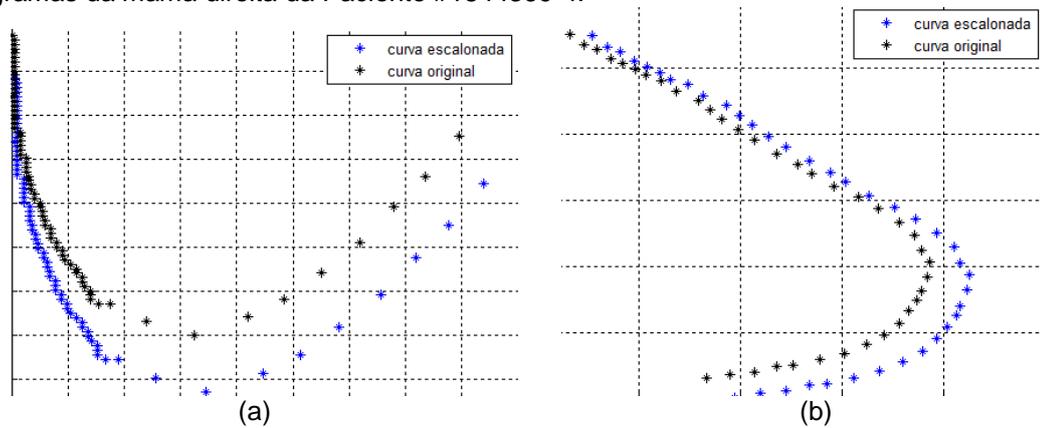
FONTE: DEMEC – UFPE.

(a) imagem frontal: IR3137; (b) imagem lateral da mama esquerda: IR3139.

O programa do Capítulo 4.1.1 efetuou a correção das coordenadas extraídas pelo programa de Silva (2010) considerando que os termogramas foram adquiridos com distância entre a câmera e a paciente igual a 1,05m. A Figura 47 mostra os resultados.

O programa do Capítulo 4.1.2 efetuou o corregristo da Prótese #2 às curvas da paciente após as correções de suas coordenadas. A Figura 48 mostra os resultados.

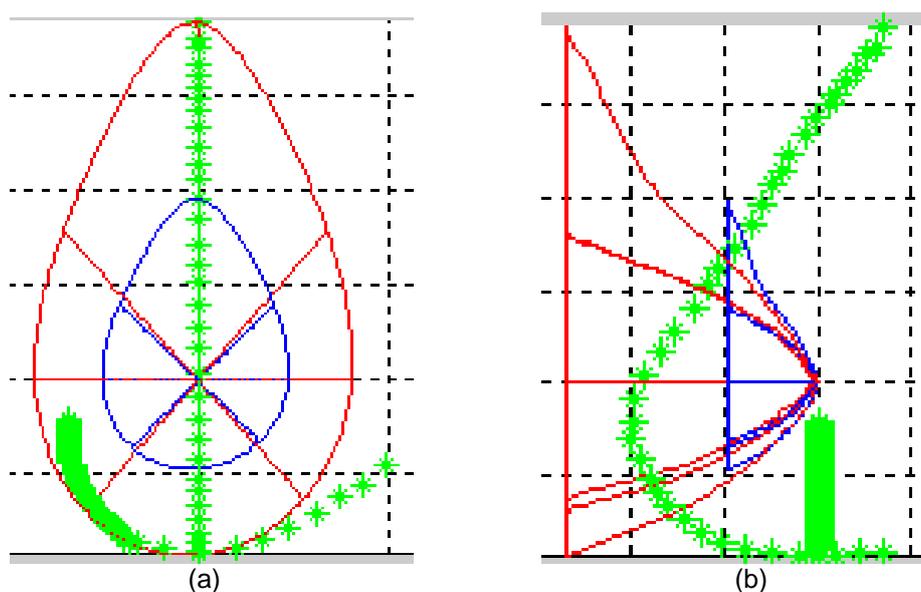
FIGURA 47 - Correção efetuada pelo programa do Capítulo 4.1.1 para as coordenadas extraídas dos termogramas da mama direita da Paciente #1844369-4.



FONTE: Produzida pela autora.

Curva original (em preto) e curva escalonada (em azul) extraídas das imagens por IR da Paciente #1844369-4: (a) frontal da mama direita; (b) lateral da mama direita.

FIGURA 48 - Comparação entre a geometria da Prótese #2 e a geometria gerada para a mama direita da Paciente #1844369-4.



FONTE: Produzida pela autora.

Geometria da Prótese #2 (em azul), pontos extraídos do termograma (em verde) e geometria da paciente (em vermelho): (a) frontal da mama direita; (b) lateral da mama direita.

### 5.3 ANÁLISE VISUAL DOS PERFIS DE TEMPERATURA GERADOS COM A INSERÇÃO INDIVIDUAL DE CADA ESTRUTURA

Com as geometrias modeladas com as estruturas internas da mama para uma mesma paciente do HC - UFPE com suas características listadas na Tabela 12, foram efetuadas cálculos de temperatura para verificar as mudanças que ocorreram nos perfis de temperatura devido à inserção daquelas estruturas. Foram analisados quatro casos descritos a seguir:

- a) Inserção de cinco lóbulos;
- b) Inserção de nove lóbulos;
- c) Inserção da relação tecido glandular / tecido adiposo ajustado à idade da paciente;
- d) Inserção de cinco ductos lactíferos principais na geometria do item acima.

TABELA 12 - Características da Paciente #1844369-4.

Prontuário	Idade (anos)	Anomalia	Dimensões (cm)	Posicionamento	Temperatura a ambiente (°C)	Imagem
1844369-4	49	Nódulo sólido na mama esquerda	0,8x 0,8x 1,7	QSE 0,6 cm de profundidade	27,4	IR3137 IR3143

FONTE: Organizada pela autora.

Do ponto de vista computacional, a mesma geometria desenvolvida neste trabalho foi usada para análise dos quatro casos. Para simular a ausência das demais estruturas da mama, a não ser a de interesse de cada caso, às demais foram atribuídas as mesmas propriedades termofísicas do tecido glandular. Os valores das propriedades termofísicas adotadas nessa análise estão na Tabela 13. Toda a metodologia para a obtenção da geometria apresentada no Capítulo 4 foi cumprida.

Os perfis obtidos foram comparados entre si para verificar as modificações ocorridas nos perfis calculados devido à inserção das estruturas internas. Não foram utilizados o mamilo e os ductos da região retroareolar do Capítulo 4.2.5. Não foram efetuados testes de convergência da malha porque o objetivo não foi o de estimar a temperatura para comparar com a imagem por IR da paciente, mas o de comparar os perfis assim obtidos entre si.

TABELA 13 - Propriedades termofísicas utilizadas para tecido glandular, tecido adiposo da mama, tumor maligno, plasma sanguíneo e sangue.

Tecido	$k$ ( $Wm^{-1}K^{-1}$ )	$\rho$ ( $kgm^{-3}$ )	$c$ ( $Jkg^{-1}K^{-1}$ )	$\omega$ ( $s^{-1}$ )	$Q$ ( $Wm^{-3}$ )
Glandular	0,48 <sup>b, d</sup>	1080 <sup>b, d</sup>	3000 <sup>b, d</sup>	0,0018 <sup>b, d, f</sup>	450 <sup>b, e</sup>
Tumor maligno	0,48 <sup>b, d</sup>	1080 <sup>b, d</sup>	3500 <sup>b, d</sup>	0,009 <sup>b, d, f</sup>	65400 <sup>b, 1</sup>
Fibroadenoma	0,48 <sup>b, d</sup>	1080 <sup>b, d</sup>	3500 <sup>b, d</sup>	0,0018 <sup>b, d</sup>	65400 ( $D \leq 1cm$ ) <sup>b, 1</sup> 25848 ( $D = 2cm$ ) <sup>b, 1</sup>
Gordura subcutânea da mama	0,21 <sup>a</sup>	911 <sup>a</sup>	2348 <sup>a</sup>	0,0005 <sup>c</sup>	730 <sup>a</sup>
Plasma sanguíneo humano	0,582 <sup>a</sup>	1020,05 <sup>a</sup>	3930 <sup>a</sup>	-	-
Sangue humano	0,51 <sup>c</sup>	1060 <sup>b, c</sup>	4200 <sup>b</sup>	-	-

FONTE: Organizada pela autora.

<sup>a</sup> Hasgall *et al.*(2015); <sup>b</sup> Bezerra(2013); <sup>c</sup> Okajima *et al.*(2009); <sup>d</sup> González (2007); <sup>e</sup> Ng e Sudharsan (2001); <sup>f</sup> Gautherie (1980).

<sup>1</sup> O valor de Q para o tumor foi calculado de acordo com o diâmetro do mesmo e utilizando a Equação(4.8) juntamente com a Equação (4.9).

### 5.3.1 Caso 1: Geometria com cinco lóbulos.

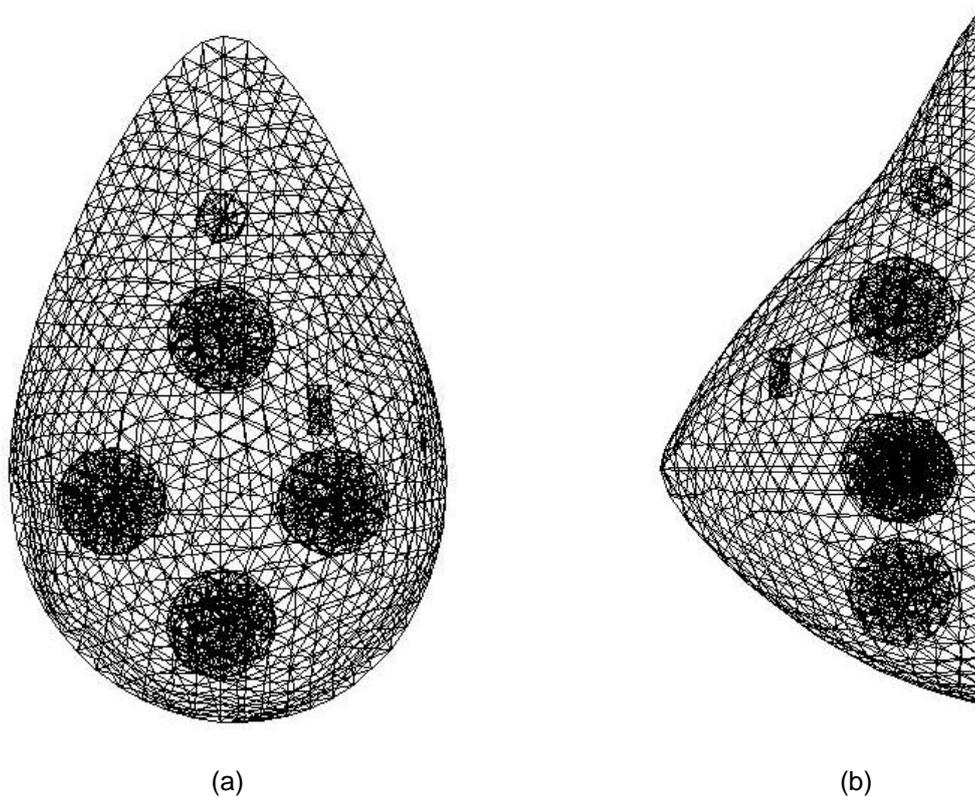
A superfície externa da geometria foi obtida pelo correto registro da Prótese #2 aos contornos da paciente retirados do termograma frontal e lateral da mama esquerda da Paciente #1844369-4, portadora de um tumor maligno. A estrutura interna foi composta por: tumor maligno dimensionado e posicionado conforme informações obtidas no prontuário da paciente e replicadas na Tabela 12; lobo mamário composto por cinco lóbulos (uma esfera com 10 cm de raio e quatro esferas com 20 cm de raio cada uma); tecido glandular adiposo corresponde ao restante do espaço interno da geometria. A malha tetraédrica não-estruturada foi gerada em toda a geometria com valor total de 11676 elementos e 2553 nós. As características da geometria e da malha em cada região estão na Tabela 14 e a geometria com a malha pode ser visualizada na Figura 49.

TABELA 14 - Composição da geometria utilizada no estudo de caso 1.

	Lobo Mamário	Tecido adiposo	Nódulo
Elementos Tetraédricos	1144	10488	44
Volume ( $mm^3$ )	124413,3	1502760,3	640,0

FONTE: Produzida pela autora.

FIGURA 49 - Geometria com malha utilizada no estudo de Caso 1.

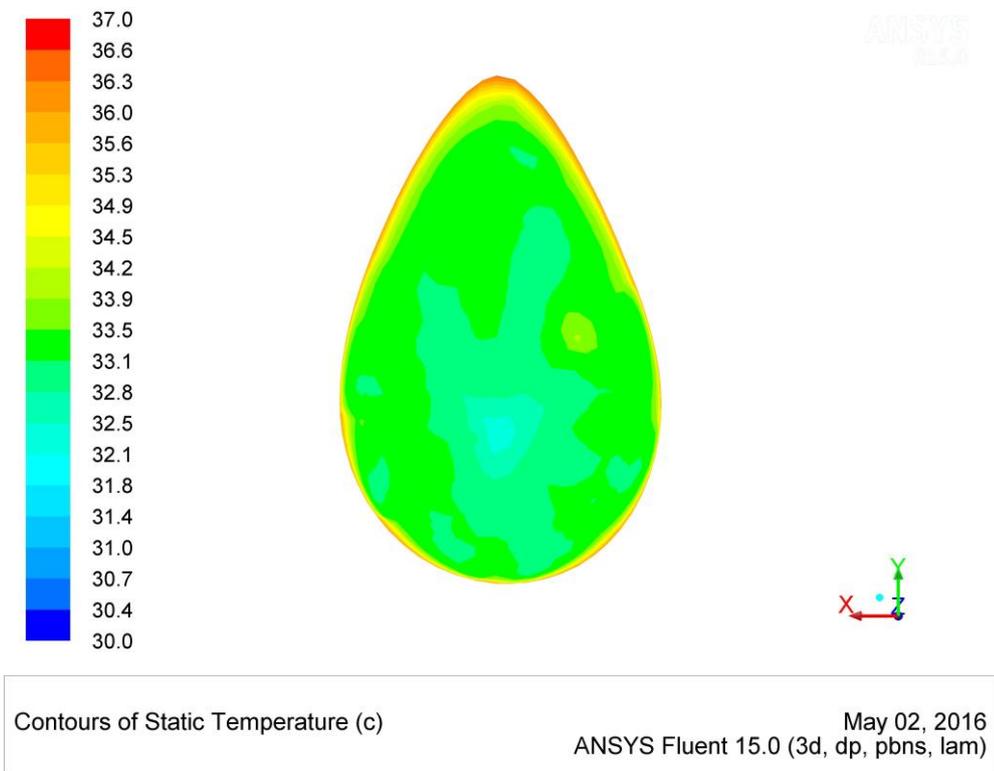


FONTE: Produzida pela autora.  
(a) vista frontal; (b) vista lateral.

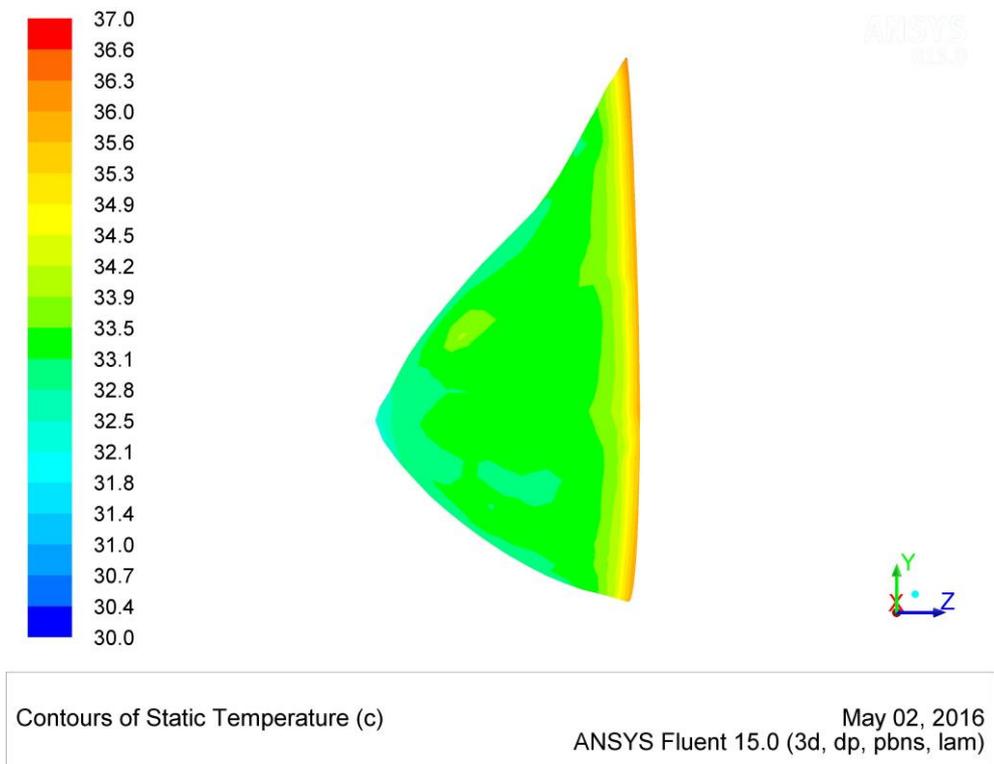
a) Tecido glandular, tecido adiposo e tumor maligno:

A cada estrutura foi associada a sua respectiva propriedade termofísica. A temperatura máxima calculada pelo Fluent<sup>®</sup> sobre o tumor atingiu o valor máximo de 34,0°C. Os perfis de temperatura obtidos para a superfície externa estão na Figura 50. A escala de temperatura foi ajustada para ficar entre 30°C e 37°C. Figura 51 mostra o histograma da distribuição de temperatura na superfície para este caso.

FIGURA 50 - Perfis de temperatura obtidos pelo Fluent® para a superfície externa da geometria utilizada no estudo de Caso 1a.



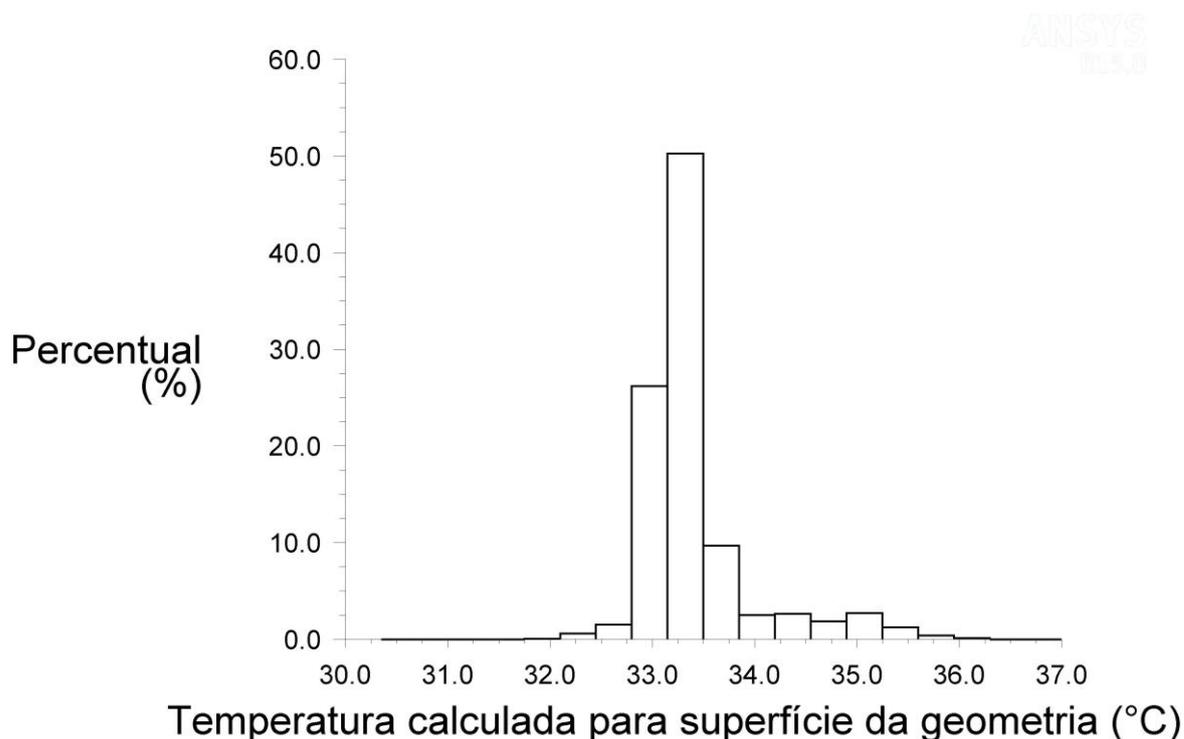
(a)



(b)

FONTE: Produzida pela autora.  
(a) vista frontal; (b) vista lateral.

FIGURA 51 - Histograma de temperatura na superfície obtidos pelo Fluent® para a superfície externa da geometria utilizada no estudo de Caso 1a.



Histogram of Static Temperature

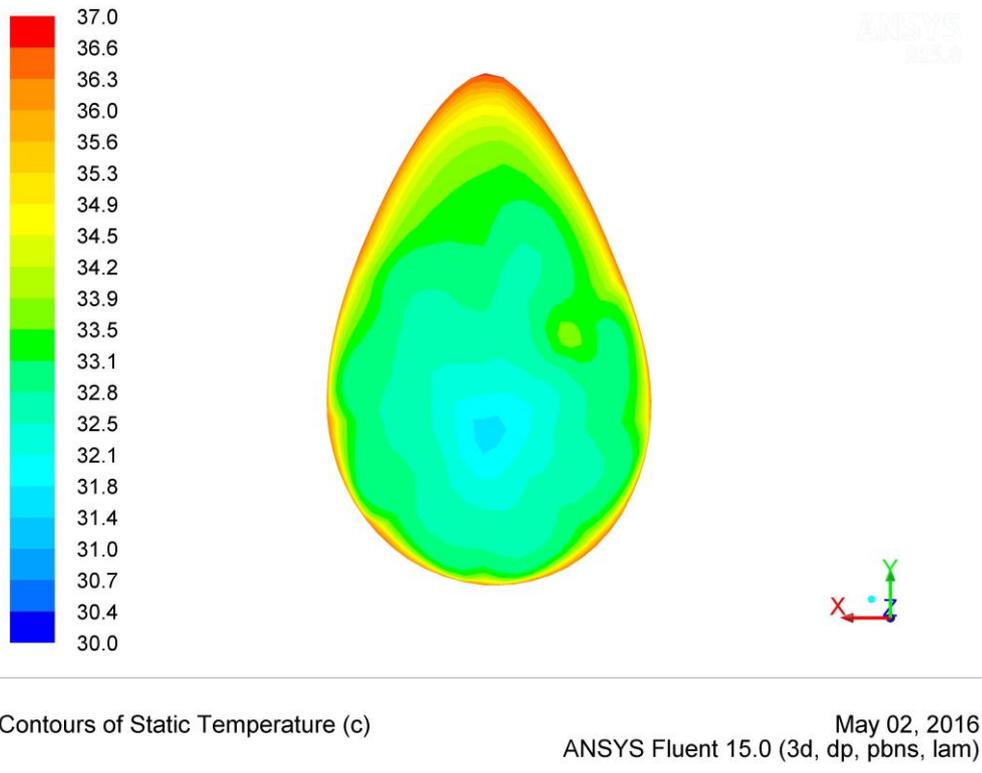
May 02, 2016  
ANSYS Fluent 15.0 (3d, dp, pbns, lam)

FONTE: Produzida pela autora.

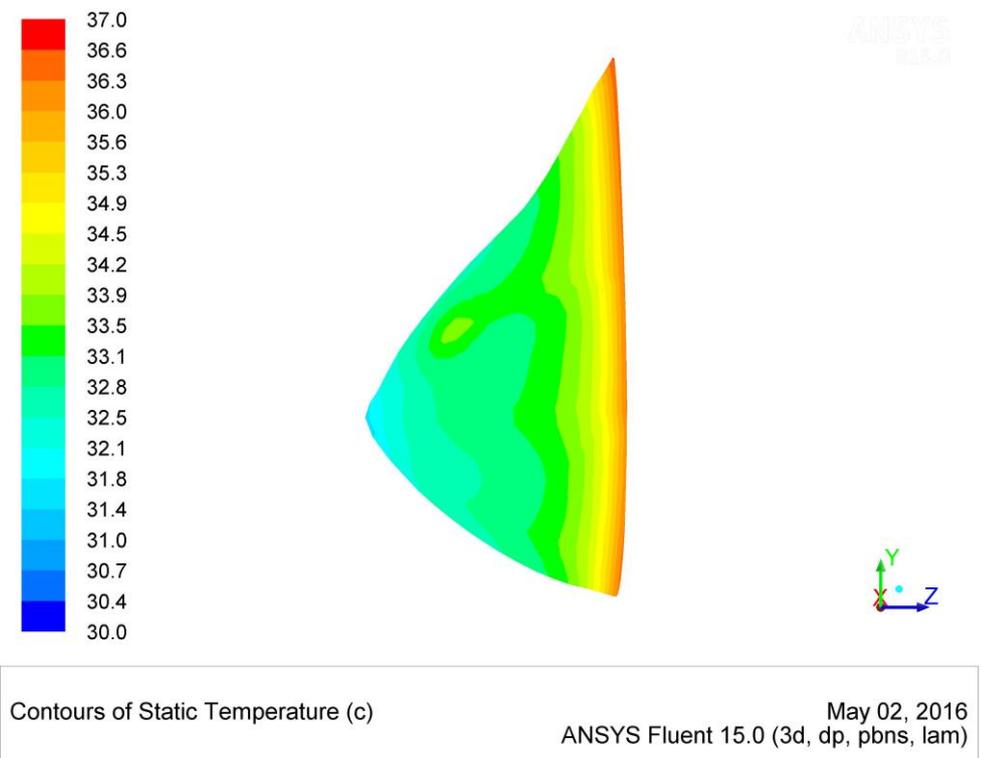
b) Tecido glandular e tumor maligno:

A cada estrutura foi associada a propriedade termofísica do tecido glandular, exceto para o tumor para o qual foram associadas as propriedades do tumor maligno. A temperatura máxima calculada pelo Fluent® sobre o tumor atingiu o valor de 33,9°C. Os perfis de temperatura obtidos para a superfície externa estão na Figura 52. A escala de temperatura foi ajustada para ficar entre 30°C e 37°C. A Figura 53 mostra o histograma da distribuição de temperatura na superfície para este caso.

FIGURA 52 - Perfis de temperatura obtidos pelo Fluent® para a superfície externa da geometria utilizada no estudo de Caso 1b.



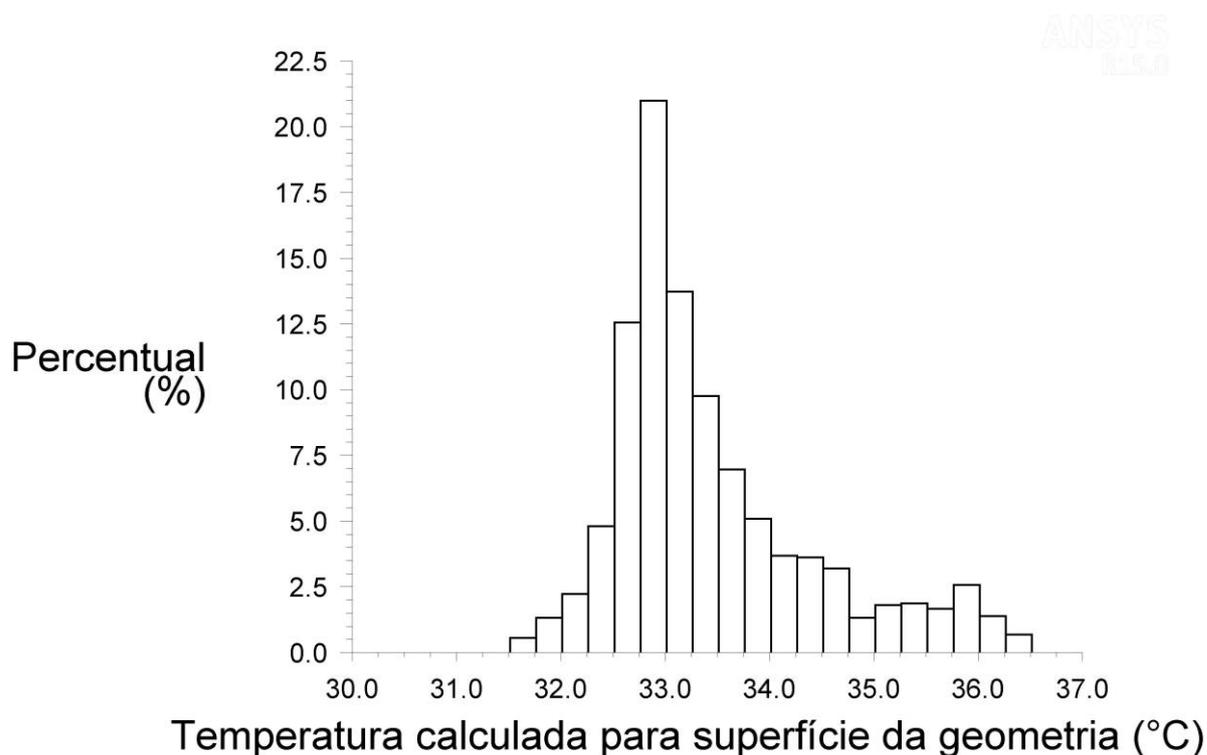
(a)



(b)

FONTE: Produzida pela autora.  
(a) vista frontal; (b) vista lateral.

FIGURA 53 - Histograma de temperatura na superfície obtido pelo Fluent® para a superfície externa da geometria utilizada no estudo de Caso 1b.



Histogram of Static Temperature

May 02, 2016  
ANSYS Fluent 15.0 (3d, dp, pbns, lam)

FONTE: Produzida pela autora.

### 5.3.2 Caso 2: Geometria com nove lóbulos.

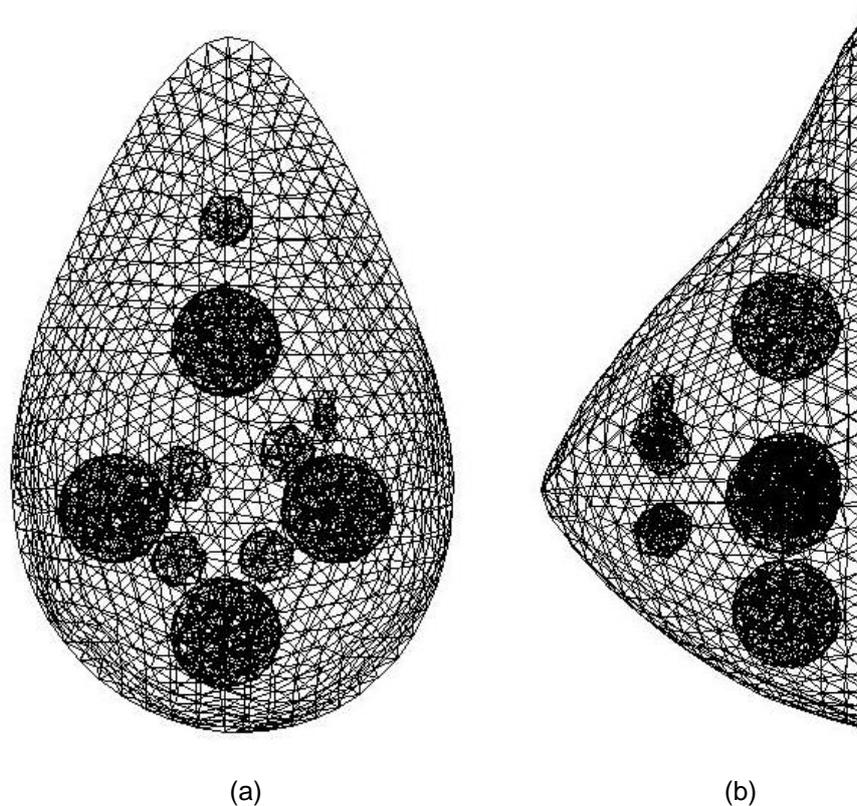
A superfície externa da geometria foi obtida pelo corregristo da Prótese #2 aos contornos da paciente retirados do termograma frontal e lateral da mama esquerda da Paciente #1844369-4, portadora de um tumor maligno. A estrutura interna foi composta por: tumor maligno dimensionado e posicionado conforme informações obtidas no prontuário da paciente e dispostas na Tabela 12, lobo mamário composto por nove lóbulos (cinco esfera com 10 cm de raio e quatro esferas com 20 cm de raio cada uma), tecido adiposo corresponde ao restante do espaço interno. A malha tetraédrica não-estruturada foi inserida em toda a geometria pelo *software* gerador de malhas Meshing™ com um total de 11690 elementos e 2880 nós. As características da geometria e da malha em cada região estão na Tabela 15 e a geometria com a malha pode ser visualizada na Figura 54.

TABELA 15 - Composição da geometria utilizada no estudo de Caso 2.

	<b>Lobo Mamário</b>	<b>Tecido adiposo</b>	<b>Nódulo</b>
Elementos Tetraédricos	1111	10550	29
Volume (mm <sup>3</sup> )	135293,9	1491674,4	628,9

FONTE: Produzida pela autora.

FIGURA 54 - Geometria com malha utilizada no estudo de Caso 2.

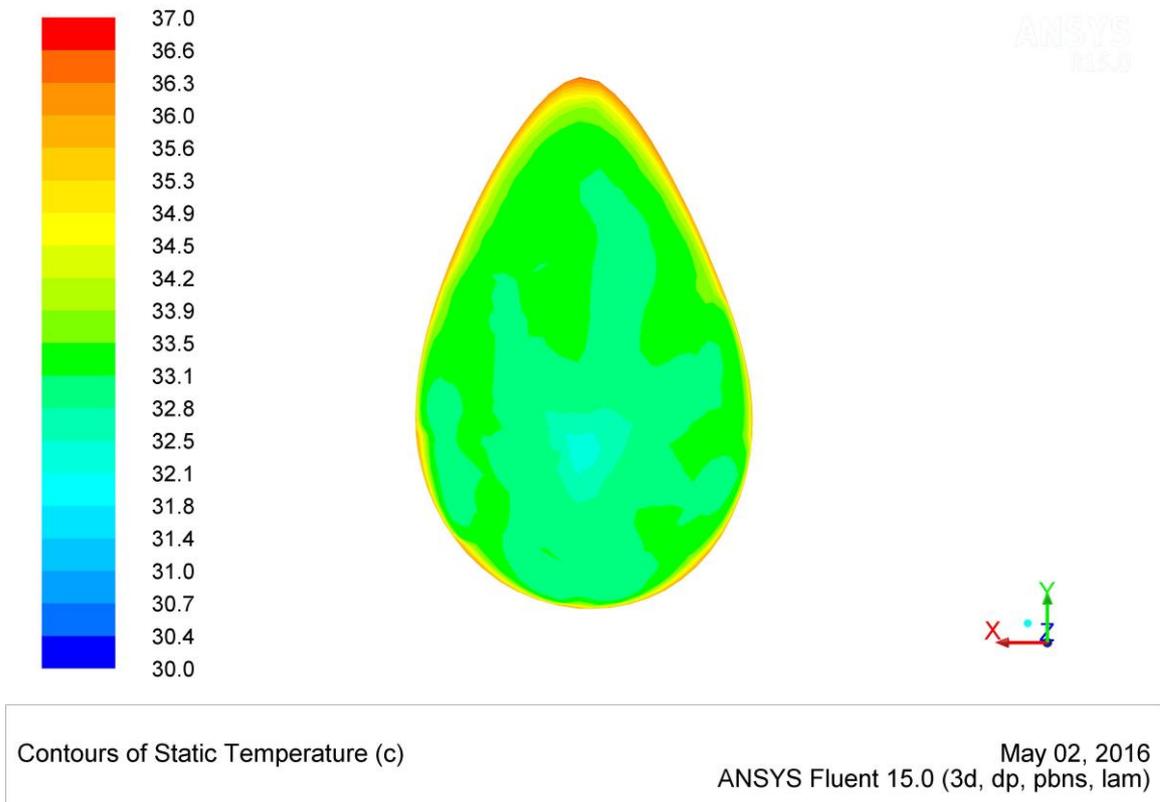


FONTE: Produzida pela autora.  
(a) vista frontal; (b) vista lateral.

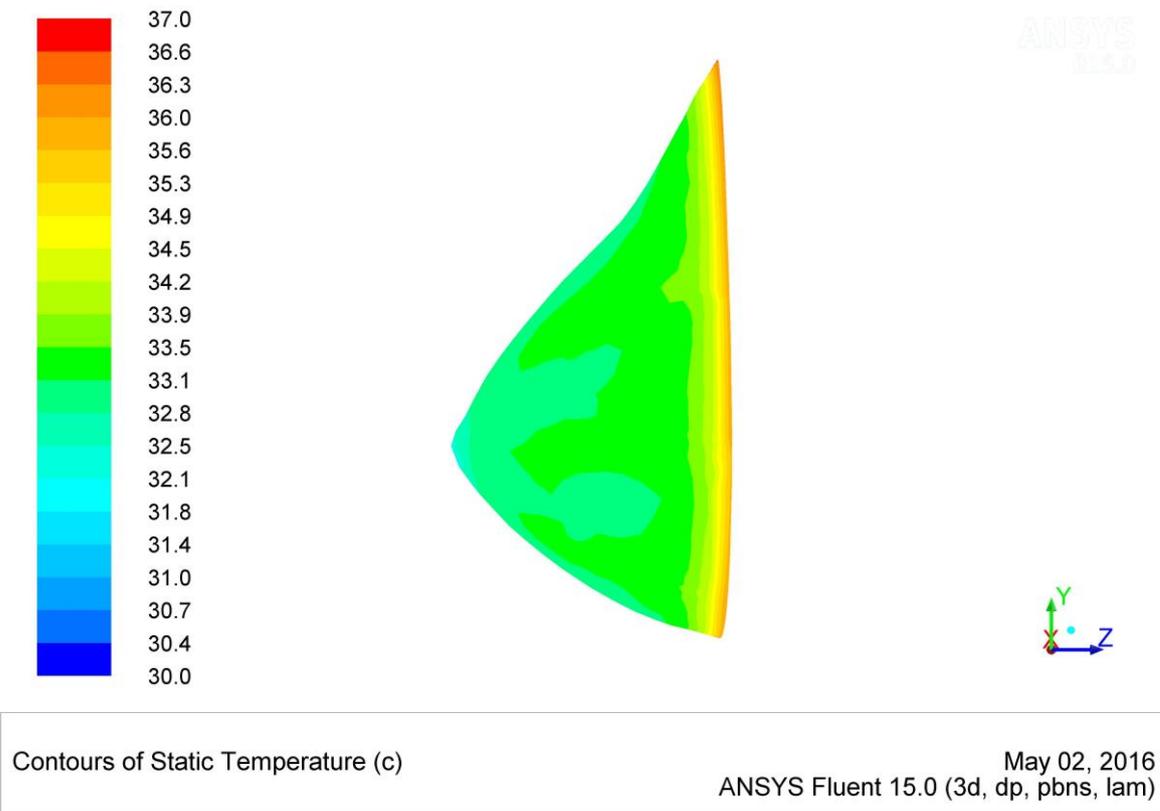
#### a) Tecido glandular, tecido adiposo e lesão:

A cada estrutura foi associada a sua respectiva propriedade termofísica, conforme a Tabela 13. A temperatura máxima calculada pelo Fluent<sup>®</sup> sobre o tumor atingiu o valor de 33,3°C. Os perfis de temperatura obtidos para a superfície externa estão na Figura 55. A escala de temperatura foi ajustada para ficar entre 30 °C e 37°C. A Figura 56 mostra a distribuição de temperatura na superfície para este caso.

FIGURA 55 - Perfis de temperatura obtidos pelo Fluent® para a superfície externa da geometria utilizada no estudo de Caso 2a.



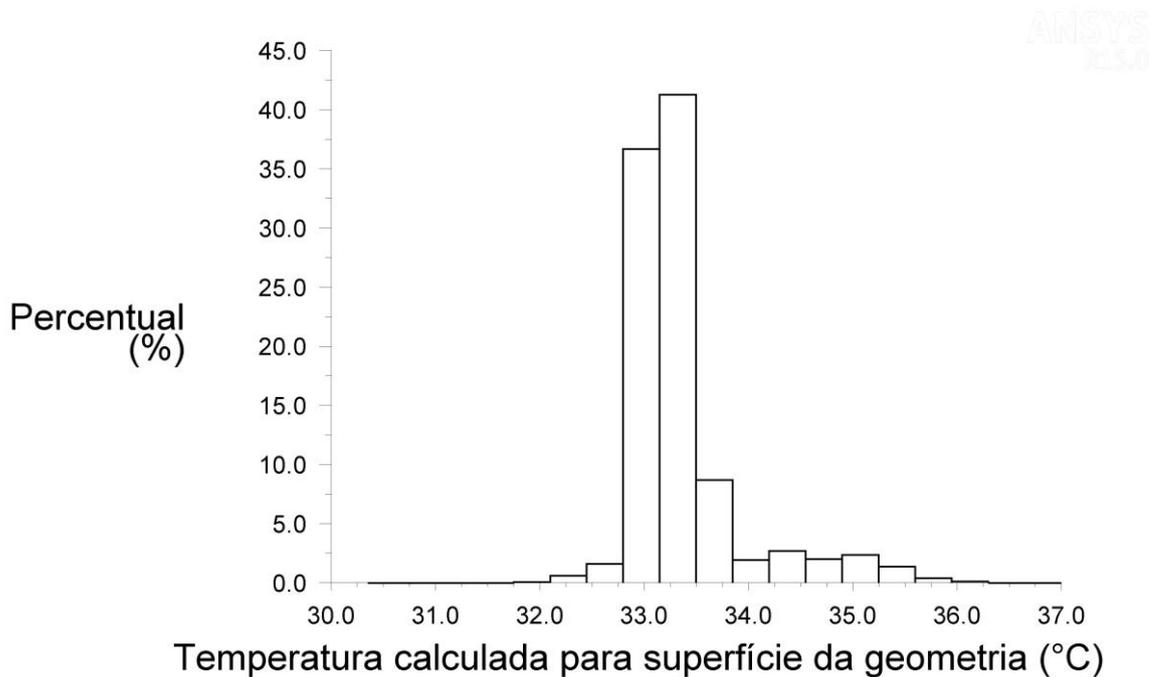
(a)



(b)

FONTE: Produzida pela autora.  
(a) vista frontal; (b) vista lateral.

FIGURA 56 - Histograma de temperatura na superfície obtidos pelo Fluent® para a superfície externa da geometria utilizada no estudo de Caso 2a.



Histogram of Static Temperature

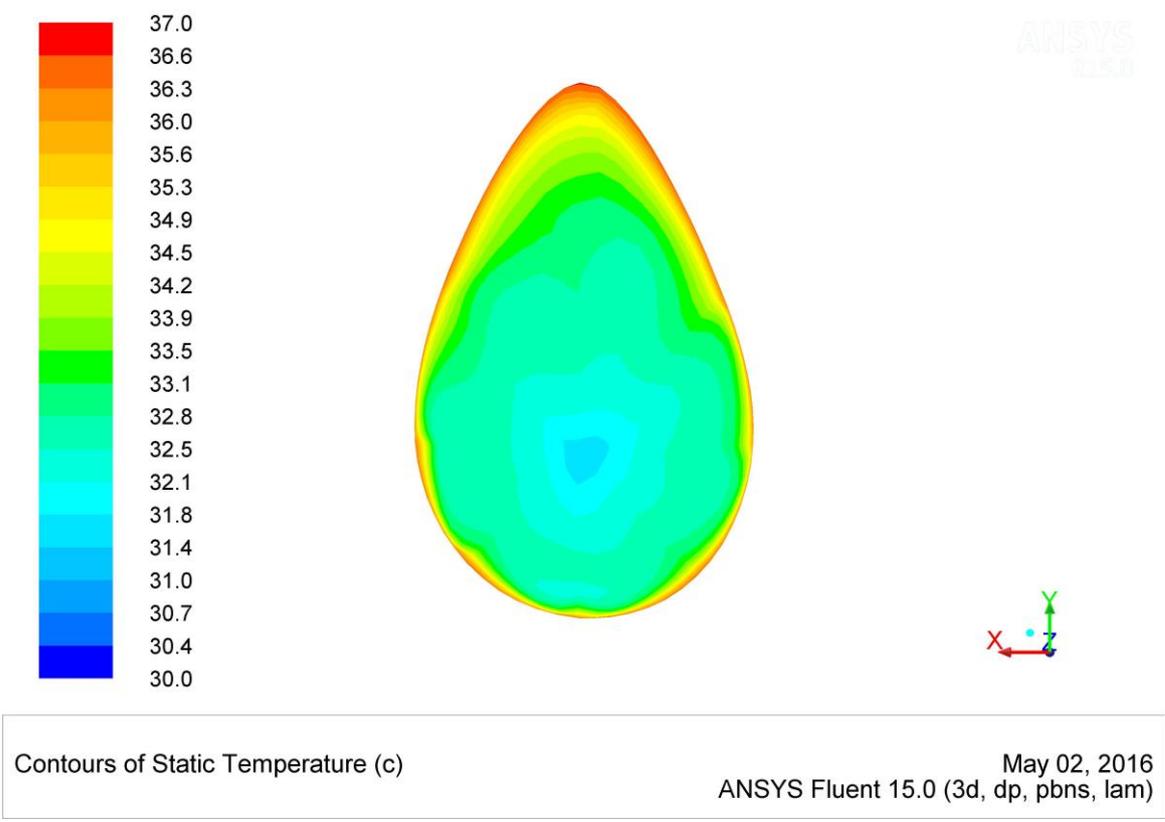
May 02, 2016  
ANSYS Fluent 15.0 (3d, dp, pbns, lam)

FONTE: Produzido pela autora.

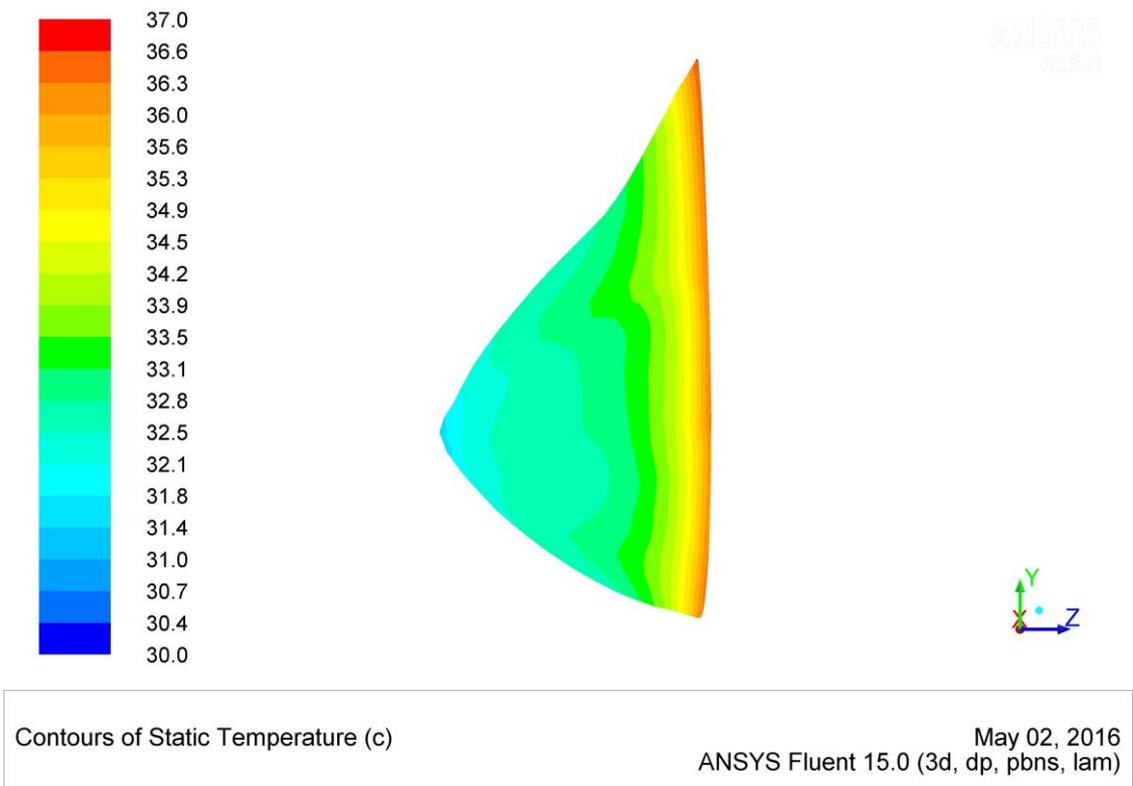
b) Tecido glandular e lesão:

A cada estrutura foi associada a propriedade termofísica do tecido glandular, exceto para o tumor para o qual foram associadas as propriedades do tumor maligno. A temperatura máxima calculada pelo Fluent® sobre o tumor atingiu o valor de 33,0°C. Os perfis de temperatura obtidos para a superfície externa estão na Figura 57. A escala de temperatura foi ajustada para ficar entre 30°C e 37°C. A Figura 58 mostra o histograma da distribuição de temperatura na superfície para este caso.

FIGURA 57 - Perfis de temperatura obtidos pelo Fluent® para a superfície externa da geometria utilizada no estudo de Caso 2b.



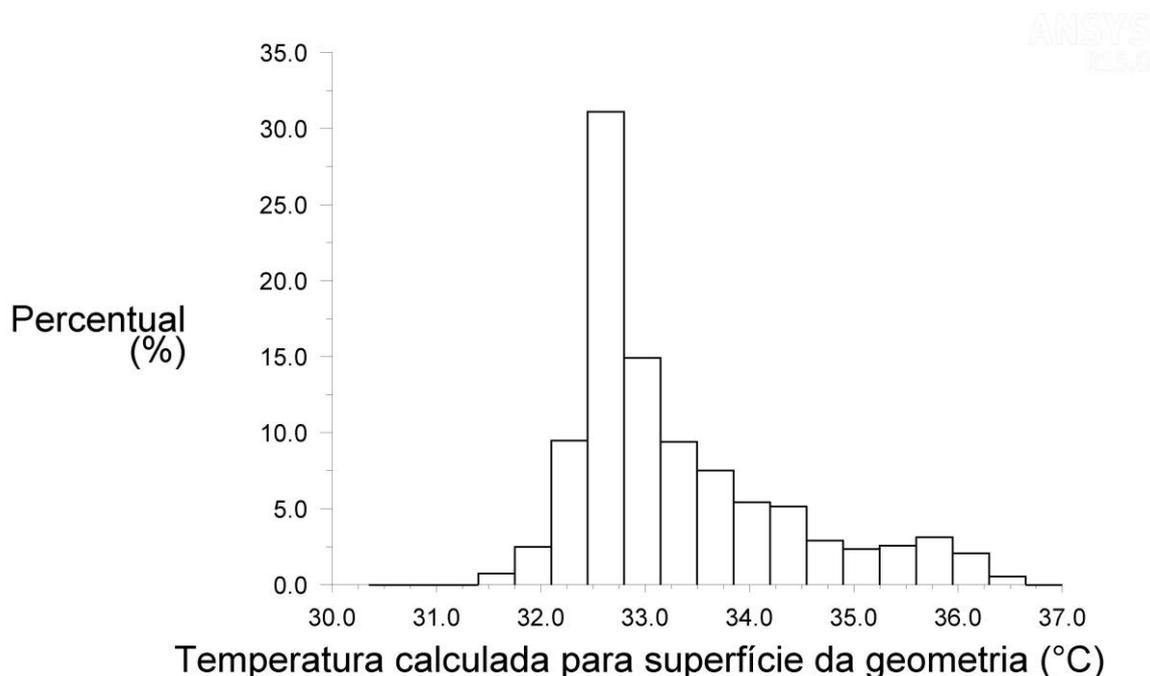
(a)



(b)

FONTE: Produzida pela autora.  
 (a) vista frontal; (b) vista lateral.

FIGURA 58 - Histograma de temperatura obtido pelo Fluent® para a superfície externa da geometria utilizada no estudo de Caso 2b.



Histogram of Static Temperature

May 02, 2016  
ANSYS Fluent 15.0 (3d, dp, pbns, lam)

FONTE: Produzido pela autora.

### 5.3.3 Caso 3: Geometria com relação entre tecido glandular e tecido adiposo proporcional à idade da paciente.

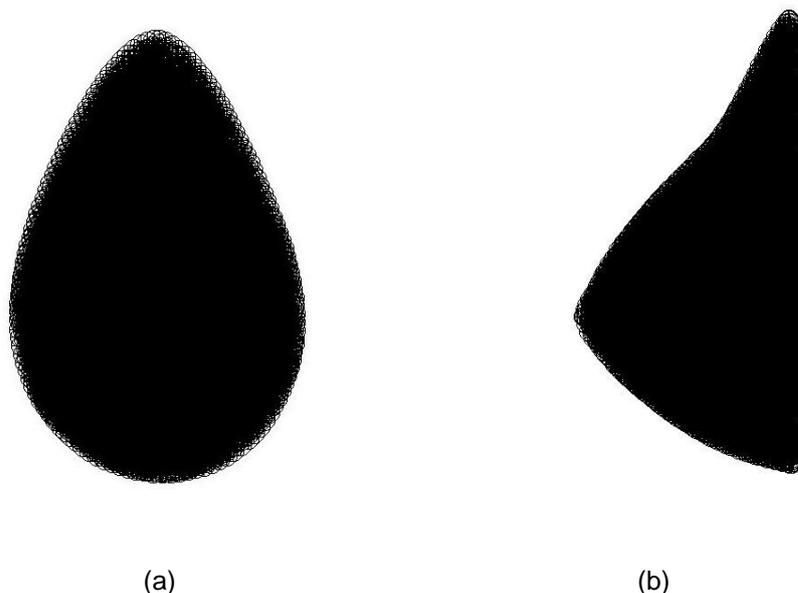
A superfície externa da geometria foi obtida pelo corregristo da Prótese #2 aos contornos da paciente retirados do termograma frontal e lateral da mama esquerda da Paciente #1844369-4, portadora de um tumor maligno. A estrutura interna foi composta por: tumor maligno dimensionado e posicionado conforme informações obtidas no prontuário da paciente e transcritas na Tabela 16, lobo mamário proporcional à idade da paciente e tecido adiposo corresponde ao restante do espaço interno da geometria. A relação entre tecido glandular e tecido adiposo foi de 46,5%. A malha tetraédrica não-estruturada foi inserida em toda a geometria pelo software gerador de malhas Meshing™ com um total de 392684 elementos e 73895 nós. As características da geometria e da malha em cada região estão na Tabela 16 e a geometria com a malha pode ser visualizada na Figura 59.

TABELA 16 - Composição da geometria utilizada no estudo de Caso 3.

	<b>Lobo Mamário</b>	<b>Tecido adiposo</b>	<b>Nódulo</b>
Elementos Tetraédricos	37573	348198	6913
Volume (mm <sup>3</sup> )	518043,7	1113718,6	848,3

FONTE: Produzida pela autora.

FIGURA 59 - Geometria com malha utilizada no estudo de Caso 3.

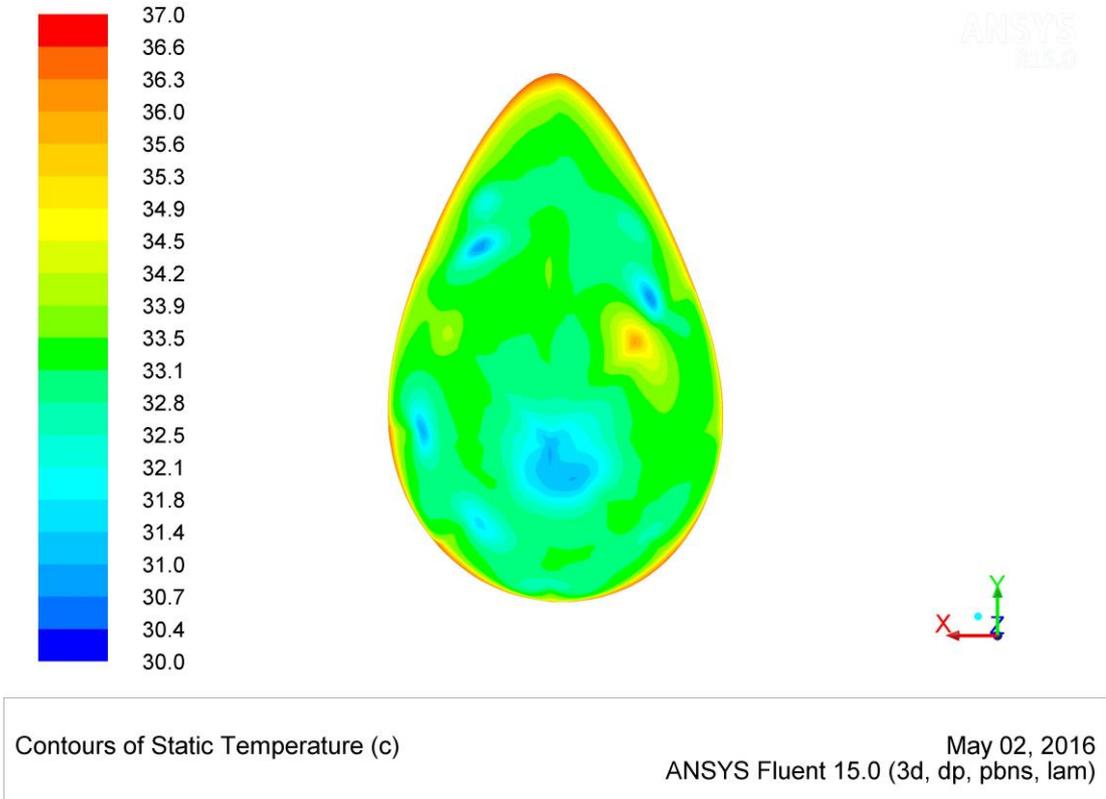


FONTE: Produzida pela autora.  
(a) vista frontal; (b) vista lateral.

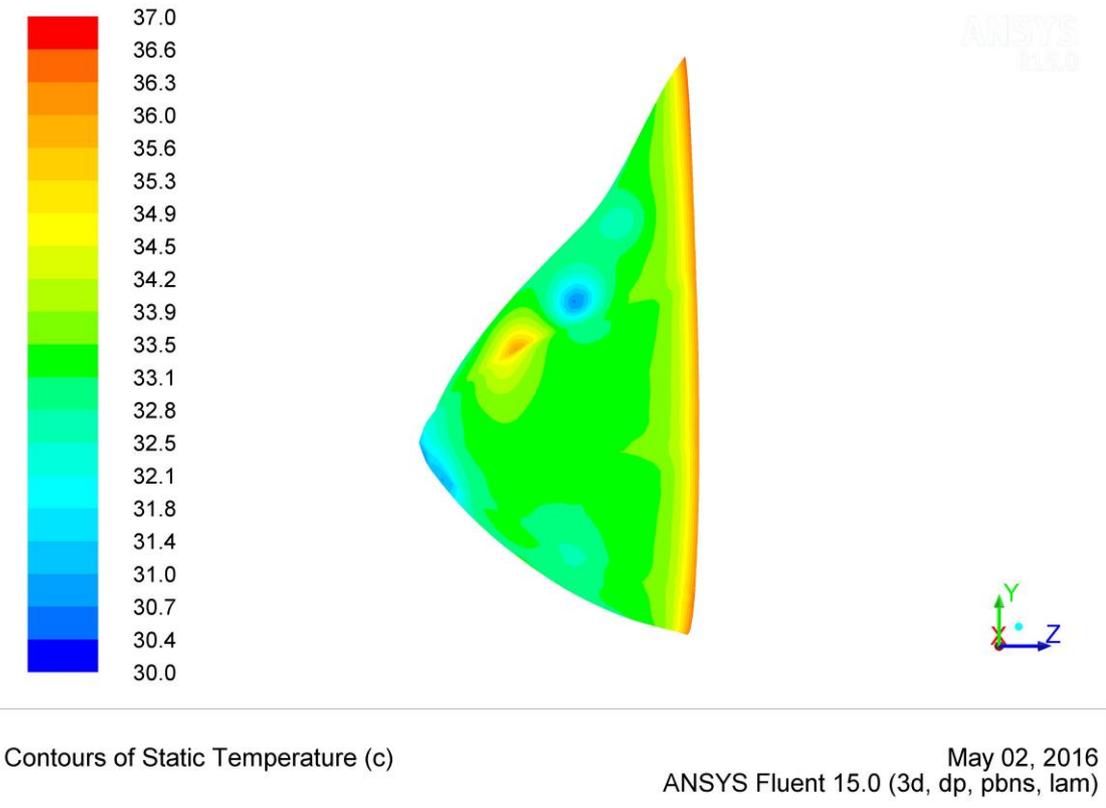
#### a) Tecido glandular, tecido adiposo e lesão:

A cada estrutura foi associada a sua respectiva propriedade termofísica, conforme a Tabela 13. A temperatura máxima calculada pelo Fluent<sup>®</sup> sobre o tumor atingiu o valor de 36,1°C. Os perfis de temperatura obtidos para a superfície externa estão na Figura 60. A escala de temperatura foi ajustada para ficar entre 30°C e 37°C. A Figura 61 mostra o histograma da distribuição de temperatura na superfície para este caso.

FIGURA 60 - Perfis de temperatura obtidos pelo Fluent® para a superfície externa da geometria utilizada no estudo de Caso 3a.



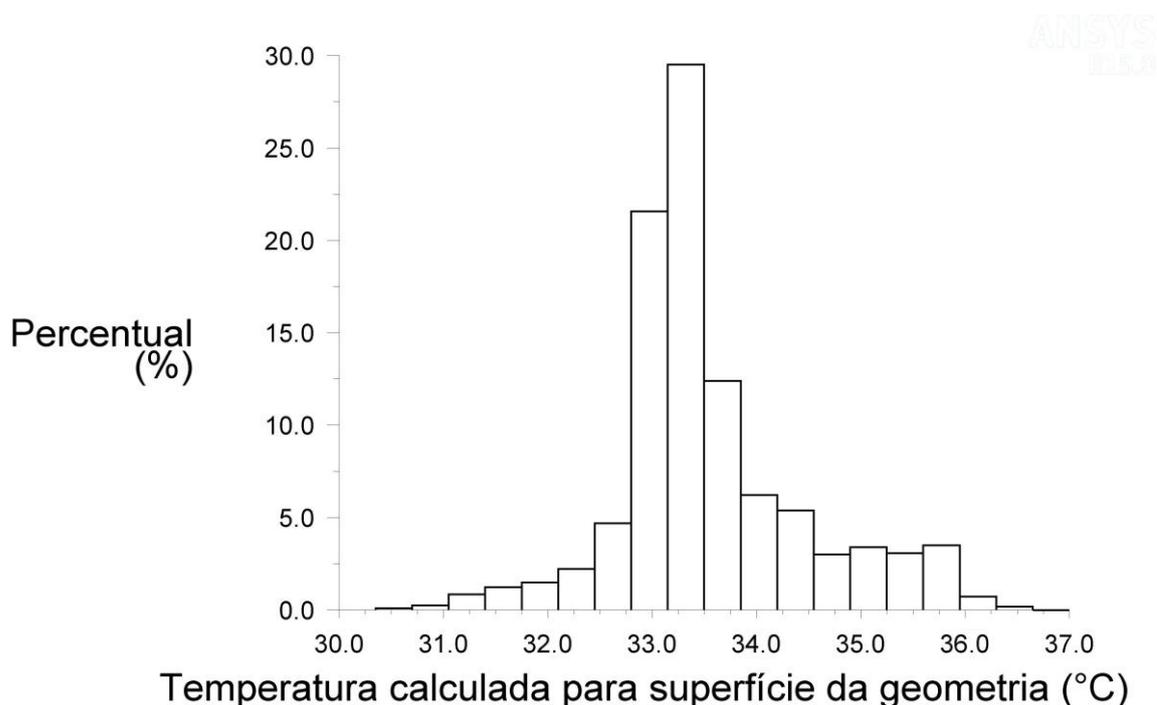
(a)



(b)

FONTE: Produzida pela autora.  
(a) vista frontal; (b) vista lateral.

FIGURA 61 - Histograma de temperatura na superfície obtidos pelo Fluent® para a superfície externa da geometria utilizada no estudo de Caso 3a.



Histogram of Static Temperature

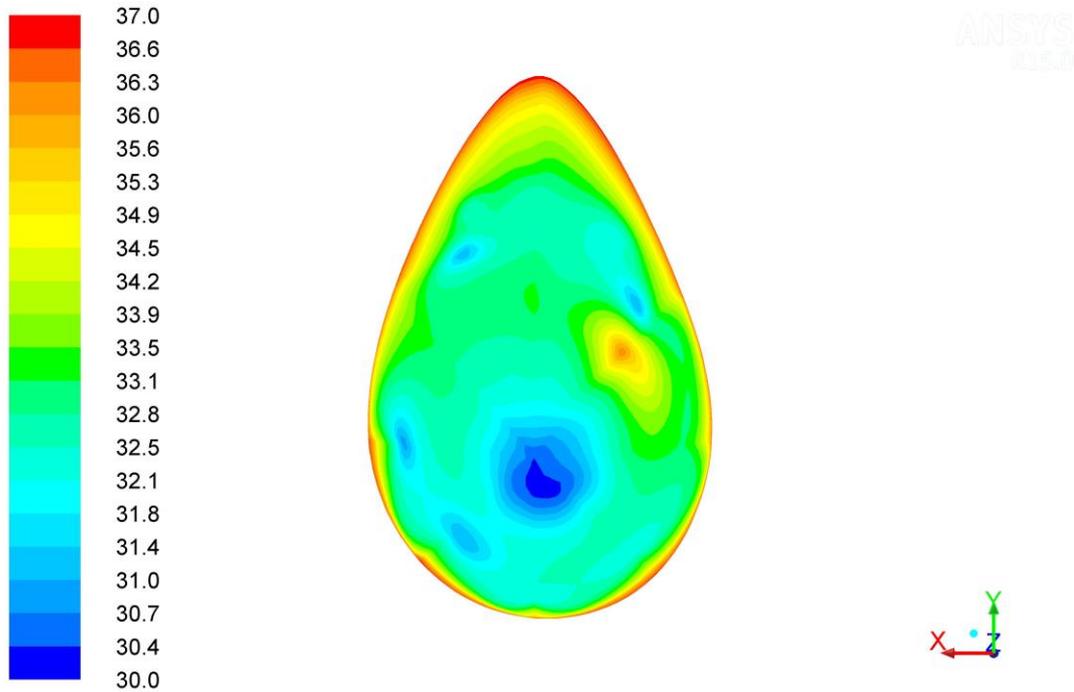
May 02, 2016  
ANSYS Fluent 15.0 (3d, dp, pbns, lam)

FONTE: Produzido pela autora.

b) Tecido glandular e lesão:

Utilizando a mesma geometria do item anterior, a propriedade termofísica do tecido glandular foi associada a cada estrutura, exceto para o tumor ao qual foram associadas as propriedades do tumor maligno, conforme as informações sobre a Paciente #1844369-4 transcritas na Tabela 12. A temperatura máxima calculada pelo Fluent® para a superfície sobre a região do tumor atingiu o valor de 36,2°C. Os perfis de temperatura obtidos para a superfície externa estão na Figura 62. A escala de temperatura foi ajustada para ficar entre 30°C e 37°C. A Figura 63 mostra o histograma da distribuição de temperatura na superfície calculada.

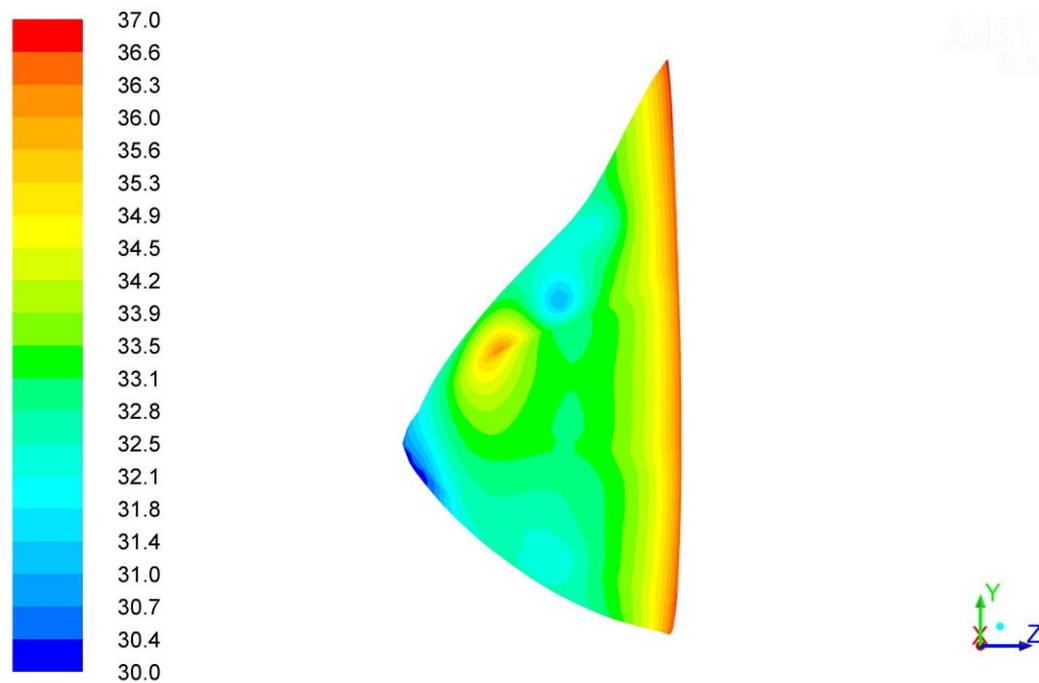
FIGURA 62 - Perfis de temperatura obtidos pelo Fluent® para a superfície externa da geometria utilizada no estudo de Caso 3b.



Contours of Static Temperature (c)

May 02, 2016  
ANSYS Fluent 15.0 (3d, dp, pbns, lam)

(a)



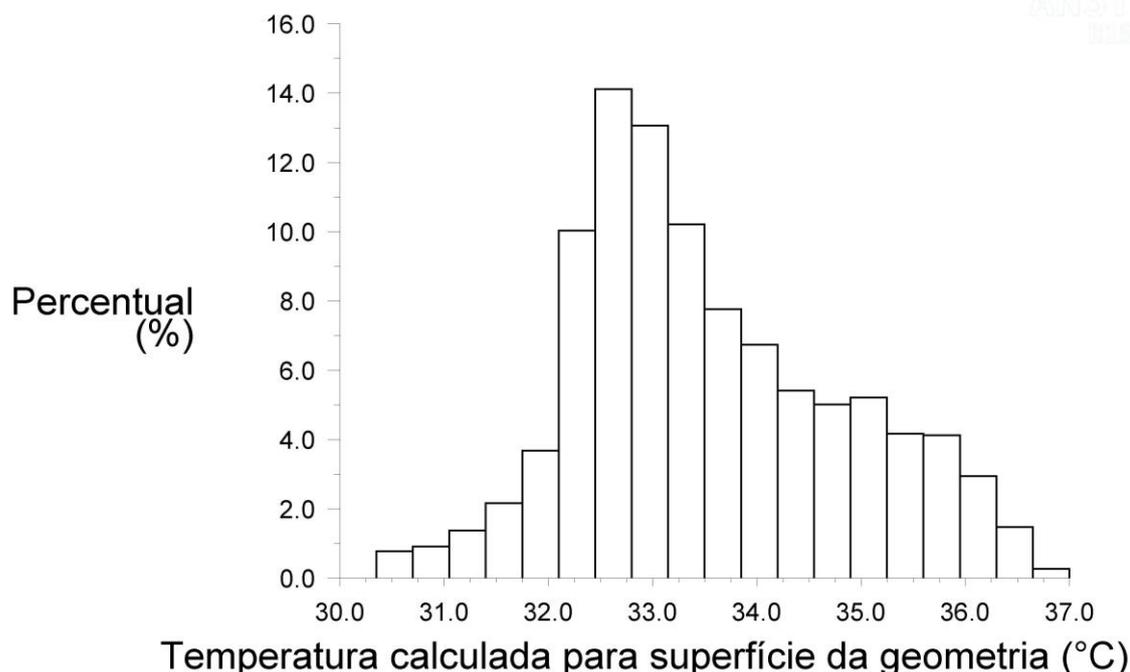
Contours of Static Temperature (c)

May 02, 2016  
ANSYS Fluent 15.0 (3d, dp, pbns, lam)

(b)

FONTE: Produzida pela autora.  
(a) vista frontal; (b) vista lateral.

FIGURA 63 - Histograma de temperatura obtido pelo Fluent® para a superfície externa da geometria utilizada no estudo de Caso 3b.



Histogram of Static Temperature

May 02, 2016  
ANSYS Fluent 15.0 (3d, dp, pbns, lam)

FONTE: Produzida pela autora.

#### 5.3.4 Caso 4: geometria com relação entre tecido glandular e tecido adiposo proporcional à idade da paciente e contendo ductos lactíferos principais.

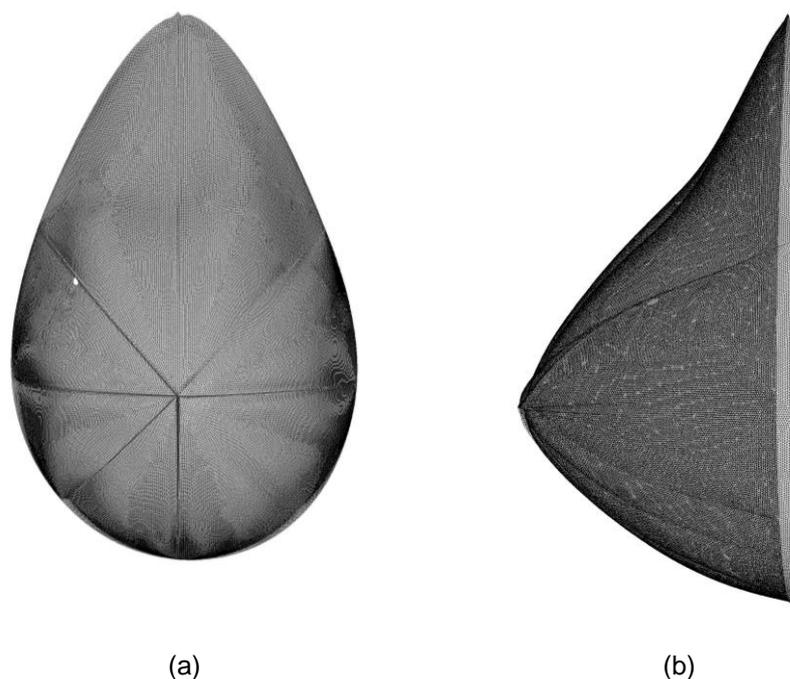
A superfície externa da geometria foi obtida pelo corregristo da Prótese #2 aos contornos da mama esquerda da Paciente #1844369-4 retirados do termograma frontal e lateral, relacionados na Tabela 12. A estrutura interna foi composta por: tumor maligno dimensionado e posicionado conforme informações obtidas no prontuário da paciente e transcritas na Tabela 12, lobo mamário proporcional à idade da paciente, cinco ductos lactíferos modelados como cinco cilindros de raio 1mm e tecido adiposo corresponde ao restante do espaço interno da geometria. A relação entre tecido glandular e tecido adiposo foi de 47,3%. A malha tetraédrica não-estruturada foi inserida em toda a geometria pelo *software* gerador de malhas Meshing™ com um total de 2323283 elementos tetraédricos e 481161 nós. As características da geometria e da malha em cada região estão Tabela 17 e a geometria com a malha pode ser visualizada na Figura 64.

TABELA 17 - Composição da geometria utilizada no estudo de Caso 4.

	<b>Lobo Mamário</b>	<b>Tecido adiposo</b>	<b>Nódulo</b>	<b>Ductos</b>
Elementos Tetraédricos	567867	1742443	6913	6060
Volume (mm <sup>3</sup> )	524850,9	1108872,9	848,3	6487,6

FONTE: Produzida pela autora.

FIGURA 64 - Geometria com malha utilizada no estudo de Caso 4.

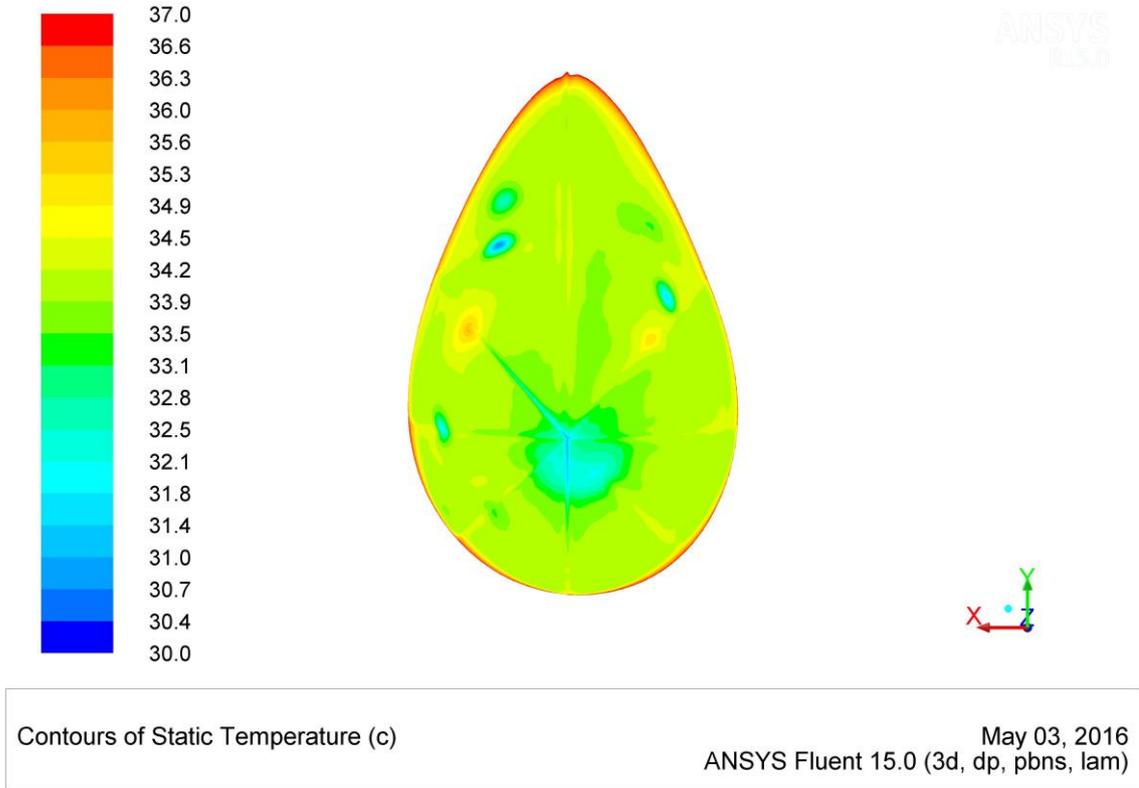


FONTE: Produzida pela autora.  
(a) vista frontal; (b) vista lateral.

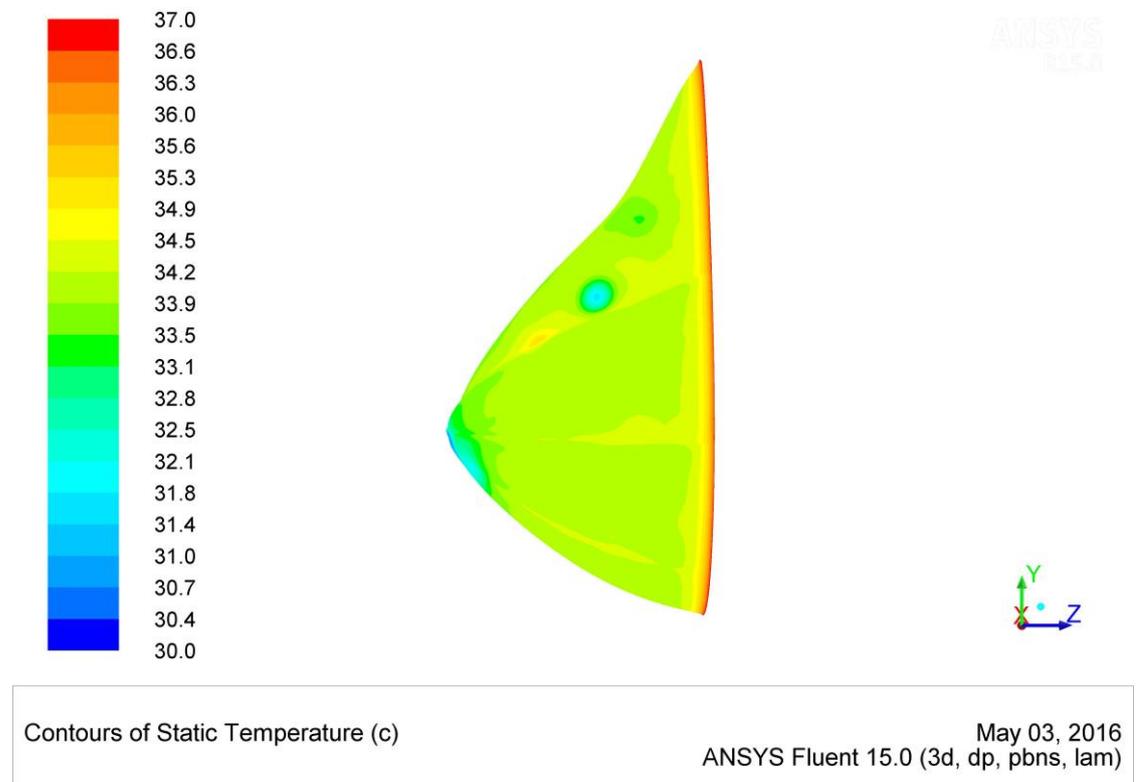
- a) Tecido glandular, tecido adiposo, cinco ductos lactíferos principais e tumor maligno:

Neste caso, a cada estrutura foi associada a sua respectiva propriedade termofísica, de acordo com a Tabela 13. Os ductos lactíferos receberam as propriedades do plasma humano. A temperatura máxima calculada pelo Fluent<sup>®</sup> na superfície da geometria sobre a região do tumor atingiu o valor de 35,2°C. Os perfis de temperatura obtidos para a superfície externa estão na Figura 65. A escala de temperatura foi ajustada para ficar entre 30°C e 37°C. A Figura 66 mostra o histograma da distribuição de temperatura calculada para a superfície neste caso.

FIGURA 65 - Perfis de temperatura obtidos pelo Fluent® para a superfície externa da geometria utilizada no estudo de Caso 4a.



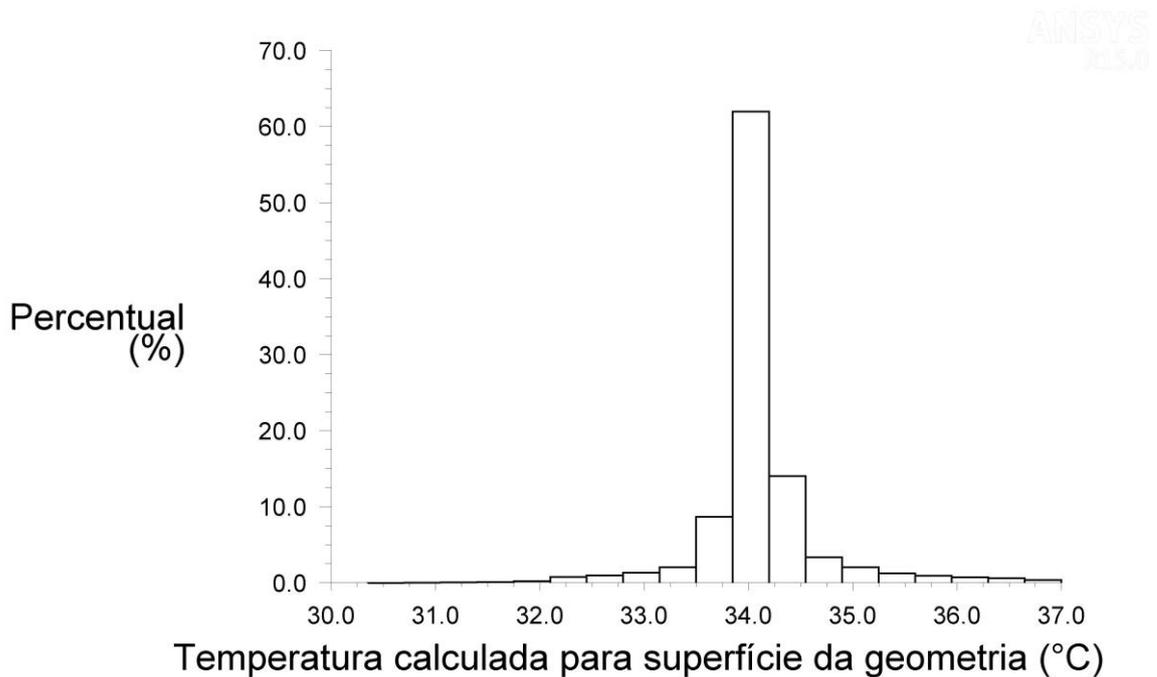
(a)



(b)

FONTE: Produzida pela autora.  
(a) vista frontal; (b) vista lateral.

FIGURA 66 - Histograma de temperatura na superfície obtidos pelo Fluent® para a superfície externa da geometria utilizada no estudo de Caso 4a.



Histogram of Static Temperature

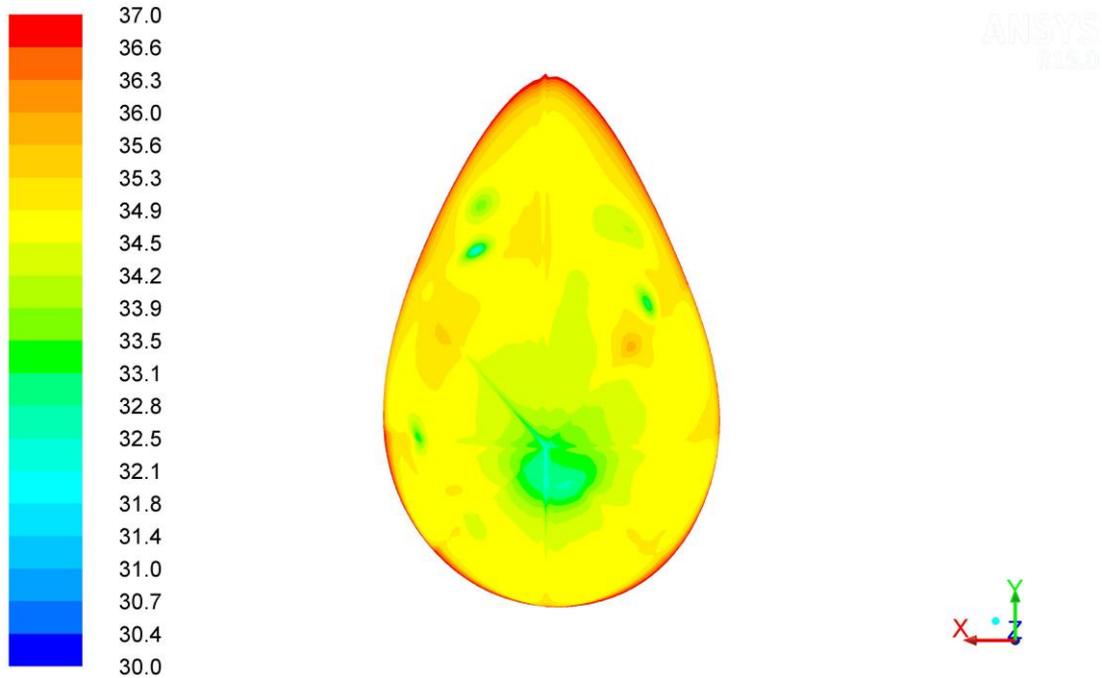
May 03, 2016  
ANSYS Fluent 15.0 (3d, dp, pbns, lam)

FONTE: Produzido pela autora.

b) Tecido glandular e lesão:

Utilizando a mesma geometria do item anterior, a propriedade termofísica do tecido glandular foi associada a cada estrutura, exceto para o tumor ao qual foram associadas às propriedades do tumor maligno, conforme as informações sobre a Paciente #1844369-4 transcritas na Tabela 12. A temperatura máxima calculada pelo Fluent® para a superfície sobre a região do tumor atingiu o valor de 35,7°C. Os perfis de temperatura obtidos para a superfície externa estão na Figura 67. A escala de temperatura foi ajustada para ficar entre 30°C e 37°C. A Figura 68 mostra o histograma da distribuição de temperatura na superfície calculada.

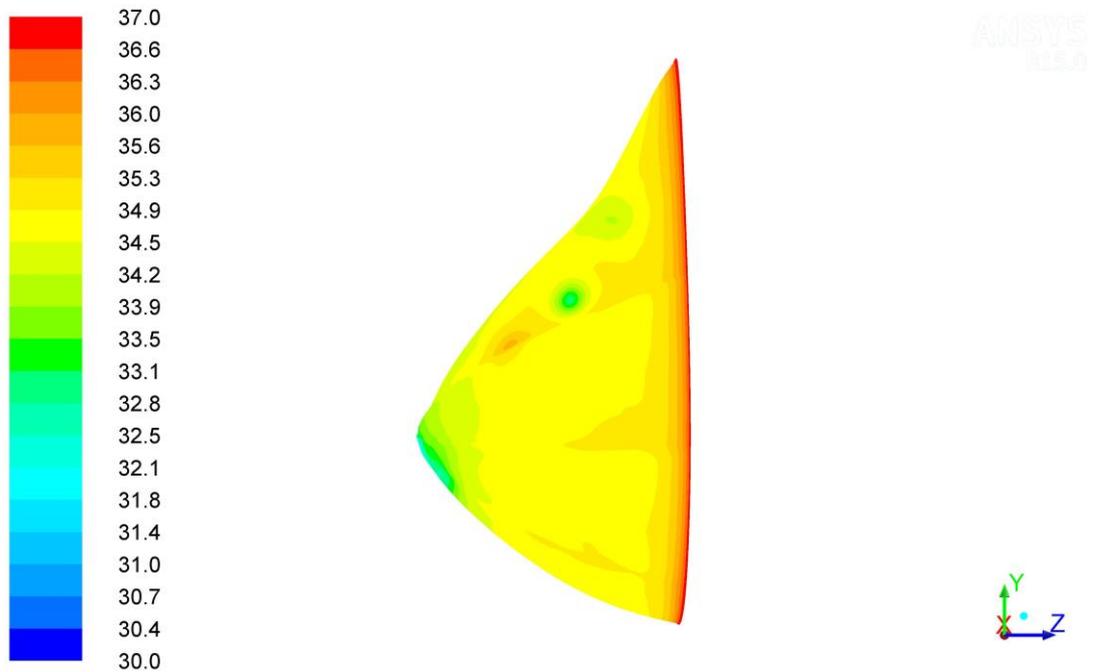
FIGURA 67 - Perfis de temperatura obtidos pelo Fluent® para a superfície externa da geometria utilizada no estudo de Caso 4b.



Contours of Static Temperature (c)

May 03, 2016  
ANSYS Fluent 15.0 (3d, dp, pbns, lam)

(a)



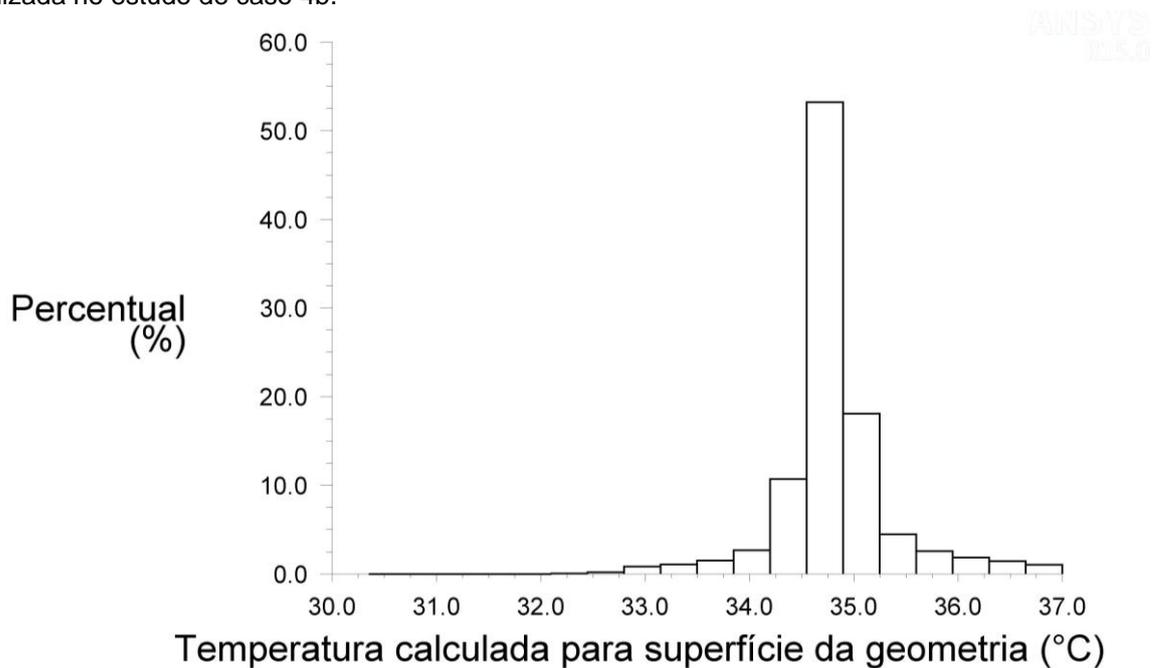
Contours of Static Temperature (c)

May 03, 2016  
ANSYS Fluent 15.0 (3d, dp, pbns, lam)

(b)

FONTE: Produzida pela autora.  
(a) vista frontal; (b) vista lateral.

FIGURA 68 - Histograma de temperatura obtido pelo Fluent® para a superfície externa da geometria utilizada no estudo de caso 4b.



Histogram of Static Temperature

May 03, 2016  
ANSYS Fluent 15.0 (3d, dp, pbns, lam)

FONTE: Produzido pela autora.

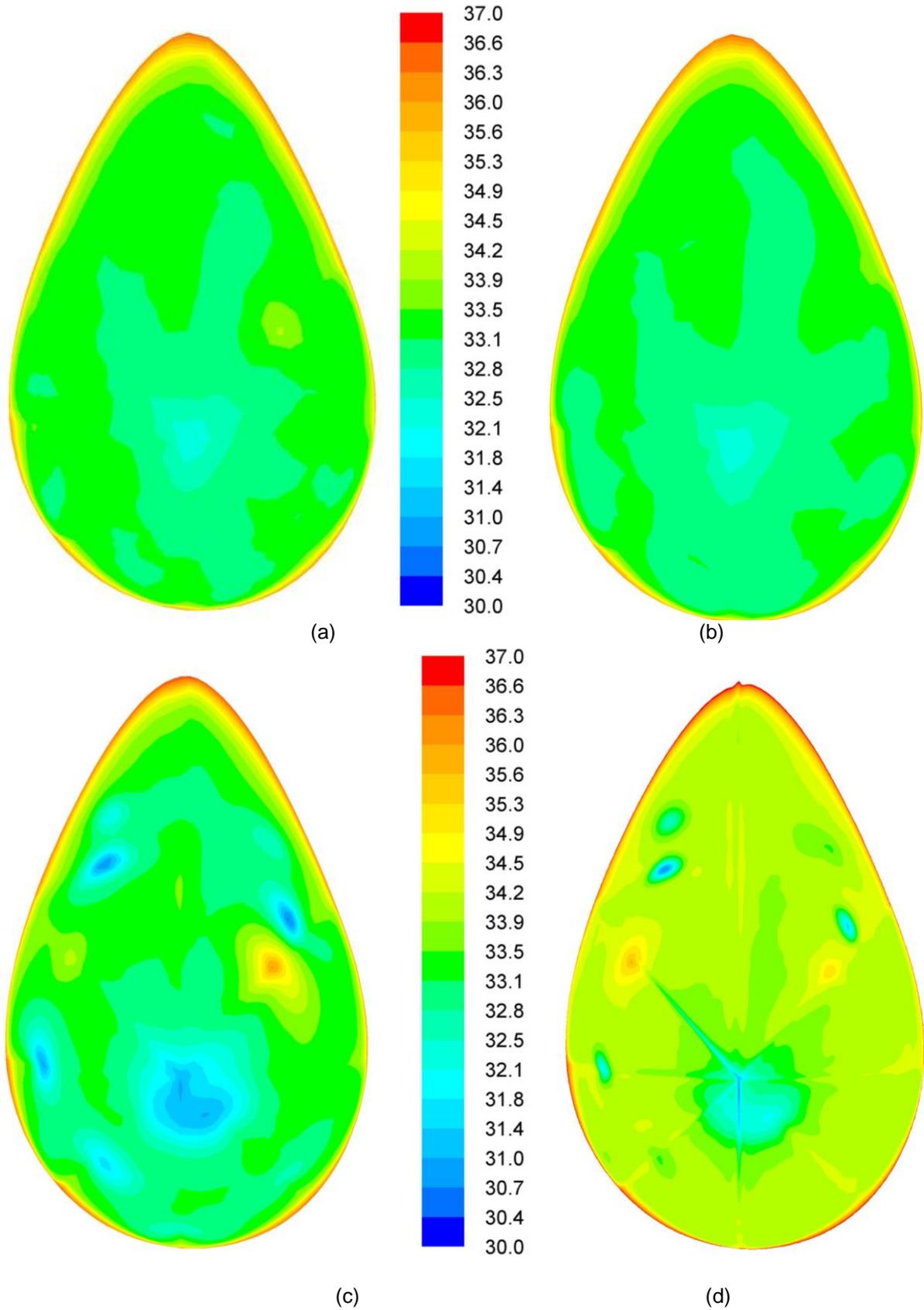
### 5.3.5 Comparação dos resultados

Os resultados dos quatro casos analisados no item anterior podem ser mais bem comparados na Figura 69 e na Figura 70 para as quais os perfis frontais foram dispostos na escala de temperatura 30°C a 37°C. Na Figura 69, observa-se que nos casos para os quais cada elemento interno foi associado as propriedades termofísicas correspondentes, o perfil de temperatura obtido tornou-se visualmente menos uniforme à medida que foram introduzidos os elementos internos na geometria. Fato similar ocorre com os perfis da Figura 70, onde estão dispostos os casos calculados apenas com o tecido glandular associado a todos os elementos internos, exceto ao tumor.

Os resultados dos quatro casos homogêneos podem ser mais bem comparados, na qual os quatro perfis frontais foram dispostos na escala de temperatura 30°C a 40°C. Apenas a Figura 70d contem os cinco ductos lactíferos com suas propriedades termofísicas associadas. As demais figuras contem apenas o tecido glandular associado a todas as estruturas, exceto ao tumor maligno. O perfil

de temperatura obtido tornou-se menos uniforme à medida que o volume dos lóbulos aumentou, apesar de toda a região interna, exceto o tumor maligno, estar associada às propriedades do tecido glandular. A inserção das estruturas referentes aos ductos modificou a distribuição superficial de temperatura.

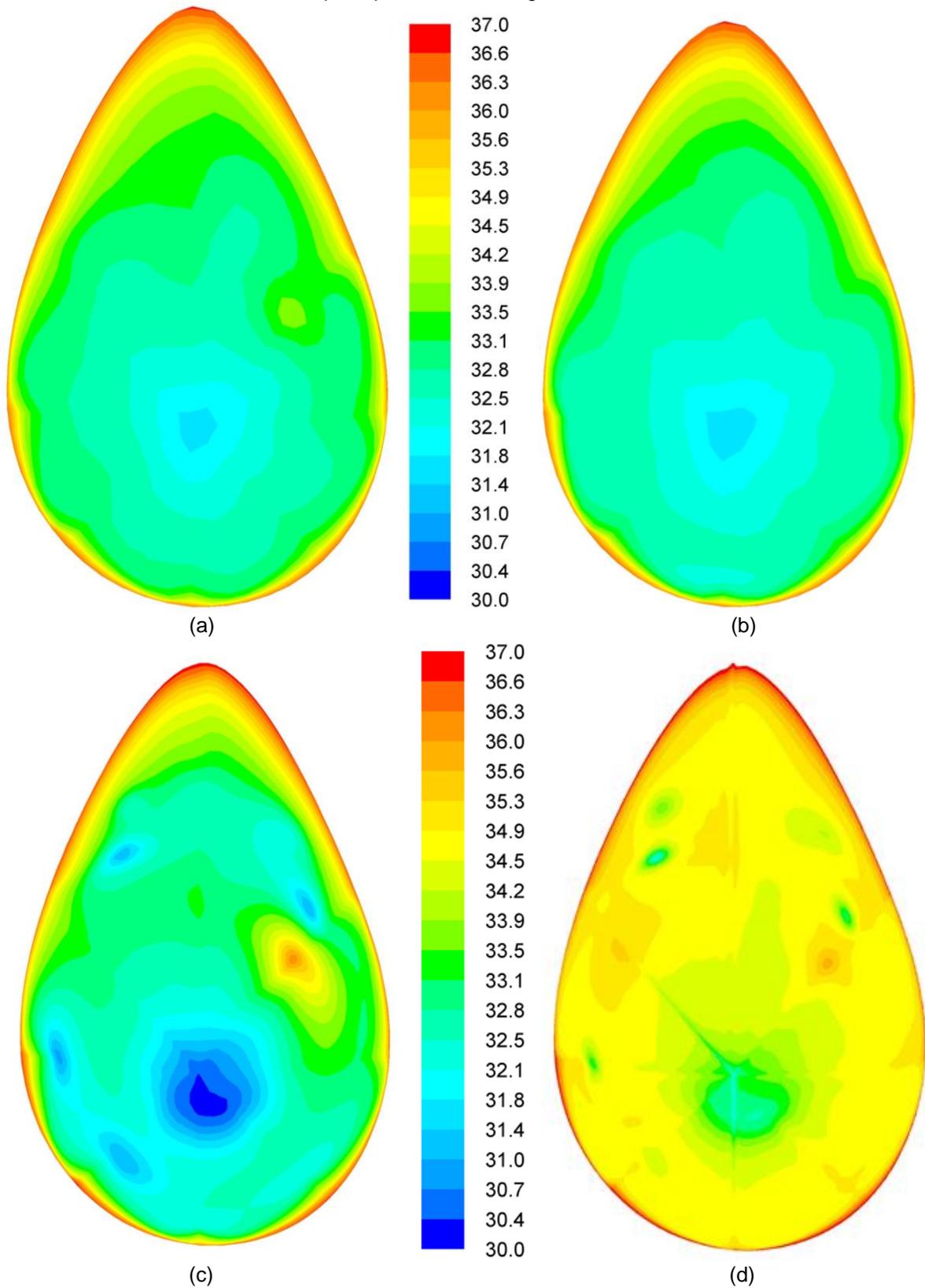
FIGURA 69 - Comparação dos perfis frontais interior da geometria com tecido glandular, tecido adiposo, tumor maligno e, para o Caso 4a, cinco ductos lactíferos principais.



FONTE: Produzida pela autora.

(a) Caso 1a; (b) Caso 2a, (c) Caso 3a, (d) Caso 4a.

FIGURA 70 - Comparação dos perfis frontais interior da geometria com tecido glandular, lesão e, para o Caso 4b, cinco ductos lactíferos principais com tecido glandular.



FONTE: Produzida pela autora.

(a) Caso 1b; (b) Caso 2b, (c) Caso 3b, (d) Caso 4b.

#### 5.4 OBTENÇÃO DE PERFIS DE TEMPERATURA COM USO DA GEOMETRIA OBTIDA PARA MAMA ESQUERDA DA PACIENTE #1844369-4

O cálculo de temperatura conduzido neste capítulo foi efetuado em duas partes: cálculo campo de temperatura, com a geometria composta por tecido homogêneo mais uma lesão; e cálculo de temperatura com a geometria composta por tecido heterogêneo mais uma lesão. A paciente de Prontuário #1844369-4 foi selecionada por ter o chamado “padrão ouro”, ou seja, estava com o diagnóstico concluído, havia registro do tipo de lesão mamária, sua posição, assim como das suas dimensões. A lesão com dimensões e localização está na Tabela 18. O nódulo sólido foi identificado como BI-RADS<sup>®</sup> 5 e a malignidade comprovada por biópsia.

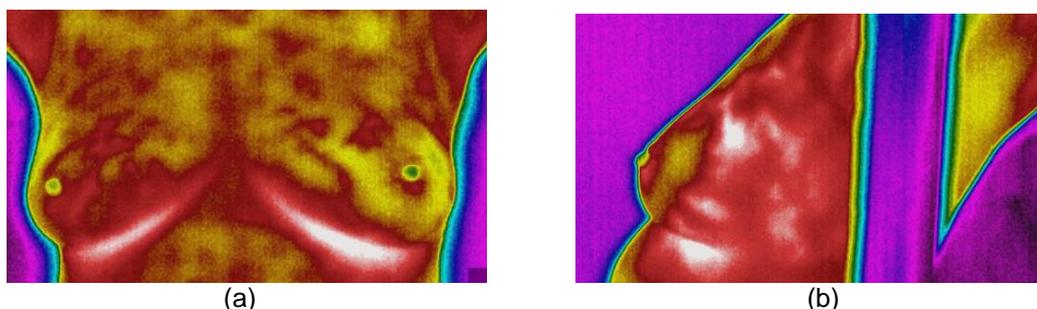
TABELA 18 - Características da Paciente #1844369-4.

Paciente	Idade (anos)	Anomalia	Dimensões (cm)	Posicionamento	Temperatura ambiente (°C)
1844369-4	49	Nódulo sólido na mama esquerda	0,8x 0,8x 1,7	1,6 cm da pele, quadrante superior externo	27,4

FONTE: Produzida pela autora.

O programa de Silva (2010) extraiu os pontos que formam o contorno da mama esquerda da paciente a partir das imagens por IR da Figura 71, conforme descrito no Capítulo 4.1.1. O programa do Capítulo 4.1.2 efetuou o corregristo da geometria substituta da Prótese #2 a essas curvas, obtendo-se o *wireframe* da geometria substituta da paciente e imprimiu o *script* com os comandos para importação e montagem pelo Gambit<sup>TM</sup> da geometria 3D substituta da paciente em estudo, disponibilizado no Apêndice C.

FIGURA 71 - Termogramas para modelagem da mama esquerda da paciente #1844369-4.



FONTE: DEMEC – UFPE

(a) imagem por IR número: IR3137; (B) imagem por IR número: IR3143.

O *script* foi lido pelo Gambit™ para a montagem do volume 3D. A geometria foi salva e a partir deste ponto, o processo seguiu com as instruções inseridas no Gambit™ e no Fluent®.

5.4.1 Obtenção de perfil de temperatura com uso da geometria obtida pelo programa do correto e região interna da mama composta por tecido homogêneo e lesão.

A lesão foi modelada com as dimensões descritas no exame da paciente e transcritas na Tabela 18. A anomalia foi modelada por um cilindro de base circular de raio 0,4mm e 1,7mm de altura, posicionada a 1,6cm da superfície, localizado no quadrante superior externo. A geometria composta pelo volume da mama e o cilindro representando a lesão foi utilizada para a obtenção dos perfis de temperatura por Bezerra (2013).

Uma malha tetraédrica não-estruturada foi inserida em todo o domínio. A malha foi exportada para posterior utilização em cálculos de perfis de temperatura. O teste de estabilidade da malha foi conduzido por Bezerra (2013).

As propriedades termofísicas dos tecidos utilizados estão na Tabela 19. O valor do calor metabólico do tumor com as dimensões deste caso foi calculado pela Equação (4.8) juntamente com a Equação (4.9) com o resultado transcrito na Tabela 19. O coeficiente de transferência de calor foi considerado igual a 13,5 W/m<sup>2</sup>°C.

TABELA 19 - Propriedades termofísicas utilizadas nos cálculos de temperatura para tecido glandular homogêneo.

Tecido	$k$ (Wm <sup>-1</sup> K <sup>-1</sup> )	$\rho$ (kgm <sup>-3</sup> )	$c$ (Jkg <sup>-1</sup> K <sup>-1</sup> )	$\omega$ (s <sup>-1</sup> )	$Q$ (Wm <sup>-3</sup> )
Glandular	0,48 <sup>a, c</sup>	1080 <sup>a, c</sup>	3000 <sup>a, c</sup>	0,0018 <sup>a, c, e</sup>	450 <sup>a, d</sup>
Tumor maligno	0,48 <sup>a, c</sup>	1080 <sup>a, c</sup>	3500 <sup>a, c</sup>	0,009 <sup>a, c, e</sup>	65400 <sup>a, 1</sup>
Sangue humano	0,51 <sup>b</sup>	1060 <sup>a, b</sup>	4200 <sup>a</sup>	-	-

FONTE: Organizada pela autora.

<sup>a</sup> Bezerra (2013); <sup>b</sup> OKAJIMA *et al* (2009); <sup>c</sup> González (2007); <sup>d</sup> Ng e Sudharsan (2001); <sup>e</sup> Gautherie (1980).

As condições de contorno foram temperatura fixa (37°C) da parede posterior da geometria; troca de calor por convecção entre a superfície externa e o meio ambiente. Foi adotada a BHTE para governar o mecanismo de condução de calor no

volume. Adotou-se a temperatura inicial em todo o domínio igual a 37°C, a temperatura ambiente de 27,4°C e temperatura do sangue igual a 37°C. A UDF e a UDF – *define\_source* (FLUENT INC., 2005) foram utilizadas para calcular o termo fonte de perfusão sanguínea que modelou a transferência de calor no domínio.

A temperatura máxima calculada está na Tabela 20. Ela foi comparada com a temperatura máxima da região sobre a lesão na imagem por IR correspondente. O erro assim calculado foi registrado na Tabela 20. O termograma teve as temperaturas corrigidas, para adicionar o erro introduzido pela câmera termográfica por Bezerra (2013).

TABELA 20 - Resultados das simulações da geometria com tecido homogêneo.

Paciente	Temperatura (°C)		Erro relativo (%)
	Perfil simulado	Imagem por IR	
1844369-4	35,18	35,27	0,26

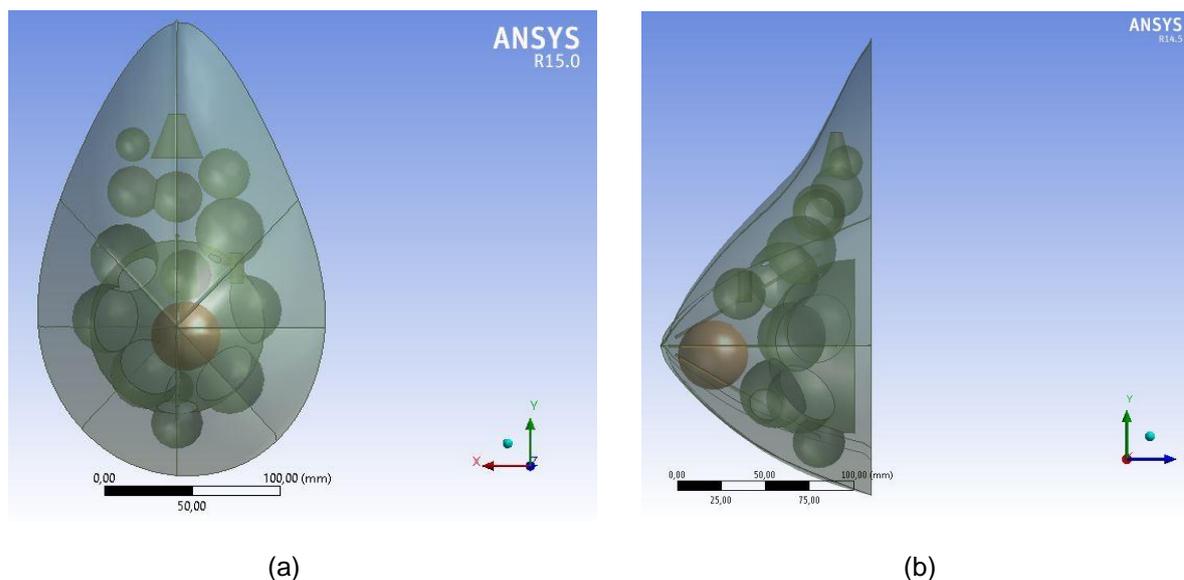
FONTE: Bezerra (2013).

#### 5.4.2 Simulações de perfis de temperatura com uso da geometria composta pela superfície obtida pelo programa do corregristo e região interna composta por lóbulos, ductos lactíferos e tecido adiposo

As estruturas internas da mama foram introduzidas na geometria da Paciente #1844369-4, seguindo a metodologia no Capítulo 4.2. Foram utilizadas esferas para representar os lóbulos, cinco cilindros de 2cm de diâmetro para representar os ductos lactíferos principais e o cilindro para representar o nódulo sólido com as dimensões e localização indicada na Tabela 18. O restante do volume da mama foi composto por tecido adiposo. A referida geometria substituta foi reproduzida na Figura 72. O mamilo e os ductos da região retroareolar do Capítulo 4.2.5 não foram incluídos.

O pré-processador construiu uma malha tetraédrica, não-estruturada, com refinamento ajustada através da função *size function* disponível no Gambit™. Uma malha tetraédrica não-estruturada foi inserida com 2323283 células e 481161 nós, distribuídos conforme a Tabela 21. A malha foi exportada para posterior utilização em cálculos dos perfis de temperatura.

FIGURA 72 - Geometria substituta para a Paciente #1844369-4 do HC - UFPE.



FONTE: Produzida pela autora.  
(a) Vista frontal; (b) vista lateral.

TABELA 21 - Malha tetraédrica não-estruturada da geometria substituta da Paciente #1844369-4 do HC - UFPE.

	Lobo mamário	Tecido adiposo	Nódulo	Ductos
Elementos tetraédricos	567867	1742443	6913	6060
Volume (mm <sup>3</sup> )	524850,86	1108872,9	848,31	6487,60

FONTE: Elaborada pela autora.

As condições de contorno foram temperatura fixa (37°C) da parede posterior da geometria; troca de calor por convecção entre a superfície externa e o meio ambiente. Foi adotada a BHTE para governar o mecanismo de condução de calor no volume. Adotou-se a temperatura inicial em todo o domínio igual a 37°C, a temperatura ambiente de 27,4°C e temperatura do sangue igual a 37°C. A UDF e a UDF – *define\_source* (FLUENT INC., 2005) foram utilizadas para calcular o termo fonte de perfusão sanguínea que modelou a transferência de calor no domínio.

As propriedades termofísicas utilizadas estão transcritas na Tabela 22. As propriedades termofísicas dos ductos lactíferos foram adotadas iguais às propriedades do plasma sanguíneo humano. O valor do calor metabólico do tumor com as dimensões deste caso foi calculado pela Equação (4.8) juntamente com a

Equação (4.9). O coeficiente de transferência de calor foi considerado igual a  $13,5\text{W/m}^2\text{°C}$ .

TABELA 22 - Propriedades termofísicas utilizadas nos cálculos de temperatura para tecido glandular heterogêneo.

Tecido	$k$ ( $\text{Wm}^{-1}\text{K}^{-1}$ )	$\rho$ ( $\text{kgm}^{-3}$ )	$c$ ( $\text{Jkg}^{-1}\text{K}^{-1}$ )	$\omega$ ( $\text{s}^{-1}$ )	$Q$ ( $\text{Wm}^{-3}$ )
Glandular	0,48 <sup>b, d</sup>	1080 <sup>b, d</sup>	3000 <sup>b, d</sup>	0,0018 <sup>b, d, f</sup>	450 <sup>b, e</sup>
Tumor maligno	0,48 <sup>b, d</sup>	1080 <sup>b, d</sup>	3500 <sup>b, d</sup>	0,009 <sup>b, d, f</sup>	65400 <sup>b, 1</sup>
Fibroadenoma	0,48 <sup>b, d</sup>	1080 <sup>b, d</sup>	3500 <sup>b, d</sup>	0,0018 <sup>b, d</sup>	65400 ( $D \leq 1\text{cm}$ ) <sup>b, 1</sup> 25848 ( $D = 2\text{cm}$ ) <sup>b, 1</sup>
Gordura subcutânea da mama	0,21 <sup>a</sup>	911 <sup>a</sup>	2348 <sup>a</sup>	0,0005 <sup>c</sup>	730 <sup>a</sup>
Plasma sanguíneo humano	0,582 <sup>a</sup>	1020,05 <sup>a</sup>	3930 <sup>a</sup>	-	-
Sangue humano	0,51 <sup>c</sup>	1060 <sup>b, c</sup>	4200 <sup>b</sup>	-	-

FONTE: Organizada pela autora.

<sup>a</sup> Hasgall *et al.*, (2015); <sup>b</sup> Bezerra (2013); <sup>c</sup> Okajima *et al.*(2009); <sup>d</sup> González (2007) , <sup>e</sup> Ng e Sudharsan (2001), <sup>f</sup> Gautherie (1980).

<sup>1</sup> O valor de Q para o tumor foi calculado de acordo com o diâmetro do mesmo e utilizando a Equação(4.8) juntamente com a Equação (4.9).

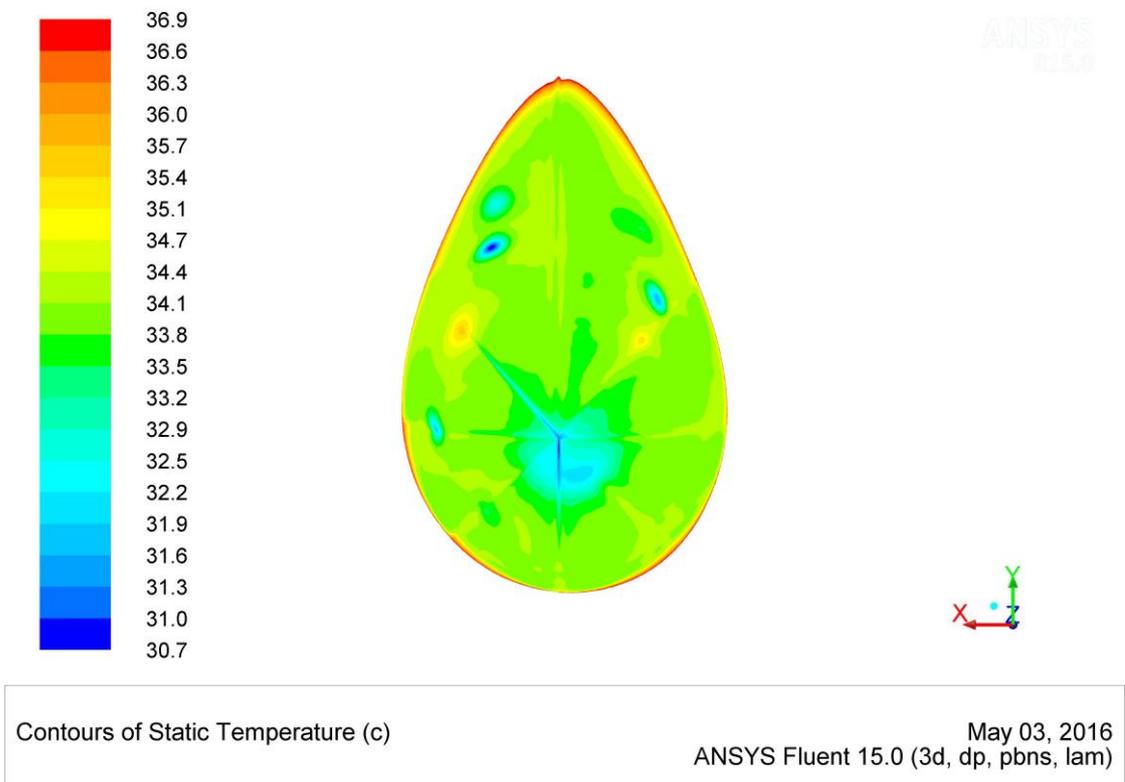
O resultado dos cálculos efetuados pelo Fluent<sup>®</sup> está transcrita na Tabela 23 e os perfis de temperatura calculados estão na Figura 73.

TABELA 23 - Resultados das simulações da geometria com estruturas internas.

Paciente	Temperatura (°C)		Erro relativo (%)
	Perfil simulado	Imagem por IR	
1844369-4	35,20	35,27	0,20

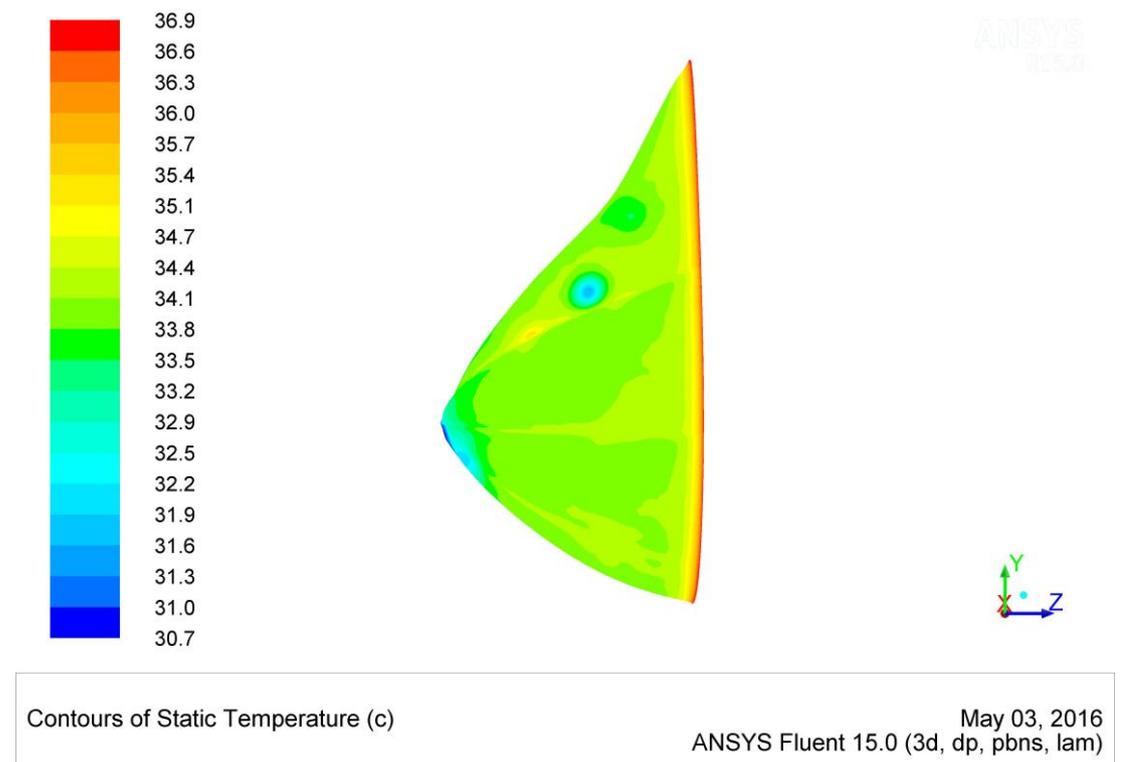
FONTE: Produzida pela autora.

FIGURA 73 - Perfil de temperatura calculado para da geometria substituta da Paciente #1844369-4 do HC - UFPE: vista frontal.



FONTE: Elaborada pela autora.

FIGURA 74 - Perfil de temperatura calculado para da geometria substituta da Paciente #1844369-4 do HC - UFPE: vista lateral.



FONTE: Elaborada pela autora.

## **6 CONCLUSÕES E SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS**

## 6 CONCLUSÕES E SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

Na presente tese, foi apresentada uma metodologia para a criação de geometrias substitutas da mama, adaptando-se geometrias 3D da mama retiradas de próteses mamárias externas. Para personalizar a geometria para cada paciente, foram usadas curvas retiradas de imagens por IR da paciente. A adaptação da prótese foi efetuada pelo corregristo da Prótese #2 a essas curvas, obtendo-se a geometria substituta personalizada para a paciente. Foram inseridos elementos internos correspondentes aos lóbulos, aos ductos lactíferos principais e ao tecido adiposo.

Dos resultados obtidos, pode-se concluir que:

- a) A elaboração de programas computacionais possibilitou que as coordenadas dos pontos da prega inframamária e da lateral externa da mama retiradas das imagens por IR desenvolvido por Silva (2010) pudesse ser utilizada. A rotina para correção da distância entre a paciente e a câmera possibilitou, ainda, a reconstrução tridimensional da mama da paciente nos casos nos quais as distâncias entre a câmera e a paciente na aquisição da imagem frontal com braços levantados e da imagem lateral externa fossem diferentes;
- b) A reconstrução da superfície da mama a partir do corregristo da prótese mamária externa aos contornos da paciente extraídos de imagens por IR foi realizada. O novo modelo 3D resultante possibilitou a simulação de perfis de temperatura, inclusive para casos que não eram possíveis usando-se os modelos geométricos anteriores propostos por Viana (2010);
- c) Após validar o modelo 3D sem incluir as estruturas internas da mama e verificar que seu uso possibilitou a simulação de perfis de temperatura, tais estruturas foram introduzidas na geometria. Sendo assim, a geometria substituta tridimensional construída nesta tese da mama construída nesta tese passou a levar em conta a superfície externa gerada a partir dos contornos da paciente, assim como a gordura subcutânea, ductos lactíferos e a glândula propriamente dita onde está localizado o lobo mamário, com uma configuração completamente nova e mais completa do que as usadas até a presente data;

- d) A estrutura interna da mama foi gerada a partir de dados existentes na literatura, o que possibilitou a obtenção de perfis com distribuição de temperatura superficial mais heterogênea, mais próxima da distribuição de temperatura na mama real medida por imagens termográficas;
- e) A análise visual dos perfis calculados após a inserção de cada elemento interno inserido individualmente demonstrou que quanto mais heterogêneo o meio interno, mais o perfil calculado se aproximou da distribuição de temperatura da imagem por IR;
- f) Para a paciente considerada, o erro da temperatura calculada para a região da superfície da geometria sobre a anomalia em relação à temperatura correspondente na imagem por IR da paciente foi de 0,26% considerando apenas tecido glandular e lesão e 0,20% após a inserção das demais estruturas da mama.

Para trabalhos futuros, sugere-se:

- a) Análise das alterações do perfil de temperatura decorrente da inserção do mamilo e dos ductos lactíferos da região retroareolar;
- b) Cálculo de temperatura efetuado considerando a superfície externa com as propriedades da superfície cutânea e a base com as propriedades de músculo esquelético, transcritas na Tabela 24, assim como considerando as paredes dos ductos lactíferos com as propriedades transcritas na Tabela 28;
- c) Inserção dos vasos sanguíneos e da rede linfática da mama;
- d) Validação dos resultados comparando-se as temperaturas sobre todos os pontos do perfil de temperatura calculado para a superfície da geometria substituta com elementos internos e com as temperaturas superficiais de toda a mama na imagem por IR usando mapeamento de textura com as técnicas desenvolvidas por Santos (2014);
- e) Repetição das estimativas dos parâmetros termofísicos com as técnicas de otimização propostas por Bezerra (2013) utilizando a geometria substituta com estruturas internas da mama.

## **REFERÊNCIAS**

## REFERÊNCIAS

AMALU, W. C. A Review of Breast Thermography. **IACT – International Academy of Clinical Thermography**, p. 21p, 2002.

ARAÚJO, M. C. **Utilização de câmera por infravermelho para avaliação de diferentes patologias em clima tropical e uso conjunto de sistemas de banco de dados para detecção de câncer de mama**. Recife: Universidade Federal de Pernambuco, 2009. 55 p. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica).

ARAÚJO, M. C. **Uso de imagens termográficas para classificação de anormalidades de mama baseado em variáveis simbólicas intervalares**. Recife: Universidade Federal de Pernambuco, 2014. 160 p. Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica).

AZEVEDO-MARQUES, P. M. D. DIAGNÓSTICO AUXILIADO POR COMPUTADOR NA RADIOLOGIA. **Radiologia Brasileira**, São Paulo, v. 34, n. 5, p. 285–293, Setembro - Outubro 2001. ISSN 0100-3984; e-ISSN:1678-7099. 10.1590/S0100-39842001000500008.

BARBOSA, A. **Câncer, direito e cidadania: como a lei pode beneficiar pacientes e familiares**. 14 ed. ed. São Paulo: Atlas, 2012. ISBN 978-85-224-6730-3.

BERNARDES, A. Anatomia da mama feminina. In: OLIVEIRA, C. F. D. **Manual de ginecologia**. Lisboa, Portugal: Permanyer Portugal, v. II, 2011. Cap. 33, p. 167-174.

BEZERRA, L. A. **Uso de imagens termográficas em tumores mamários para validação de simulação computacional**. Recife: Universidade Federal de Pernambuco, 2007. 74 p. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica).

BEZERRA, L. A. **Estimativa dos parâmetros termofísicos da mama e de nódulos mamários a partir de imagens termográficas utilizando técnicas de otimização**. Recife: Universidade Federal de Pernambuco, 2013. 178 p. Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica).

BEZERRA, L. A. et al. **Uma comparação entre temperaturas de mamas obtidas pelo método dos volumes finitos em malhas não-estruturadas e aquelas adquiridas através de termogramas de pacientes de hospital público localizado em clima tropical**. Anais do 8º Congresso Iberoamericano De Engenharia Mecânica. Cusco: [s.n.]. 2007. p. 9pp.

BEZERRA, L. A. et al. Estimation of breast tumor thermal properties using infrared images. **Signal and Image Processing Techniques for Detection of Breast Diseases**, v. 93, n. 10, p. 2851-2863, Outubro 2013. DOI 10.1016/j.sigpro.2012.06.002.

BILODEAU, G. A.; TORABI, A.; MORIN, F. Visible and infrared image registration using trajectories and composite. **Image and Vision Computing**, v. 29, n. 2011, p. 41-50, 2011. DOI 10.1016/j.imavis.2010.08.002.

CARNEIRO, S. M. et al. Anomalias congênitas das glândulas mamárias e da parede torácica. In: RIBEIRO, R. C.; SALTZ, R. **Cirurgia da mama: Estética e reconstrutiva**. Rio de Janeiro: Revinter, 2006. Cap. 8, p. 57-62.

CASELLES, V.; KIMMEL, R.; SAPIRO, G. **Geodesic active contours**. Proceedings of 5th International Conference on Computer Vision. Cambridge, MA, E.U.A.: IEEE Computer Society Press. 1995. p. 694–699. DOI 10.1109/ICCV.1995.466871 Proc. Fifth International Conference on Computer Vision, 1995.

CASSIANI, S. H. D. B. Estratégia para o acesso universal à saúde e cobertura universal de saúde e a contribuição das Redes Internacionais de Enfermagem. **Revista Latino-Americana de Enfermagem**, Ribeirão Preto, São Paulo, v. 22, n. 6, p. 891-892, nov-dez 2014. ISSN 1518-8345. DOI 10.1590/0104-1169.0000.2502.

CAVALCANTI, L. P. D. G. et al. Assistência em Mastologia em uma Unidade de Referência do Sistema Único de Saúde no Ceará, Brasil. **Revista Brasileira de Cancerologia**, v. 58, n. 4, p. 603-609, 2012.

CH ROBOTICS LLC. Understanding Euler Angles. **chrobotics.com**, 2014. Disponível em: <<http://www.chrobotics.com/LIBRARY/UNDERSTANDING-EULER-ANGLES>>. Acesso em: 25 janeiro 2016.

CHRIST, A. et al. The Virtual Family—development of surface-based anatomical models of two adults and two children for dosimetric simulations. **Physics In Medicine and Biology**, v. 55, n. 2010, p. N23 - N38, 21 jan 2010. doi:10.1088/0031-9155/55/2/N01.

CONCI, A.; AZEVEDO, E.; LETA, F. R. **Computação Gráfica**. 1ª. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, v. 2, 2008. ISBN 978-85-352-2329-3.

CONCI, A.; LIMA, R. C. F. **Proposta de Projeto Processamento e Análise de Imagens Aplicadas à Mastologia**. [S.l.], p. 19p. 2007.

CONCI, A.; MELO, R. H. C. **Técnicas de Melhoria e Reconhecimento de Formas por Imagens. Mini curso apresentado no DINCON'2005**. Anais do IV Congresso Temático de Dinâmica Controle e Aplicações. Bauru, SP: [s.n.]. 2005. p. 2149-2180.

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

DIETZEL, M. et al. Co-registration of MR-mammography and X-ray mammography. **European Journal of Radiology**, v. 81, n. 1, p. S27–S29, Sept. 2012. doi:10.1016/S0720-048X(12)70011-6.

DILLER, K. R. Modeling of bioheat transfer processes at high and low temperatures, in: Y.I. Cho (Ed.), vol. 22, , 1992, p. 302. **Advances in Heat Transfer**, Nova York, EUA, v. 22, p. 302, 1992.

D'ORSI, C. J. et al. **ACR BI-RADS Atlas, Breast imaging reporting and data system**. 5ª. ed. Reston, VA - EUA: American College of Radiology, 2013.

DUCK, F. A. **Physical properties of tissue. A comprehensive reference book.** York, Reino Unido: IPEM - Institute of Physics and Engineering in Medicine, 2012.

EKLUND, A. et al. Medical image processing on the GPU – Past, present and future. **Medical Images Analyses**, v. 17, n. 2013, p. 1073-1094, June 2013. doi:10.1016/j.media.2013.05.008.

EKPO, E. U.; HOGG, P.; MCENTEE, M. F. Breast composition: Measurement and clinical use. **Radiography**, online, v. 21, p. 324-333, June 2015.

EL-GAMAL, F. E.-Z. A.; ELMOGY, M.; ATWAN, A. Current trends in medical image registration and fusion. **Egyptian Informatics Journal**, Cairo, Egito, v. 17, p. 99-124, Mar. 2016. ISSN 1110-8665. DOI 10.1016/j.eij.2015.09.002 Disponível online em 21 de outubro de 2015. Acessado em 30 de novembro de 2015.

ELTOUKHY, M. M.; FAYE, I.; SAMIR, B. B. A statistical based feature extraction method for breast cancer diagnosis in digital mammogram using multiresolution representation. **Computer in Biology and Medicine**, v. 42, n. 2012, p. 123 - 128, 2012. DOI 10.1016/j.combiomed.2011.10.016.

FARIN, G. E. **Nurbs: from projective geometry to practical use.** 2<sup>a</sup>. ed. Naiick, MA, EUA: A K Peters, Ltd., 1999.

FENG, Q. et al. **The establishment of the mathematical model of second degree burn injury of human tissues and its application.** Proceedings of the 2005 IEEE Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference. Shanghai, China: [s.n.]. 1-4 Sept. 2005.

FERREIRA, L. F.; PETEL, L. A.; FERNANDES, S. S. A história natural do câncer de mama na paciente jovem: revisão da literatura. **Femina**, v. 39, n. 11, nov. 2011.

FIGUEIRA, R. N. M. et al. Fatores que influenciam o padrão radiológico de densidade das mamas. **Radiology Brasil**, v. 36, n. 5, p. 287 - 291, 2003.

FIGUEIREDO, A. A. A.; GUIMARÃES, G. **Análise numérica da Equação da Biotransferência de Calor.** Anais do Simpósio do Programa de Pós - Graduação em Engenharia Mecânica POSMEC 2014. Uberlândia: [s.n.]. 2014. p. 4p.

FLUENT INC. **Fluent 6.2 - UDF Manual.** New Hampshire: FLUENT Inc., 2005.

FREITAS, G. M. D. Fisiologia da mama. In: RIBEIRO, R. C.; SALTZ, R. **Cirurgia da mama: estética e reconstrutiva.** Rio de Janeiro: Revinter, 2006. Cap. 2, p. 11-19.

FRENK, J. Leading the way towards universal health coverage: a call to action. **The Lancet**, 385, n. 9975, 4 Apr. 2015. 1352–1358. DOI 10.1016/ S0140-6736(14)61467-7.

FWU, P. T. et al. Quantification of regional breast density in four quadrants using 3D MRI - a pilot study. **Translational Oncology**, v. 8, n. 4, p. 250-257, Aug. 2015. DOI 10.1016/j.tranon.2015.04.005.

GAUTHERIE, M. **Thermopathology of breast cancer**: measurement and analysis of in vivo temperature and blood flow. *Annals of the New York Academy Sciences*. [S.l.]: [s.n.]. 1980. p. 383-415. DOI 10.1111/j.1749-6632.1980.tb50764.x.

GAUTHERIE, M.; GROS, C. M. Breast Thermography and Cancer Risk Prediction. **American Cancer Society**, v. 45, p. 51-56, Jan. 1980. DOI 0008-543X/80/0101/0051.

GODOY, S. E. et al. Dynamic infrared imaging for skin cancer screening. **Infrared in Physics & Tecnology**, v. 70, n. 2015, p. 147-152, 2015. DOI 10.1016/j.infrared.2014.09.017.

GOING, J. J.; MOFFAT, D. F. Escaping from flatland: clinical and biological aspects os human mammary duct anatomy in three dimensions. **The Journal of Pathology**, v. 203, n. 1, p. 538-544, May 2004. DOI 10.1002/path.1556.

GOMES, J.; VELHO, L. **Fundamentos da computação gráfica**. 1ª ed - 2ª impressão. ed. Rio de Janeiro: IMPA, Instituto Nacional de Matemática pura e Aplicada, 2008.

GONZÁLEZ, F. J. Thermal simulation of breast tumors. **Revista Mexicana de Física**, v. 53, n. 4, p. 323–326, Aug. 2007. ISSN 0035-001X.

GONZALEZ, R. C.; WOODS, R. C. **Processamento digital de imagens**. 5ª. ed. São Paulo: Pearson Education do Brasil LTDA, 2010.

GOSSELIN, M.-C. et al. Development of a new generation of high-resolution anatomical models for medical device evaluation: the Virtual Population 3.0. **Physics in Medicine and Biology**, v. 59, n. 18, p. 5287–5303, Sept. 2014. DOI 10.1088/0031-9155/59/18/5287.

GUIMARÃES, C. S. C. **Modelagem computacional da biotransferência de calor no tratamento por hipertermia em tumores de duodeno através do método dos volumes finitos em malhas não-estruturadas**. Recife: Universidade Federal de Pernambuco, 2003. 93 p. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica).

HARTLEY, R.; ZISSERMANN, A. **Multiple view geometry in computer vision**. 2ª. ed. Cambridge, Reino Unido: Cambridge University Press, 2003.

HARVEY, J. A.; BOVBJERG, V. E. Quantitative Assessment of Mammographic Breast Density: Relationship with Breast Cancer Risk. **Radiology**, v. 230, n. 1, p. 29–41, Jan. 2004. DOI 10.1148/radiol.2301020870.

HASGALL, P. A. et al. **IT'IS Database for thermal and electromagnetic parameters of biological tissues, versão 3.0**. IT'IS - The Foundation for Research on Information Technologies in Society. Zurich, Suíça. 2015. DOI: 10.13099/VIP21000-03-0.

HE, Y. et al. A numerical coupling model to analyze the blood flow, temperature, and oxygen transport in human breast tumor under laser irradiation. **Computers in Biology and Medicine**, v. 36, n. 2006, p. 1336 - 1350, Aug. 2006.

HORSCH, K. et al. Classification of Breast Lesions with Multimodality Computer-aided Diagnosis: Observer Study. **Radiology**, v. 240, n. 2, Aug. 2006. ISSN 0033-8419 e-ISSN 1527-1315.

HUANG, P. et al. **Virtual Surgery Planning of Breast Reconstruction Using Deformation Modeling and Curve Shape Approximation**. Information Technology Applications in Biomedicine, 2007. ITAB 2007. 6th International Special Topic Conference on. Toquio, Japão: [s.n.]. Nov. 2007. p. 127-130.

IARC. **Breast Cancer Screening**. 1ª. ed. Lyon, France: IARC Press, v. 7, 2002. ISBN 92 832 30078 ISSN 1027-5622.

INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER. **Orientações para elaboração de laudo no sistema de informação do controle do câncer de mama**. edição eletrônica. ed. Rio de Janeiro: Instituto Nacional de Câncer - INCA, 2011.

JIANG, L.; ZHAN, W.; LOEW, M. H. Modeling static and dynamic thermography of the human breast under elastic deformation. **Physics in Medicine and Biology**, v. 56, n. 2011, p. 187-201, 2011. DOI 10.1088/0031-9155/56/1/012.

JORO, R. et al. A dynamic infrared imaging-based diagnostic process for breast cancer. **Acta Radiologica**, v. 50, n. 8, p. 860-869, Oct. 2009. DOI:10.1080/02841850903095377.

JÜTTE, J. et al. In vivo assessment of milk duct orifices in lacting women and association with parameters in the mother and the infant. **BMC Pregnancy and Childbirth**, online, v. 14, n. 124, p. 8pp, Apr. 2014. DOI 10.1186/1471-2393-14-124.

KASS, M.; WITKIN, A.; TERZOPOULOS, D. Snakes: Active Contour Models. **International Journal in Computer Vision**, Boston, v. 1, n. 4, p. 321-331, Jan. 1998. ISSN 0920-5691, eISSN: 1573-1405. DOI 10.1007/BF00133570.

KAUFMAN, L.; ROUSSEEUW, P. J. **Finding groups in data: an introduction to cluster analysis**. Nova Iorque: Wiley, 1990. 386 p. p.

KEYSERLINGK, J. et al. **Overview of functional infrared imaging as part of a multi-imaging strategy for breast cancer detection and therapeutic monitoring**. 24th Annual Conference and the Annual Fall Meeting of the Biomedical Engineering Society EMBS/BMES Conference, 2002. Proceedings of the Second Joint, 2002. Houston, Texas, EUA: Engineering in Medicine and Biology. 2002. p. 1126-1128. DOI 10.1109/IEMBS.2002.1106309.

KING, B. L.; LOVE, S. M. The intraductal approach to the breast: raison d'être. **Breast Cancer Research**, 21 Apr. 2006. DOI 10.1186/bcr1410.

KOCH, M. C. et al. Breast volumetry using a three-dimensional surface assessment technique. **Aesthetic Plastic Surgery**, v. 35, n. 5, p. 847-855, Oct. 2011. ISSN DOI 10.1007/s00266-011-9708-x.

LEE, A. et al. Breast lesion co-localisation between X-ray and MR images using. **Medical Images Analysis**, v. 17, n. 2013, p. 1256-1264, June 2013. DOI 10.1016/j.media.2013.05.011.

LEE, M.-Y.; YANG, C.-S. Entropy-based feature extraction and decision tree induction for breast cancer diagnosis with standardized thermograph images. **Computer Methods and Programs in Biomedicine**, v. 100, p. 269–282, Mar. 2010. DOI 10.1016/j.cmpb.2010.04.014.

LI, J. et al. Identification of biomarkers for breast cancer in nipple aspiration and ductal lavage fluid. **Clinical Cancer Research**, v. 11, n. 23, p. 8312-8320, Dec. 2005.

LOVE, S. M.; BARSKY, S. H. Anatomy of the Nipple and Breast Ducts Revisited. **American Cancer Society**, v. 101, n. 9, p. 1947-1957, Nov. 2004. DOI 10.1002/cncr.20559.

MAIA, C. K. F.; FREITAS, G. M. D.; MONTEIRO, S. S. Anatomia da mama. In: RIBEIRO, R. C.; SALTZ, R. **Cirurgia da mama: estética e reconstrutiva**. Rio de Janeiro: Revinter, 2006. Cap. 1, p. 03-10.

MANNELLO, F.; TONTI, G. A. M.; PAPA, S. Human gross cyst breast disease and cystic fluid: bio-molecular, morphological, and clinical studies. **Breast Cancer Research and Treatment**, v. 97, p. 115-129, 2006. DOI 10.1007/s10549-005-9110-y.

MATHER, P. M.; KOCH, M. **Computer Processing of Remotely-Sensed Images: an introduction**. 4ª. ed. Oxford : John Wiley & Sons, 2011. 460 p. Resumo disponibilizado pela editora.

MINISTÉRIO DA SAÚDE. **Caderno de Diretrizes, Objetivos, Metas e Indicadores: 2013 – 2015**. Brasília: Ministério da Saúde, 2013. 156 p. ISBN 978-85-334-2031-1.

MUKHERJEE, S. **O imperador de todos os males: uma biografia do câncer**. Tradução de Berilo Vargas. São Paulo: Companhia das Letras, 2012. 648 p. ISBN ISBN: 978-85-359-2006-2.

NAKAYAMA, A.; KUWAHARA, F. General bioheat transfer model based on the theory of porous media. **International Journal of Heat and Mass Transfer**, v. 51, n. 2008, p. 3190–3199, 2008. DOI 10.1016/j.ijheatmasstransfer.2007.05.030.

NEWBY, D. Call for debate on NHS donations: Guidelines on commercial sector donations of health equipment should be clarified after concerns were raised over a two-tier NHS, an MSP has urged. **BBC News Channel [Online]**, 2008. Disponível em:

<[http://news.bbc.co.uk/2/hi/uk\\_news/scotland/edinburgh\\_and\\_east/7416732.stm](http://news.bbc.co.uk/2/hi/uk_news/scotland/edinburgh_and_east/7416732.stm)>. Acesso em: 15 jan. 2014.

NG, E. Y. K.; SUDHARSAN, N. M. **An improved three-dimensional direct numerical modeling and thermal analysis of a female breast with tumor**, **Proceedings of the Institute of Mechanical Engineers, Part H, 215 (H1) (2001) 25–37**. J. Eng. Med. [S.l.]: [s.n.]. 2001. p. 25-37.

NG, E. Y.-K. A review of thermography as promising non-invasive detection modality for breast tumor. **International Journal of Thermal Sciences**, v. 48, p. 849–859, 2009. DOI 10.1016/j.ijthermalsci.2008.06.015.

NUNES, E. O.; CONCI, A. . S. 1.-1. 2.--C. T. U. **Segmenting Multi Bands Images by Color and Texture Analysis**. proceedings. 10th International Workshop on Systems, Signals and Image Processing - IWSSIP'03. Praga, República Tcheca: Czech Technical University in Prague. 2003. p. 231-234.

OKAJIMA, J. et al. Dimensionless solutions and general characteristics of bioheat transfer during thermal therapy. **Journal Thermal of Biology**, v. 34, p. 377-384, 2009. DOI 10.1016/j.jtherbio.2009.08.001.

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

ORGANIZAÇÃO MUNDIAL DE SAÚDE. **Estratégia para o acesso universal à saúde e a cobertura universal de saúde**. Organização Mundial de Saúde. Washington, D.C., EUA, p. 26. 2014. 53º Conselho Diretor - 66ª Sessão do Comitê Regional da Organização Mundial de Saúde para as Américas; CD53/5, Rev. 2.

OSHER, S. J.; SETHIAN, J. A. Fronts propagating with curvature-dependent speed: Algorithms based on Hamilton-Jacobi formulations. **Journal of Computational Physics**, v. 79, n. 1, p. 12–49, 1988. ISSN 0021-9991. DOI 10.1016/0021-9991(88)90002-2.

PAWLIK, T. M. et al. Proteomic analysis of nipple aspirate fluid from women with early-stage breast cancer using isotope-coded affinity tags and tandem mass spectrometry reveals differential expression of vitamin D binding protein. **BMC Cancer**, v. 6, n. 68, Mar. 2006. DOI 10.1186/1471-2407-6-68.

PEDICONI, F. et al. Detection and characterization of breast lesions: color-coded signal intensity curve software for magnetic resonance-based breast imaging. In: \_\_\_\_\_ **Cancer imaging: lung and breast carcinomas**. [S.l.]: Elsevier, Inc, 2008. Cap. 24, p. 509-517.

PENNES, H. H. Analysis of Tissue and Arterial Blood Temperatures in the Resting Human Forearm. **Journal of Applied Physiology**, v. I, n. 2, p. 93-122, Aug. 1948. ISSN 8750-7587 eISSN 1522-1601. Disponível em: <http://jap.physiology.org/content/jap/85/1/5.full.pdf> Acessado em 20 dez. 2015.

PEREIRA, C. M. F.; DE MELLO, F. L.; VERGARA, O. R. **Contornos Ativos Geodésicos: Um Método Alternativo para Segmentação de Imagens**. Anais do XIII Simpósio Brasileiro de Sensoriamento Remoto. Florianópolis: INPE. 21-26 abr. 2007. p. 6027-6033.

RAMIÃO, N.; MARTINS, P.; FERNANDES, A. A. **Biomechanical properties of breast tissue: The elastic properties of the breast skin**. IEEE 3rd Portuguese Meeting in Bioengineering. Braga - Portugal: IEEE. 2013. p. 1-6.

RAMSAY, D. T. et al. Anatomy of the lactating human breast redefined with ultrasound imaging. **Journal of Anatomy**, online, v. 206, n. 6, p. 525-534, June 2005. DOI 10.1111/j.1469-7580.2005.00417.x.

REIBSTEIN, J. My experience of breast cancer. **Women's Health Medicine**, v. 3, n. 1, p. 41, Jan. - Feb. 2006. ISSN 1744-1870. DOI 10.1383/wohm.2006.3.1.41.

REMYA, V.; LEKSHMI PRIYA, V. **Simultaneous segmentation and tumor detection in MRI cervical cancer radiation therapy with hierarchical adaptive local affine registration**. 2014 International Conference on Computer Communication and Informatics (ICCCI - 2014). Coimbatore - India: [s.n.]. 2014. DOI 10.1109/ICCCI.2014.6921732.

RING, F. J. et al. Quality assurance for thermal imaging systems in medicine. **Thermology International**, v. 17, p. 103-106, 2007. ISSN 1560-604X.

ROMRELL, L. J.; BLAND, K. I. Anatomia da mama. In: \_\_\_\_\_ **A mama: tratamento compreensivo das doenças benignas e malignas**. São Paulo: Manole, 1994.

RUSBY, J. E. et al. Breast duct anatomy in the human nipple: three-dimensional patterns and clinical implications. **Breast Cancer Research and Treatment**, Estados Unidos, v. 106, n. 2, p. 171-179, 7 Dec. 2006. DOI 10.1007/s10549-006-9487-2.

SAKI, F.; TAHMASBI, A.; SHOKOUHI, S. B. **A novel opposition-based classifier for mass diagnosis in mammography images**. Anais do 17<sup>a</sup> Conferência Iraniana de Engenharia Biomédica. [S.I.]: IEEE. 2010.

SANTOS, L. C. **Desenvolvimento de ferramenta computacional para análise paramétrica da influência da posição e do tamanho de um tumor de mama em perfis de temperatura**. Recife: UFPE/BC, 2009.

SANTOS, L. C. **Plataforma Computacional para Análise de Imagens termográficas visando a detecção e a caracterização de anomalias mamárias**. [S.I.]: UFPE - BC, 2014.

SANTOS, S. K. S. L. et al. **Análise do campo de temperaturas em tumores de próstata submetidos a hipertermia utilizando o método dos volumes finitos e desenvolvimento de uma metodologia usando técnicas de Monte Carlo a ser usada para a validação da análise numérica**. Anais do 8<sup>o</sup> Congresso Iberoamericano de Ingeniería Mecánica. Cusco, Peru: Universidad Católica del Perú. 2007. CD-ROM.

SEHN, E. **Dinâmica da desnaturação térmica das proteínas do sangue e fotoestabilidade de formulações de uso tópico: estudo quantitativo com métodos fototérmicos**. Maringá: Universidade Estadual de Maringá - BC, 2009. 123 p. Tese (Doutorado em Física).

SETHIAN, J. A. **Level Set Methods and Fast Marching Methods: Evolving Interfaces in Computational Geometry, Fluid Mechanics, Computer Vision, and Materials Science**. 2<sup>a</sup>. ed. Cambridge, Inglaterra: Cambridge University Press, 1999. 404 p. p.

SHIH, T. C.; KOU, H. S.; LIN, W. L. The impact of thermally significant blood vessels in perfused tumor tissue on thermal dose distributions during thermal therapies. **Int. Commun. Heat Mass Transfer**, v. 30, n. 7, p. 975-985, 2003.

SHITZER, A. et al. Numerical analysis of an extremity in a cold environment including counter current arterio-venous heat exchange. **Trans. ASME, J. Biomech. Eng.**, v. 119, p. 179–186, 1997.

SILVA, E. S. D. **Simulador radiográfico antropomórfico de mama humana**. Natal - RN: Universidade Federal do Rio Grande do Norte, 2012. 113 p. Dissertação (Mestrado em Ciência e Engenharia de Materiais).

SILVA, J. D. D.; LYRA, P. R. M.; LIMA, R. D. C. F. D. Análise computacional do dano térmico no olho humano portador de um melanoma de coróide quando submetido à termoterapia transpupilar a laser. **Revista Brasileira de Engenharia Biomédica - Brazilian Journal of Biomedical Engineering**, Rio de Janeiro, v. 29, n. 1, p. 57-69, jan/mar 2013. DOI:10.4322/rbeb.2013.008.

SILVA, S. V. **Reconstrução da geometria da mama a partir de imagens termográfica**. Niterói: Universidade Federal Fluminense, 2010. Tese (Doutorado em Computação).

SINGH, S. et al. Computer-aided Classification of Breast Masses: Performance and Interobserver Variability of Expert Radiologists versus Residents. **Radiology**, v. 258, n. 1, p. 73-80, Jan. 2011. ISSN 0033-8419 eISSN 1527-1315. DOI 10.1148/radiol.10081308.

SOLEMANI, M. et al. Medical imaging and physiological modeling: linking physics and biology. **Biomedical Engineering OnLine**, p. 3p, 2009. DOI 10.1186/1475-925X-8-1.

SUN, L. et al. **A Novel Classification Scheme for Breast Masses Based on Multi-View Information Fusion**. Anais da 4ª Conferência Internacional de Bioinformática e Engenharia Biomédica. [S.I.]: IEEE. 2010. p. 1-4.

TANG, S. S. K. et al. Mammary ductoscopy in the current management of breast disease. **Surgery Endoscopy**, v. 25, p. 1712–1722, 2011. DOI 10.1007/s00464-010-1465-4.

TEPPER, O. M. et al. Virtual 3-dimensional modeling as a valuable adjunct to aesthetic and reconstructive breast surgery. **The American Journal of Surgery**, v. 192, n. 4, p. 548-551, Oct. 2006. DOI 10.1016/j.amjsurg.2006.06.026.

THURFJEL, L. E.; LERNEVALL, K.; TAUBE, A. Benefit of independent double reading in a population-based mammography screening program. **Radiology**, v. 191, n. 1, p. 241-4, Apr. 1994. DOI 10.1148/radiology.191.1.8134580.

TOLEDO, L. F.; LOUREIRO, F. S. **Problemas de biotransferência de calor: simulações numéricas de queimaduras de pele**. Anais de XI Simpósio de Mecânica Computacional - II Encontro Mineiro de Modelagem Computacional. Juiz de Fora - MG: [s.n.]. 2014.

VALVANO, J. W.; CUCHRAN, J. R.; DILLER, K. R. Thermal conductivity and diffusivity of biomaterials measured with self-heated thermistors. **International Journal of Thermophysics**, v. 3, p. 301-311, Nov. 1985.

VELHO, L.; GOMES, J. **Sistemas gráficos 3D**. 2ª. ed. Rio de Janeiro: Instituto Nacional de Matemática Pura e Aplicada - IMPA, 2007.

VIANA, M. J. D. A. **Simulação do perfil de temperatura na mama através de geometria substituta obtida a partir de prótese mamária externa**. Recife: Universidade Federal de Pernambuco, 2010. 118 p. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica).

WISHART, G. C. et al. The accuracy of digital infrared imaging for breast cancer detection in women undergoing breast biopsy. **EJSO**, v. 36, n. 2010, p. 535 - 540, 2010. DOI 10.1016/j.ejso.2010.04.003.

WISSELER, E. H. Pennes' 1948 revisited. **Journal of Applied Physiology**, v. 85, n. 1, p. 35-41, July 1998. ISSN 8750-7587 eISSN1522-1601.

ZHANG, F. et al. Texture reconstruction of 3D sculpture using non-rigid transformation. **Journal of Cultural Heritage**, v. 16, n. 2015, p. 648–655, 2015. DOI 10.1016/j.culher.2014.11.004.

ZHAO, H. et al. **Classification of breast masses based on multi-view information fusion using multi-agent method**. Anais da 5ª Conferência Internacional em Bioinformática e Engenharia Biomédica. Wuhan: IEEE. 2011. p. 4 pp. DOI: 10.1109/icbbe.2011.5780304.

## **APÊNDICE A**

## APÊNDICE A - PROPRIEDADES TERMOFÍSICAS DOS TECIDOS

TABELA 24 - Propriedades termofísicas do músculo esquelético e da pele humana.

Tecido	Espessura (m)	k (Wm <sup>-1</sup> K <sup>-1</sup> )	ρ (kgm <sup>-3</sup> )	c (Jkg <sup>-1</sup> K <sup>-1</sup> )	ω (s <sup>-1</sup> )	Q (Wkg <sup>-1</sup> )
Músculo esquelético		0,50 <sup>d</sup>				
		0,49 <sup>e</sup>	1050 <sup>d</sup>	3465 <sup>d</sup>		
Epiderme	5x10 <sup>-5a</sup>	0,255 <sup>a</sup>	-	4,32x10 <sup>3a</sup>	-	
	1,5x10 <sup>-3a</sup>	0,523 <sup>a</sup>		3,87x10 <sup>3a</sup>		
Derme	1,6 x10 <sup>-3c</sup>	0,498±0,001 <sup>c</sup>	1200 <sup>b,c</sup>	3,30x10 <sup>3d</sup>	0,0005 <sup>b</sup>	
			1109 <sup>e</sup>	3,391 x10 <sup>3e</sup>	0,0013 <sup>d</sup>	
	2x10 <sup>-3b</sup>	0,523 <sup>b</sup>		3,4x10 <sup>3b</sup>	0,0012 <sup>c</sup>	1,65 <sup>e</sup>
Tecido subcutâneo	1x10 <sup>-2a</sup>	0,167 <sup>a</sup>		2,76x10 <sup>3a</sup>		
	1x10 <sup>-2b</sup>	0,21 <sup>b</sup>	1x10 <sup>6b</sup>	3,06x10 <sup>3b</sup>	5x10 <sup>-4b</sup>	

FONTE: Organizada pela autora.

<sup>a</sup> Feng *et al.* (2005); <sup>b</sup> Toledo e Loureiro (2014); <sup>c</sup> Duck (2012); <sup>d</sup> Okajima *et al* (2009); <sup>e</sup> Hasgall *et al.*(2015).

TABELA 25 - Propriedades termofísicas utilizadas nos artigos do Capítulo 2 para tecido glandular, tecido adiposo, tumor maligno, tumor benigno (fibroadenoma), plasma sanguíneo e sangue.

Tecido	k (Wm <sup>-1</sup> K <sup>-1</sup> )	ρ (kgm <sup>-3</sup> )	c (Jkg <sup>-1</sup> K <sup>-1</sup> )	ω (s <sup>-1</sup> )	Q (Wm <sup>-3</sup> )
Glandular	0,48 <sup>b,d</sup>	1080 <sup>b,d</sup>	3000 <sup>b,d</sup>	0,0018 <sup>b,d,f</sup>	450 <sup>b,e</sup>
Tumor maligno	0,48 <sup>b,d</sup>	1080 <sup>b,d</sup>	3500 <sup>b,d</sup>	0,009 <sup>b,d,f</sup>	65400 <sup>b,1</sup>
Fibroadenoma	0,48 <sup>b,d</sup>	1080 <sup>b,d</sup>	3500 <sup>b,d</sup>	0,0018 <sup>b,d</sup>	65400 (D≤1cm) <sup>b,1</sup> 25848 (D=2cm) <sup>b,1</sup>
Gordura subcutânea da mama	0,21 <sup>a</sup>	911 <sup>a</sup>	2348 <sup>a</sup>	0,0005 <sup>c</sup>	730 <sup>a</sup>
Plasma sanguíneo humano	0,582 <sup>a</sup>	1020,05 <sup>a</sup>	3930 <sup>a</sup>	-	-
Sangue humano	0,51 <sup>c</sup>	1060 <sup>b,c</sup>	4200 <sup>b</sup>	-	-

FONTE: Organizada pela autora.

<sup>a</sup> Hasgall *et al* (2015); <sup>b</sup> Bezerra (2013); <sup>c</sup> Okajima *et al.*(2009); <sup>d</sup> González (2007); <sup>e</sup> Ng e Sudharsan (2001); <sup>f</sup> Gautherie (1980).

<sup>1</sup> O valor de Q para o tumor foi calculado de acordo com o diâmetro do mesmo e utilizando a Equação(4.8) juntamente com a Equação (4.9).

TABELA 26 - Propriedades termofísicas dos tecidos utilizadas por Das e Mishra (2015).

Tecido	$k$ ( $Wm^{-1}K^{-1}$ )	$\rho$ ( $kgm^{-3}$ )	$c$ ( $Jkg^{-1}K^{-1}$ )	$\omega$ ( $s^{-1}$ )	$Q$ ( $Wm^{-3}$ )
Tecido glandular	0,42 <sup>a</sup>	920 <sup>a</sup>	3000 <sup>a</sup>	0,00018 <sup>a</sup>	450 <sup>b</sup>
Sangue	-	1052 <sup>a</sup>	3800 <sup>a</sup>	-	-
Tumor maligno	-	-	-	0,009 <sup>a</sup>	29000 <sup>b</sup>

FONTE: Organizada pela autora.

<sup>a</sup>González (2007); <sup>b</sup>Gautherie (1980).

TABELA 27 - Propriedades termofísicas dos tecidos utilizadas por He *et al.* (2006).

Tecido	$k$ ( $Wm^{-1}K^{-1}$ )	$\rho$ ( $kgm^{-3}$ )	$c$ ( $Jkg^{-1}K^{-1}$ )	Viscosidade ( $m^2s^{-1}$ )	Coefficiente de absorção ( $m^{-1}$ )
Gordura subcutânea	0,22	930	2770	-	100
Tecido glandular	0,48	1050	3770	-	100
Tumor maligno	0,48	1050	3770	-	100
Sangue	0,45	1100	3300	$4 \times 10^{-6}$	-

FONTE: Organizada pela autora.

Valores utilizados por He, Shirazak, *et al.* (2006) foram compilados de Shih, Kou e Lin (2003), Ng e Sudharsan (2001), Shitzer *et al.* (1997) e Diller (1992)

TABELA 28 - Propriedades termofísicas das paredes dos ductos lactíferos e paredes dos vasos sanguíneos.

Tecido	$k$ ( $Wm^{-1}K^{-1}$ )	$\rho$ ( $kgm^{-3}$ )	$c$ ( $Jkg^{-1}K^{-1}$ )	$\Omega$ ( $s^{-1}$ )	$Q$ ( $Wm^{-3}$ )
Paredes dos ductos lactíferos ( <i>Mucous membrane</i> )	0,34 <sup>a</sup>	1102 <sup>a</sup>	3150 <sup>a</sup>	594 <sup>a</sup>	9,19 <sup>a</sup>
Paredes dos vasos sanguíneos	0,462 <sup>a</sup>	1101,50 <sup>a</sup>	3306 <sup>a</sup>	150 <sup>a</sup>	9,19 <sup>a</sup>

FONTE: Organizada pela autora.

<sup>a</sup>Hasgall *et al.* (2015); <sup>b</sup>Duck (2012).

TABELA 29 - Propriedades termofísicas da artéria aorta, plasma sanguíneo, sangue, tecidos patológicos da mama.

Tecido	$k$ ( $Wm^{-1}K^{-1}$ )	$\rho$ ( $kgm^{-3}$ )	$c$ ( $Jkg^{-1}K^{-1}$ )	$\Omega$ ( $s^{-1}$ )	$Q$ ( $Wm^{-3}$ )	$\alpha$ ( $cm^2s^{-1} \times 10^3$ )
Artéria aorta	$0,476 \pm 0,041$ <sup>b,1</sup>					$1,27 \pm 0,07$ <sub>b,1</sub>
Plasma sanguíneo humano	$0,582$ <sup>a</sup> $0,582 \pm 0,03$ <sup>b</sup>	$1020,05$ <sup>a</sup>	$3930$ <sup>a,b</sup>	-	-	$1,21 \pm 0,05$ <sub>b,3</sub>
Sangue	$0,51685714$ <sup>a</sup> $0,484 - 0,491$ <sup>b,2</sup>	$1049,75$ <sup>a</sup>	$3617$ <sup>a</sup> $3840$ <sup>b</sup>	-	-	
Mama humana - <i>scirrhous</i>	$0,397 \pm 0,004$ <sup>b</sup>					
Mama humana - <i>musciuous (colloid)</i>	$0,527 \pm 0,041$ <sup>b</sup>					
Mama humana - adenocarcinoma	$0,564$ <sup>b</sup> $k = k_0 + k_1 * T$ <sup>c,4</sup>					$\alpha = \alpha_0 + \alpha_1 * T$ <sup>c,5</sup>

FONTE: Organizada pela autora.

<sup>a</sup> Hasgall *et al.*(2015); <sup>b</sup> Duck (2012); <sup>c</sup> Valvano, Cuchran e Diller (1985).

<sup>1</sup> 35°C; <sup>2</sup> 44% de hemácias; <sup>3</sup> 21°C;

<sup>4</sup>  $k_0 = 0,4194 Wm^{-1}K^{-1}$ ,  $k_1 = 0,003911 Wm^{-1}K^{-1}C^{-1}$ , T = temperatura (°C);

<sup>5</sup>  $\alpha_0 = 1617 mm s^{-1}$ ,  $\alpha_1 = -0,00049 mm s^{-1}C$ , T = temperatura (°C).

## **APÊNDICE B**

## APÊNDICE B - OPERAÇÕES EM IMAGENS DIGITAIS

O processo de análise de imagens pode ser considerado em três níveis. O nível mais básico no qual o processamento de imagens considera um conjunto de técnicas de processamento de sinais bidimensionais para sua filtragem, alinhamento e realce (CONCI e MELO, 2005). O nível intermediário, no qual técnicas de segmentação de imagens, reconhecimento de padrões e *warping / morphing* combinam imagens originadas de diferentes fontes para distinguir objetos e suas propriedades nas imagens do mesmo órgão ou região obtidas por diferentes técnicas (MATHER e KOCH, 2011) (NUNES e CONCI, 2003). Segundo Sethian (1999) e Kaufman e Rousseeuw (1990), um desafio fundamental na mineração de imagens é determinar como a representação de *pixel* (baixo nível) que está contida em uma imagem ou em uma sequência de imagens, pode ser processada para identificar objetos e relacionamentos espaciais em alto nível.

Esta apêndice é um breve resumo das operações que de alguma forma foram utilizadas durante a pesquisa para a elaboração do presente trabalho, portanto, existem outras operações que não foram comentadas. As operações que aqui estão, foram dispostas de acordo com sua classificação quanto à área de processamento, quanto às operações realizadas na imagem original e quanto à linearidade. As observações a seguir são baseadas nos livros de Gonzales e Woods (2010), Conci, Azevedo e Leta (2008), Gomes e Velho (2008) e Velho e Gomes (2007).

Uma imagem digital pode ser representada por uma matriz de números inteiros cujas linhas e colunas identificam um ponto na imagem,  $(x_i, y_i)$ , e cujo valor,  $f(x_i, y_i)$ , corresponde ao nível de cinza ou à intensidade de uma banda da imagem naquele ponto. As operações sobre imagens são, na verdade, operações aritméticas e/ou lógicas sobre os elementos dessa matriz que compõe a imagem utilizando operações de arranjo matricial.

Vale ressaltar a diferença entre operações com arranjos matriciais e operações com matrizes. Para arranjo matricial, as operações são efetuadas entre os elementos correspondentes. Por exemplo, em uma operação de multiplicação com arranjos o elemento na posição  $(i, j)$  de um arranjo é multiplicado pelo elemento na posição  $(i, j)$  correspondente no outro arranjo, Equação (B 1).

$$M_a M_b = \begin{bmatrix} a_{11} & a_{12} \\ a_{21} & a_{22} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} b_{11} & b_{12} \\ b_{21} & b_{22} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} a_{11}b_{11} & a_{12}b_{12} \\ a_{21}b_{21} & a_{22}b_{22} \end{bmatrix} \quad (\text{B 1})$$

onde:

$M_a$  = arranjo matricial  $a$ ;

$M_b$  = arranjo matricial  $b$ ;

$a_{ij}$  = elemento de  $M_a$ ;

$b_{ij}$  = elemento de  $M_b$ .

Operações matriciais seguem as regras gerais de matrizes, como exemplificado Equação (B 2) para o produto entre duas matrizes 2x2.

$$M_a M_b = \begin{bmatrix} a_{11} & a_{12} \\ a_{21} & a_{22} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} b_{11} & b_{12} \\ b_{21} & b_{22} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} a_{11}b_{11} + a_{12}b_{21} & a_{11}b_{12} + a_{12}b_{22} \\ a_{21}b_{11} + a_{22}b_{21} & a_{21}b_{12} + a_{22}b_{22} \end{bmatrix} \quad (\text{B 2})$$

Pode-se usar uma ou mais imagens de entrada para obter a imagem de saída. A operação é unária quando for suficiente apenas uma imagem de entrada, tais como histograma, mudança de resolução (quantização), entre outras. É binária quando são utilizadas duas imagens de entrada. Pode-se citar como exemplos a fusão de imagens por operações aritméticas e fusão de imagens por operações booleanas. Múltiplas imagens onde são utilizadas três ou mais imagens de entrada para formar uma única saída, como por exemplo, detecção de contornos tridimensionais em imagens médicas e identificação de texturas em imagens de satélite.

#### *Operações locais x operações globais*

As imagens podem ser processadas pontualmente nos *pixels* ou globalmente. Operações pontualmente nos *pixels* são aquelas onde o *pixel* da imagem final depende do *pixel* correspondente na imagem inicial. Cada elemento da matriz original é manipulado através de operações aritméticas e/ou lógicas para se obter o valor do elemento correspondente, isto é mesma linha e coluna, da matriz resultante. Tais operações são realizadas conforme a Equação (B 3).

$$I_f = op I_o \quad (\text{B 3})$$

onde:

$I_o, I_f$  = matrizes das imagens original e final, respectivamente;

$op$  = operador aritmético ou lógico.

O *pixel* da imagem resultante depende da vizinhança original. São aplicadas em operações de filtragem e de correção do efeito *aliasing*. Nas transformações geométricas (rotação/translação) e nas deformações (*warping/morphing*) pode ocorrer expansão e superposição. Expansão são vazios na imagem final devido à ausência de informações da imagem original enquanto que superposição são regiões onde ocorrem contrações quando mais de um ponto da imagem final recebe informações do mesmo ponto da imagem original.

Para corrigir esses efeitos, pode-se fazer a superamostragem, ou seja, aumentar a frequência de amostra e calcular a média dos valores desse conjunto de amostras. Para melhorar o resultado da superamostragem, pode-se aplicar o filtro de média. O filtro de média também diminui os ruídos. Entretanto, sua aplicação pode diminuir a definição dos contornos.

Operações globais são aquelas nas quais cada *pixel* da imagem final recebe informações resultantes do processamento de toda a imagem ou de uma região no seu interior. Transformada de Fourier, transformada de *wavelet* e transformadas de Hough são exemplos dessas operações. Transformada de Fourier é base de teorias de processamento de sinais, transformadas de *wavelet* decompõem a imagem em uma estrutura de multirresolução e a descreve como coeficientes das diversas bases usadas enquanto que transformadas de Hough identificam formas geométricas na imagem descrevendo a imagem no domínio dos parâmetros dessa forma.

### *Operações aritméticas*

Operações aritméticas são operações de soma, subtração, multiplicação e divisão. As imagens são consideradas arranjos de matrizes, ou seja, a operação é aplicada elemento a elemento. A soma é usada para diminuir o efeito do ruído na imagem, a subtração é aplicada para remover elementos do fundo da imagem, multiplicação e divisão podem ser aplicadas para correção de sombreamento e mascaramento.

As operações aritméticas são aplicadas a *pixels* com tons variados. Os valores obtidos podem estar fora dos limites aceitáveis para os tons da imagem. Quando os valores estão menores que o mínimo chama-se *underflow*. O oposto, ou seja, quando os valores são maiores do que o valor máximo aceitável, diz-se que ocorreu *overflow*.

Esses efeitos podem ser corrigidos truncando os valores que excedem o limite de forma que valores abaixo do limite são corrigidos para o valor mínimo e valores acima do limite são corrigidos para o valor máximo ou reescalonar a imagem conforme a Equação (B 4).

$$r = \frac{H_{o\ max} - H_{o\ min}}{H_{f\ max} - H_{f\ min}} (H - H_{f\ min}) \quad (\text{B 4})$$

onde:

$r$  = tom escalonado para o *pixel* analisado;

$H_{o\ max}$ ,  $H_{f\ max}$  = tonalidade máxima original e final, respectivamente;

$H_{o\ min}$ ,  $H_{f\ min}$  = tonalidade mínima original e final, respectivamente;

$H$  = tonalidade obtida na operação para o *pixel* analisado.

### Operações lógicas (booleana) e de conjuntos

Geralmente, são utilizadas em imagens binárias com o objetivo de extração de características e análise de formas. São quatro tipos: 'E' (*and*,  $x \cup y$ ), 'OU' (*or*,  $x \cap y$ ), 'OU exclusivo' (*XOR*) e complemento (*não*, *not*,  $\bar{X}$ ).

A união de duas imagens é a operação 'E' na lógica booleana. Para imagens em tons de cinza, a imagem final para essa operação terá o valor de cada *pixel* igual ao maior valor entre os *pixels* das imagens iniciais nas coordenadas correspondentes.

Ao aplicarmos a operação 'OU' em duas regiões de uma imagem, a imagem final será o conjunto de *pixels* que pertencem a uma ou a outra ou a ambas. A imagem gerada com a aplicação do operador 'OU exclusivo' será uma imagem com os *pixels* pertencentes a uma imagem ou a outra imagem. Os *pixels* pertencentes às duas imagens não estarão na imagem final. Portanto, 'OU exclusivo' corresponde à interseção de conjuntos.

O complemento de uma região da imagem são os *pixels* da imagem que não pertencem a esta região. Por exemplo: considerando uma imagem cujos *pixels* assumem apenas os valores 0 ou 1 e sendo 'Z' o conjunto de pontos de valor unitário, a imagem formada pela aplicação da operação  $\bar{Z}$  à imagem original será o conjunto de pontos com valor nulo.

### Operações morfológicas

As operações morfológicas compreendem aquelas que atuam sobre a topologia e a estrutura da imagem. *Warping* são operações que modificam apenas

forma da imagem enquanto que no *morphing* ocorrem também modificações na cor e na textura, obtendo efeitos de transição de uma imagem para outra. Segmentos de controle, ao invés de triangularizações, são usados para controlar as distorções formando figuras intermediárias ao serem mapeados. A transformação segue funções predeterminadas que podem ser diferentes para cada região da figura. As regras de deformação em cada região são função da proximidade do *pixel* às retas de controle, sendo necessário, portanto, definir regiões com características semelhantes e aplicar pesos diferenciados nestas regiões.

A triangularização é uma operação simples que divide a imagem em regiões triangulares, como o nome sugere. Desta forma, três pontos não colineares na imagem original formam os vértices de um triângulo. A Equação (B 5) descreve cada ponto deste triângulo.

$$K = p_1K_1 + p_2K_2 + p_3K_3 \quad \therefore p_1 + p_2 + p_3 = 1 \quad (\text{B } 5)$$

onde:

$K$  = ponto no interior do triângulo na imagem original;  
 $K_1, K_2, K_3$  = vértices do triângulo na imagem original;  
 $p_1, p_2, p_3$  = pesos escalares cuja soma é um.

Em seguida, aplica-se uma deformação que leva  $K_1$  para  $W_1$ ,  $K_2$  para  $W_2$  e  $K_3$  para  $W_3$ . Isso é possível utilizando-se uma matriz única e inversível e um vetor  $b$ , conforme a Equação.(B 6). Aplicando-se este procedimento a todos os pontos internos da região triangular, a imagem é deformada. A Equação (B 7) representa os pontos internos da imagem final.

$$W_i = MK_i + b \quad (i = 1,2,3) \quad (\text{B } 6)$$

$$W = p_1W_1 + p_2W_2 + p_3W_3 \quad \therefore p_1 + p_2 + p_3 = 1 \quad (\text{B } 7)$$

onde:

$b$  = vetor;  
 $W$  = ponto no interior do triângulo na imagem final;  
 $W_1, W_2, W_3$  = vértices do triângulo na imagem final.

O resultado é uma ampliação, compressão ou movimentação da imagem. Pode-se fazer o procedimento acima utilizando deformações (transformadas) diferentes para cada região triangular da imagem original.

Procedimento para triangularização de imagem retangular:

- a) Escolher 'h' pontos da imagem para serem os vértices dos triângulos de forma que os vértices do retângulo estejam entre esses pontos;
- b) Traçar as retas unindo os vértices de forma que elas sejam os lados dos triângulos, não se cruzem e cada ponto seja pelo menos um vértice de um dos triângulos;
- c) A soma dos triângulos forma o retângulo da imagem;
- d) Todos os vértices são conectados.

A quantidade de triângulos formados é dada pela Equação (B 8).

$$g = 2h - 2 - l \quad (\text{B } 8)$$

onde:

$g$  = quantidade de triângulos da triangularização;

$h$  = quantidade de pontos escolhidos para vértices;

$l$  = quantidade de vértices na fronteira do retângulo.

As deformações podem ser aplicadas a todos os triângulos ou apenas a uma parte deles de forma que:

- a) Os vértices do retângulo permaneçam fixos;
- b) Os vértices sobre os lados do retângulo permaneçam fixos ou se movam sobre a lateral do retângulo;
- c) Os vértices no interior da imagem original devem permanecer no interior da imagem final;
- d) A triangularização final não pode apresentar triângulos sobrepostos.

Os três primeiros itens garantem que a forma retangular da imagem original será preservada na imagem final. O último item garante que a triangularização final é similar à inicial.

A imagem original também pode ser dividida em quadrados ou retângulos para formar uma grade com espaçamento regular. Com a aplicação da transformação, esta grade é deformada para uma grade irregular de polígonos. O valor do *pixel* é calculado a partir dessa grade irregular. Com a distorção da grade, podem ocorrer duas situações: o *pixel* está totalmente inserido em um polígono ou está posicionado sobre mais de um polígono.

No primeiro caso, seu valor pode ser obtido interpolando linearmente as cores dos *pixels* que estão nos vértices do polígono, dois a dois, depois estes dois resultados são interpolados para obtermos o valor do *pixel*. Caso contrário, o valor do *pixel* levará em conta os valores de cor de cada polígono onde ele está localizado proporcionalmente à área que o *pixel* ocupa em cada polígono da grade. Ou seja, é a média ponderada entre os valores de cada polígono com o peso igual ao percentual da área deste polígono que é ocupada pelo *pixel* que se quer saber o valor.

As deformações morfológicas também podem ser dependentes do tempo. Neste caso, a deformação final é um conjunto de deformações geradas quando os pontos dos vértices da imagem inicial são movidos continuamente ao longo do tempo desde suas posições originais até suas posições finais. O resultado é uma animação que mostra as deformações ocorridas na imagem desde a imagem inicial até chegar à imagem final. A posição do *i*-ésimo ponto do vértice em um instante de tempo '*t*' é calculado pela Equação (B 9) considerando-se que a velocidade é constante e ocorre no intervalo de tempo 0→1.

$$U_i(t) = (1 - t)K_i + tW_i \quad (\text{B } 9)$$

onde:

*t* = instante de tempo;

*U<sub>i</sub>* = vértice '*i*' na imagem intermediária no instante de tempo '*t*'.

Em transformações de tons, as cores do *pixel* da imagem inicial e na imagem final são interpoladas para gerar as cores a serem representadas na imagem intermediária, conforme exemplifica Equação (B 10) para o sistema RGB. Também é conhecido como *cross-dissolve* ou decomposição cruzada.

$$\begin{aligned} \text{novor} &= \frac{(R_o + R_f)}{2} \\ \text{novog} &= \frac{(G_o + G_f)}{2} \\ \text{novob} &= \frac{(B_o + B_f)}{2} \end{aligned} \quad (\text{B } 10)$$

onde:

*novor*, *novog*, *novob* = tonalidade RGB da imagem intermediária;

*R<sub>o</sub>*, *G<sub>o</sub>*, *B<sub>o</sub>* = tonalidade RGB da imagem inicial;

*R<sub>f</sub>*, *G<sub>f</sub>*, *B<sub>f</sub>* = tonalidade rgb da imagem final.

### Linearidade

As operações lineares possuem as propriedades de aditividade e de homogeneidade. A aditividade faz com que a operação possa ser aplicada a cada entrada individualmente e depois somar os resultados ou, alternativamente, somar as entradas e depois aplicar a operação. Os resultados são idênticos. A homogeneidade faz com que os resultados da multiplicação da imagem inicial por uma constante seguida da operação desejada tenha o mesmo valor que a aplicação da operação à imagem seguida da multiplicação por uma constante. Uma operação que não siga a aditividade e/ou a homogeneidade é não linear.

Pode-se fazer o seguinte teste para saber se uma operação é linear: aplicar a operação a duas imagens arbitrárias distintas e com mesmo tamanho gerando duas imagens finais distintas. Se a operação satisfizer Equação (B 11) então é linear, caso contrário é não linear.

$$op[d_4p_{1o}(x,y) + d_5p_{2o}(x,y)] = d_4p_{1f}(x,y) + d_5p_{2f}(x,y) \quad (B 11)$$

onde:

$p_{1o}(x,y)$  = ponto da imagem 1 original na coordenada  $(x,y)$ ;

$p_{2o}(x,y)$  = ponto da imagem 2 original na coordenada  $(x,y)$ ;

$p_{1f}(x,y)$  = ponto da imagem 1 final na coordenada  $(x,y)$ ;

$p_{2f}(x,y)$  = ponto da imagem 2 final na coordenada  $(x,y)$ ;

$d_4, d_5$  = constantes aplicadas às imagens 1 e 2, respectivamente.

### Transformações geométricas

São operações que levam o valor do *pixel* da imagem original para outra posição na imagem final. Em imagens digitais, além da posição do *pixel* há a necessidade de definir a intensidade de cada *pixel* da imagem final. Isso é efetuado com técnicas de interpolação por vizinho mais próximo ou bilinear ou bicúbica

A interpolação por vizinho mais próximo atribui a cada *pixel* da imagem final a intensidade de seu vizinho mais próximo na imagem original. Isso pode causar efeitos indesejáveis como, por exemplo, a distorção de bordas retas. A interpolação bilinear leva em conta a intensidade dos quatro vizinhos mais próximos do *pixel* na imagem inicial conforme expresso na Equação (B 12). Apesar do nome, essa operação não é linear.

$$H(x,y) = d_6x + d_7y + d_8xy + d_9 \quad (B 12)$$

onde:

$H(x,y)$  = intensidade do *pixel* na posição  $(x,y)$ ;

$d_6, d_7, d_8, d_9$  = constantes definidas pela intensidade dos *pixels* da vizinhança.

A interpolação bicúbica leva em consideração as intensidades dos 16 vizinhos mais próximos do *pixel* na imagem inicial. É operacionalizada com a aplicação da Equação (B 13).

$$H(x, y) = \sum_{i=0}^3 \sum_{j=0}^3 d_{i,j} x_i y_j \quad (\text{B 13})$$

onde:

$d_{i,j}$  = constantes definidas pela intensidade dos *pixels* da vizinhança.

A interpolação bilinear é muito melhor do que a por vizinho mais próximo com pequeno aumento do custo computacional. A interpolação bicúbica é aplicada quando for preciso preservar detalhes finos.

Em termos de transformação espacial, elas dividem-se em: translação, escalonamento, rotação, espelhamento e cisalhamento. Tais operações são aqui apresentadas em forma matricial que devem ser aplicadas a cada *pixel* da imagem considerando sua localização na imagem. As matrizes responsáveis por efetuar as operações desejadas são aquelas descritas no Capítulo 3.3. Para imagens bidimensionais, o sistema homogêneo é tridimensional com valor da coordenada terceira coordenada igual a um. A localização do *pixel* na imagem final será a multiplicação da matriz correspondente à operação desejada pela matriz das coordenadas do *pixel* em questão. Para obter a imagem final, aplica-se a Eq.(B 14).

$$\begin{bmatrix} u \\ w \\ 1 \end{bmatrix} = M \begin{bmatrix} x \\ y \\ 1 \end{bmatrix} \quad (\text{B 14})$$

onde:

$M$  = matriz correspondente à operação desejada, descrita no Capítulo 3.3;

$u$  = abscissa do ponto na imagem final;

$w$  = ordenada do ponto na imagem final;

$x$  = abscissa do ponto na imagem original;

$y$  = ordenada do ponto na imagem original.

Quando a rotação é aplicada a uma imagem, ela pode ficar fora da janela de visualização e pode ocorrer *aliasing* quando o ângulo não for múltiplo de  $90^0$ . *Aliasing* é a aparência serrilhada nas bordas da imagem final. Esse efeito é corrigido transladando a imagem rotacionada para centralizá-la na janela ou efetuando a rotação em duas passadas com a aplicação da Equação (B 15) ou da Equação (B 16).

$$\begin{aligned}x_f &= x_o \cos \phi - y_o \sin \phi \\y_f &= x_f \tan \phi + y_o \cos \phi\end{aligned}\tag{B 15}$$

onde:

$(x_o, y_o)$  = coordenadas do *pixel* original,

$(x_f, y_f)$  = coordenadas do *pixel* final,

$\phi$  = ângulo de rotação.

$$\begin{aligned}y_f &= x_o \sin \phi + y_o \cos \phi \\x_f &= x_o \cos \phi - y_f \tan \phi\end{aligned}\tag{B 16}$$

## **APÊNDICE C**

## APÊNDICE C - SCRIPT PARA MONTAR O VOLUME 3D NO GAMBIT™

Arquivo '.jou' escrito pelo programa do Capítulo 4.1.2 após o correto registro da geometria substituta da Prótese #2 aos contornos extraídos da imagem por IR da Paciente #1844369-4. O cálculo de temperatura do Capítulo 5.4 foi efetuado para a referida paciente. O pré-processador de CFD, Gambit™, lê este arquivo e monta o volume 3D. Ao finalizar sua execução, a geometria terá a superfície externa personalizada para a paciente em estudo, sem as estruturas internas. Tais elementos devem ser construídos conforme descrito no Capítulo 4.2.

```
/ Journal File for GAMBIT 2.2.30, Database 2.2.14, ntx86 BH04110220
/ Identifier "default_id5940"
/ File opened for write Tue Sep 18 22:29:00 2012.
/ Journal File for GAMBIT 2.2.30, Database 2.2.14, ntx86 BH04110220
/ Identifier "default_construcaoGeometria"
/ File opened for write Fri Jan 06 02:15:01 2012.
import iceminput \
"C:\\Users\\Joanice\\Desktop\\geoAdaptada\\contorno_11Adaptado.txt" edge
import iceminput \
"C:\\Users\\Joanice\\Desktop\\geoAdaptada\\contorno_12Adaptado.txt" edge
import iceminput \
"C:\\Users\\Joanice\\Desktop\\geoAdaptada\\contorno_21Adaptado.txt" edge
import iceminput \
"C:\\Users\\Joanice\\Desktop\\geoAdaptada\\contorno_22Adaptado.txt" edge
import iceminput \
"C:\\Users\\Joanice\\Desktop\\geoAdaptada\\contorno_31Adaptado.txt" edge
import iceminput \
"C:\\Users\\Joanice\\Desktop\\geoAdaptada\\contorno_32Adaptado.txt" edge
import iceminput \
"C:\\Users\\Joanice\\Desktop\\geoAdaptada\\contorno_41Adaptado.txt" edge
import iceminput \
"C:\\Users\\Joanice\\Desktop\\geoAdaptada\\contorno_42Adaptado.txt" edge
import iceminput \
"C:\\Users\\Joanice\\Desktop\\geoAdaptada\\contorno_5Adaptado.txt" edge
```

```
vertex connect "vertex.1" "vertex.99" "vertex.140" "vertex.141" "vertex.224" \  
  "vertex.225" "vertex.305" "vertex.306" real  
edge connect "edge.1" "edge.2" "edge.3" "edge.4" "edge.5" "edge.6" "edge.7" \  
  "edge.8" real  
edge connect "edge.1" "edge.2" "edge.3" "edge.4" "edge.5" "edge.6" "edge.7" \  
  "edge.8" real virtual tolerance 10.6243  
vertex connect "vertex.346" "vertex.554" real  
edge split "edge.9" tolerance 1e-06 edge "edge.1" keeptool connected  
edge split "edge.9" tolerance 1e-06 edge "edge.5" keeptool connected  
edge split "edge.9" tolerance 1e-06 edge "edge.3" keeptool connected  
edge split "edge.9" tolerance 1e-06 edge "edge.8" keeptool connected  
edge split "edge.11" tolerance 1e-06 edge "edge.7" keeptool connected  
edge split "edge.19" tolerance 1e-06 edge "edge.4" keeptool connected  
edge split "edge.21" tolerance 1e-06 edge "edge.6" keeptool connected  
face create wireframe "edge.1" "edge.7" "edge.11" real  
face create wireframe "edge.7" "edge.19" "edge.4" real  
face create wireframe "edge.4" "edge.21" "edge.6" real  
edge split "edge.23" tolerance 1e-06 edge "edge.2" keeptool connected  
face create wireframe "edge.6" "edge.23" "edge.2" real  
face create wireframe "edge.2" "edge.8" "edge.9" "edge.25" real  
face create wireframe "edge.8" "edge.17" "edge.3" real  
face create wireframe "edge.3" "edge.15" "edge.5" real  
face create wireframe "edge.5" "edge.13" "edge.1" real  
face create "base" wireframe "edge.9" "edge.11" "edge.13" "edge.15" "edge.17" \  
  "edge.19" "edge.21" "edge.23" "edge.25" real tolerance -1  
save name "escritaGeometria.dbs"  
volume create "mama" stitch "face.1" "face.2" "face.3" "face.4" "face.5" \  
  "face.6" "face.7" "face.8" "base" real  
save name "18443694ME.dbs"  
/ File closed at Tue Sep 18 22:31:20 2012, 14.88 cpu second(s), 13066664  
maximum memory.
```

## **APÊNDICE D**

## APÊNDICE D - PRODUÇÃO CIENTÍFICA DA AUTORA

A seguir são listados as publicações em congressos, jornais, revistas e livros até fevereiro de 2016. O currículo Lattes está disponível em: <http://lattes.cnpq.br/4397782220461151>, acessado em 22/04/2016.

### *Capítulo de livro*

- a) BEZERRA, L. A.; OLIVEIRA, M. M.; ARAÚJO, M. C., VIANA, M. J. A.; SANTOS, L. C.; SANTOS, F. G. S.; ROLIM, T. L.; LYRA, . R. M.; LIMA, R. C. F.; BORSCHARTT, TIAGO B.; RESMINI, ROGER; CONCI, AURA. Infrared imaging for breast cancer detection with proper selection of properties: from the acquisition protocol to the numerical simulation In: **Multimodality Breast Imaging: Diagnosis and Treatment**. Chapter: 11. Editors: E.Y.K. Ng, U. Rajendra Acharya, Rangaraj M. Rangayyan, Jasjit S. Suri, 1. ed. Bellingham - Washington: Society of Photo-optical Instrumentation Engineers SPIE, 2013. v. 1. pp.285-332. ISBN: 978-0819492944.

### *Texto completo publicado em periódico*

- a) BORCHARTT, T. B. ; RESMINI, R. ; MOTTA, L. S ; CLUA, E. ; CONCI, A. ; VIANA, M. J. DE A.; SANTOS, L. C. ; LIMA, R. C. F. ; SANCHEZ, A. **Combining approaches for early diagnosis of breast diseases using thermal imaging**. International Journal of Innovative Computing and Applications (Print), v. 4, p. 163-183, 2012. ISSN: 1751-6498 DOI: 10.1504/IJICA.2012.050054

### *Texto em jornal de notícias/revistas*

- a) LIMA, R. C. F.; SANTOS, L. C.; VIANA, M. J. A.; VASCONCELOS, S.; ARAÚJO, M. C.; BEZERRA, L. A.; ROLIM, T.; LYRA, P. R. M.; SANTOS, F. G. S.; CONCI, A.. **Uses of numerical simulation to find the best external breast prostheses and analyse the influence of tumor depth and tumor**

**size in thermographic images.** Thermology international, Viena , Austria, p. 136 - 136, 31 out. 2010. ISSN: 1056604

*Trabalhos completos publicados em anais de congressos*

- a) CONCI, A.; BORCHARTT, T. B.; RESMINI, R.; VIANA, M. J. A.; SANTOS, L. C.; LIMA, R. C. F.; Diniz, E.M.. **Biomedical use of infrared images.** In: 18th International Conference on Systems, Signals and Image Processing - IWSSIP 2011, 2011, Sarajevo, Bosnia Herzegovina. Proceedings of 18th International Conference on Systems, Signals and Image Processing (IWSSIP). USA: IEEE Conferences, 2011. p. 1-4. ISSN 2157-8672 Print ISBN 978-1-4577-0074-3
- b) SANTOS, L. C.; VIANA, M. J. A.; ROLIM, T. L.; LYRA, P. R. M.; LIMA, R. C. F.; CONCI, A.. **Estimating the Height of a Breast Abnormality through Comparisons between Simulated temperature Profile and Thermogram..** In: 21st Brazilian Congress of Mechanical Engineering (COBEM), 2011, Natal. Anais do 21st Brazilian Congress of Mechanical Engineering (COBEM). Natal, 2011. ISBN: 21765480.
- c) VIANA, M. J. A.; SANTOS, FRANCISCO G. S.; CONCI, A.; ROLIM, TIAGO L.; LIMA, RITA C. F.; **Uso de geometria substituta de próteses mamárias externas na obtenção de perfis de temperatura em mamas** In: Terceiro Encontro Nacional de Engenharia Biomecânica - ENEBI 2011, 2011, Foz do Iguaçu. Livro de Resumos do Terceiro Encontro Nacional de Engenharia Biomecânica - ENEBI 2011, editora: Grupo de Bioengenharia - CESEC/UFPR, 2011. V.único p. 168-169.
- d) VIANA, M. J. A.; SILVA, S. V.; SANTOS, F. G. S.; CONCI, A. ; ROLIM, T. ; LIMA, R. C. F.. **Simulating Breast Temperature Profiles Through Substitute Geometries from Breast Prostheses.** In: 17th International Conference on Systems, Signals and Image Processing - IWSSIP 2010, 2010, Rio de Janeiro. IWSSIP 2010 Proceedings. Niterói: EdUFF - editora da universidade federal fluminense, 2010. v. unico. p. 1-561. ISBN: 9788522805655.
- e) VIANA, M. J. A.; SILVA, S. V.; SANTOS, F. G. S.; CONCI, A.; ROLIM, T.; LIMA, R. C. F.. **Obtenção perfis de temperaturas em mamas através da**

**geometria substituta determinada a partir de próteses mamárias externas.** In: VI Congresso Nacional De Engenharia Mecânica - CONEM 2010, 2010, Campina Grande. Anais do VI Congresso Nacional De Engenharia Mecânica, 2010.

- f) VIANA, M. J. A.; MARQUES, D.; HENRIQUEZ, J. R.; MAGNANI, F. S.. **Avaliação do Uso do Luxímetro na Estimativa da Radiação Solar.** In: CONGRESSO NACIONAL DE ENGENHARIA MECÂNICA - CONEM 2006, 2006, Recife. CONEM 2006, 2006.

*Resumo expandido publicado em anais de congresso*

- a) VIANA, M. J. A.; SANTOS, F. G. S.; CONCI, A.; ROLIM, T.; LIMA, R. C. F.. **Uso de geometria substituta de próteses mamárias externas na obtenção de perfis de temperatura em mamas.** In: Terceiro Encontro Nacional de Engenharia Biomecânica - ENEBI 2011, 2011, Foz do Iguaçu. Livro de Resumos do Terceiro Encontro Nacional de Engenharia Biomecânica - ENEBI 2011. Foz do Iguaçu: Grupo de Bioengenharia - CESEC/UFPR, 2011. p. 168-169.

*Resumos publicados em anais de congressos*

- a) LIMA, R. C. F. ; SANTOS, L. C. ; VIANA, M. J. A. ; SILVA, S. V.; ARAÚJO, M. C. ; BEZERRA, L. A. ; ROLIM, T. ; SANTOS, F. G. S. ; CONCI, A. . **Uses of numerical simulation to find the best external breast prostheses and analyse the influence of tumor depth and tumor size in thermographic images.** In: International Consensus and Guidelines on Medical Thermology 2010, 2010, Fortaleza. Thermology International. Austria: Austrian Society of Thermology, 2010. p. 136-136.

*Apresentações de Trabalho*

- a) VIANA, M. J. A.; SANTOS, F. G. S.; CONCI, A. ; ROLIM, T. L. ; LIMA, R. C. F. . **Uso de geometria substituta de próteses mamárias externas na obtenção de perfis de temperatura em mamas.** Terceiro Encontro Nacional

- de Engenharia Biomecânica - ENEBI 2011, 2011. Instituição promotora: Universidade Federal do Paraná, Foz do Iguaçu.
- b) SANTOS, L. C.; VIANA, M. J. A.; LYRA, P. R. M.; ROLIM, T. L. ; LIMA, R. C. F. ; CONCI, A. . **Estimating the Height of a Breast Abnormality through Comparisons between Simulated temperature Profile and Thermogram.** 21st Brazilian Congress of Mechanical Engineering (COBEM) 2011. Instituição promotora: Universidade Federal do Rio Grande do Norte, Natal.
- c) CONCI, A.; RESMINI, R.; MOTTA, L.S.; VIANA, M. J. A.; SANTOS, L. C.; LIMA, R. C. F.; Diniz, E.M.; SANTOS, A.M.; PAIVA, A.C.; SILVA, A.C.. **Biomedical use of infrared images.** 18th International Conference on Systems, Signals and Image Processing (IWSSIP), 2011, 16-18 June 2011. Instituição promotora: Faculty of Electrical Engineering/University of Sarajevo, Bosnia and Herzegovina e the BH Telecom d.d. Sarajevo, Sarajevo.
- d) VIANA, M. J. A.; SILVA, S. V.; SANTOS, F. G. S.; CONCI, A ; ROLIM, T. L. ; LIMA, R. C. F. . **Simulating Breast Temperature Profiles Through Substitute Geometries from Breast Prostheses.** 17th International Conference on Systems, Signals and Image Processing - IWSSIP 2010, 2010. Instituição promotora: CAPES, Universidade Federal Fluminense, Instituto de Computação, Rio de Janeiro.
- e) VIANA, M. J. A.; SILVA, S. V.; SANTOS, F. G. S.; CONCI, A.; ROLIM, T. L.; LIMA, R. C. F.. **Obtenção perfis de temperaturas em mamas através da geometria substituta determinada a partir de próteses mamárias externas.** VI Congresso Nacional de Engenharia Mecânica - CONEM 2010, 2010. Instituição promotora: Universidade Federal de Campina Grande, Campina Grande.
- f) VIANA, M. J. A.; MARQUES, D. ; HENRIQUEZ, J. R. ; MAGNANI, F. S. . **Avaliação experimental do uso do luxímetro na estimativa da radiação solar.** CONGRESSO NACIONAL DE ENGENHARIA MECÂNICA - CONEM 2006, 2006. Instituição promotora: Universidade Federal de Pernambuco, Recife.

*Demais tipos de produção técnica*

- a) VIANA, M. J. A.. **Kit didático de gestão da produção**. 2008. (Desenvolvimento de material didático ou instrucional - Gestão da Produção).
- b) SILVA, J. F.; MENDONCA, B.; VIANA, M. J. A.; OLIVEIRA, F.. **Automação - CLP Step - 200**. 2008. (Editoração/Outra).
- c) CESAR, F.; IBIAPINA, J. ; VASCONCELOS, L. C.; MACEDO, M. H. C.; LIMA, H. M.; MENDONCA, B.; BOUDOUX, J. ; ANDRE, M.; VIANA, M. J. A.; SAMUEL, THAZIO. **Eletricista Instalador Predial**. 2007. (Editoração/Outra).
- d) VIANA, M. J. A.. **Fundamentos de Projetos**. 2006. (Desenvolvimento de material didático ou instrucional - Gestão da Produção).
- e) VIANA, M. J. A.. **Kit didático de projetos de instalações elétricas**. 2006. (Desenvolvimento de material didático ou instrucional - Engenharia elétrica).

*Participação em eventos, congressos, exposições e feiras*

- g) VII Congresso Nacional de Engenharia Mecânica - CONEM 2012. 2012. (Congresso).
- h) 21st Brazilian Congress of Mechanical Engineering (COBEM). Estimating the Height of a Breast Abnormality through Comparisons between Simulated temperature Profile and Thermogram.. 2011. (Congresso).
- i) Terceiro Encontro Nacional de Engenharia Biomecânica - ENEBI 2011. Uso de geometria substituta de próteses mamárias externas na obtenção de perfis de temperatura em mamas. (Congresso).
- j) 17th International Conference on Systems, Signals and Image Processing - IWSSIP 2010. Simulating Breast Temperature Profiles Through Substitute Geometries from Breast Prostheses. 2010. (Congresso).
- k) VI Congresso Nacional de Engenharia Mecânica - CONEM 2010. Obtenção de perfis de temperaturas em mamas através da geometria substituta determinada a partir de próteses mamárias externas. 2010. (Congresso).
- l) CONGRESSO NACIONAL DE ENGENHARIA MECÂNICA - CONEM 2006. Avaliação Experimental de Uso de Luxímetro na Estimativa de Radiação Solar. 2006. (Congresso).

m) Congresso de Instalações Elétricas em Atmosfera Explosiva. 2000.  
(Congresso).

**ANEXO A**

## ANEXO A - UDF IMPORTADA PARA CALCULAR O TERMO FONTE

UDF inicialmente elaborada para cálculo de termo fonte referente ao tecido glandular e às lesões de mama. Esse arquivo foi alterado para possibilitar os cálculos dos termos fontes referente ao tecido adiposo e ductos lactíferos. O valor do calor metabólico nos tumores deve ser calculado de acordo com o diâmetro dos mesmos e utilizando as Eq.(4.8) e a Eq. (4.9). Os valores indicados na UDF abaixo correspondem aos últimos valores utilizados.

```

/*****/
/*UDF for add source term in tumor          */
/*****/

#include "udf.h"

DEFINE_SOURCE(maligno_source,c,t,dS,eqn)
{
    real source;
    real qm = 65400;
    real rho = 1060;
    real cp = 4200;
    real w = 0.009;
    real Ta = 37 + 273.15;
    real T = C_T(c,t);

    /* source term */
    source =qm+rho*cp*w*(Ta - T);
    dS[eqn]=0;
    //Message("tumor_source = %g w/m³   T = %g °C  qm= %g \n",source, T ,
qm);

    return source;
}

```

```
DEFINE_SOURCE(gordura_source,c,t,dS,eqn)
```

```
{
```

```
real source;
```

```
real qm = 730;
```

```
real rho = 1060;
```

```
real cp = 4200;
```

```
real w = 0.0005;
```

```
real Ta = 37 + 273.15;
```

```
real T = C_T(c,t);
```

```
/* source term */
```

```
source =qm+rho*cp*w*(Ta - T);
```

```
dS[eqn]=0;
```

```
    //Message("tumor_source = %g w/m3    T = %g °C    qm= %g \n",source, T ,  
qm);
```

```
return source;
```

```
}
```

```
DEFINE_SOURCE(mama_source,c,t,dS,eqn)
```

```
{
```

```
real source;
```

```
real qm = 450;
```

```
real rho = 1060;
```

```
real cp = 4200;
```

```
real w = 0.00018;
```

```
real Ta = 37 + 273.15;
```

```
real T = C_T(c,t);
```

```
/* source term */
```

```
source =qm+rho*cp*w*(Ta - T);
```

```
dS[eqn]=0;
```

```
//Message("mama_source = %g w/m3    T = %g °C \n",source, T);
```

```

return source;
}

```

```

DEFINE_SOURCE(duto_source,c,t,dS,eqn)

```

```

{
real source;
real qm = 0;
real rho = 1060;
real cp = 4200;
real w = 0;
real Ta = 37 + 273.15;
real T = C_T(c,t);

/* source term */
source =qm+rho*cp*w*(Ta - T);
dS[eqn]=0;
//Message("tumor_source = %g w/m³   T = %g °C   qm= %g \n",source, T ,
qm);

return source;
}

```

```

DEFINE_SOURCE(cyst_source,c,t,dS,eqn)

```

```

{
real source;
real qm = 0;
real rho = 1060;
real cp = 4200;
real w = 0;
real Ta = 37 + 273.15;
real T = C_T(c,t);

/* source term */
source =qm+rho*cp*w*(Ta - T);
dS[eqn]=0;

```

```
//Message("cyst_source = %g w/m3   T = %g °C   qm= %g \n",source, T , qm);

return source;
}

DEFINE_SOURCE(lymph_source,c,t,dS,eqn)
{
    real source;
    real qm = 65400;
    real rho = 1060;
    real cp = 4200;
    real w = 0.00183;
    real Ta = 37 + 273.15;
    real T = C_T(c,t);

    /* source term */
    source =qm+rho*cp*w*(Ta - T);
    dS[eqn]=0;
    //Message("lymph_source = %g w/m3   T = %g °C   qm= %g \n",source, T ,
qm);

    return source;
}
```