



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

**SIMULAÇÃO DO PERFIL DE TEMPERATURA NA MAMA ATRAVÉS DE  
GEOMETRIA SUBSTITUTA OBTIDA A PARTIR DE PRÓTESE MAMÁRIA  
EXTERNA**

DISSERTAÇÃO SUBMETIDA À UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO  
PARA A OBTENÇÃO DE GRAU DE MESTRE EM ENGENHARIA MECÂNICA

**MARIANA JORGE DE ANDRADE VIANA**

**Orientadora: Rita de Cássia Fernandes de Lima  
Coorientador: Tiago Leite Rolim**

Dissertação submetida ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da  
Universidade Federal de Pernambuco, como requisito à obtenção do título de Mestre em  
Engenharia Mecânica

RECIFE, JULHO DE 2010

**V614s**

**Viana, Mariana Jorge de Andrade**

Simulação do perfil de temperatura na mama através de geometria substituta obtida a partir de prótese mamária externa / Mariana Jorge de Andrade Viana. - Recife: O Autor, 2010.

118 f.; il., gráfs., tabs.

Dissertação (Mestrado) – Universidade Federal de Pernambuco. CTG. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, 2010.

Orientadora: Profª Rita de Cássia Fernandes de Lima  
Inclui Referências Bibliográficas e Apêndices.

1. Engenharia Mecânica. 2. Termografia. 3. Câncer de Mama. 4. Simulação Computacional. 5. Geometria Substituta. 6. Máquina de Medição por Coordenas. I. Título.

**UFPE**

**621 CDD (22. ed.)**

**BCTG/2010-222**

“SIMULAÇÃO DO PERFIL DE TEMPERATURA NA MAMA ATRAVÉS DE GEOMETRIA SUBSTITUTA OBTIDA A PARTIR DE PRÓTESE MAMÁRIA EXTERNA”.

MARIANA JORGE DE ANDRADE VIANA

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

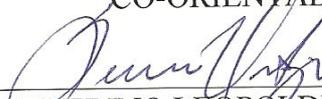
ÁREA DE CONCENTRAÇÃO: PROCESSOS E SISTEMAS TÉRMICOS  
APROVADA EM SUA FORMA FINAL PELO  
CURSO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECÂNICA/CTG/EEP/UFPE



Prof. Dra. RITA DE CÁSSIA FERNANDES DE LIMA  
ORIENTADORA/PRESIDENTA



Prof. Dr. TIAGO LEITE ROLIM  
CO-ORIENTADOR

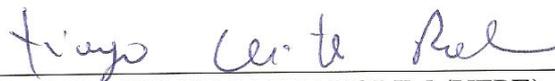


Prof. Dr. SEVERINO LEOPOLDINO URTIGA FILHO  
COORDENADOR DO CURSO

BANCA EXAMINADORA:



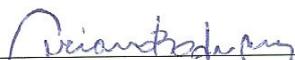
Prof. Dra. RITA DE CÁSSIA FERNANDES DE LIMA (UFPE)



Prof. Dr. TIAGO LEITE ROLIM (UFPE)



Prof. Dr. FÁBIO SANTANA MAGNANI (UFPE)



Prof. Dr. LUCIANO BRITO RODRIGUES (UESB)

## DEDICATÓRIA

---

Dedico esta dissertação aos meus pais, amados e queridos, que, através do exemplo de força, coragem e determinação, ensinaram-me a viver.

## AGRADECIMENTOS

---

Finda esta jornada, olho para trás e vejo o quanto fui ajudada por pessoas que se tornaram caras, amigas.

Elevo meus pensamentos primeiramente a Deus, meu socorro e minha segurança, por meio do qual tudo se fez.

Agradeço à minha família pelo amor franco e sem medida que baliza minha vida.

À professora Rita, por sua orientação, compreensão e estímulo em todos os momentos deste curso, especialmente naqueles em que eu perguntava se daria tempo e ela respondia: “Tire o ‘se’!”

Ao professor Tiago Rolim por seu apoio e disposição na resolução efetiva dos problemas.

Às pacientes do ambulatório de Mastologia do Hospital das Clínicas da Universidade Federal de Pernambuco por terem participado da pesquisa em um momento tão delicado de suas vidas.

Ao Dr. Francisco George de Siqueira Santos por sua orientação médica e à psicóloga Inalda Lafayette pela cessão da primeira prótese.

Aos professores Aura Conci e Ramiro Brito que me orientaram no desenvolvimento dos programas computacionais.

Não posso deixar de agradecer aos amigos do grupo de pesquisa - Luciete Bezerra, Ladjane Coelho, Marcus Araújo, Simone Vasconcelos - por generosamente compartilharem seus conhecimentos comigo.

Agradeço, ainda, aos demais professores do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Pernambuco que com seus ensinamentos construíram uma base sólida, possibilitando o desenvolvimento da pesquisa.

Finalizo agradecendo a D. Eliane por apoiar a todos de maneira dedicada e eficaz e aos demais amigos e colegas que mesmo sem saber me deram o suporte que precisei para elaboração deste trabalho.

# **SIMULAÇÃO DO PERFIL DE TEMPERATURA NA MAMA ATRAVÉS DE GEOMETRIA SUBSTITUTA OBTIDA A PARTIR DE PRÓTESE MAMÁRIA EXTERNA**

*Mariana Jorge de Andrade Viana*

## **RESUMO**

Esta dissertação simulou perfis de temperatura para uma geometria substituta da mama e validou preliminarmente os resultados simulados numericamente através da comparação dos mesmos com os termogramas de pacientes com patologias na mama. Para a formulação, necessitou-se de uma geometria tridimensional que ainda não é obtida diretamente da paciente. Fez-se, então, necessário o uso de geometrias substitutas que, nesta dissertação, foram obtidas a partir de próteses mamárias externas iguais as que são doadas pelo Sistema Único de Saúde às pacientes mastectomizadas. As medidas foram realizadas no Laboratório de Medição por Coordenadas da Universidade Federal de Pernambuco por uma máquina de medição por coordenadas. Um programa desenvolvido na Universidade Federal Fluminense extraiu os pontos que formaram as curvas dos contornos da base da mama e do seu perfil. Programas com a linguagem C++ foram desenvolvidos nesta dissertação usando o método dos mínimos quadrados e o conceito de momento de inércia na formulação digital para determinar a geometria substituta adequada à paciente em estudo. O presente trabalho termina com os resultados obtidos para estudos de caso de duas pacientes do Hospital das Clínicas da Universidade Federal de Pernambuco para as quais foram simulados os perfis de temperatura da mama portadora de patologias (cisto, linfonodo e nódulo sólido). Um programa comercial de fluidodinâmica computacional simulou a distribuição tridimensional de temperaturas na geometria substituta. Foram realizadas análises pontuais de temperatura nas regiões saudáveis e com anormalidades a fim de verificar as diferenças entre as temperaturas resultantes da simulação e aquelas medidas nos termogramas da pacientes. O erro médio entre as temperaturas na superfície da região com anormalidades foi de 1,4 % indicando uma boa aproximação entre os resultados das simulações e dos termogramas.

**Palavras-chave:** Termografia. Câncer de mama. Simulação computacional. Geometria substituta. Máquina de medição por coordenadas.

# **SIMULATION OF BREAST TEMPERATURE PROFILES THROUGH SURROGATE GEOMETRIES OBTAINED FROM BREAST EXTERNAL PROSTHESES**

*Mariana Jorge de Andrade Viana*

## **ABSTRACT**

This dissertation simulated temperature profiles of breast surrogate geometry and validated the numerically simulated values comparing the results with the thermograms of the patients with mammary disturbs. In order to proceed to such simulations, it was necessary a three-dimensional geometry of the breast that is still not obtained directly from the patient. Surrogate geometries were used for this purpose. They were obtained from external breast prostheses identical to that ones donated by the Brazilian Unified Health System to the patients who were submitted to mastectomy. The measurements of the prostheses were performed at the Coordinates Measuring Laboratory of Federal University of Pernambuco, in Brazil, by a coordinate measuring machine. A computational program developed by Fluminense Federal University, in Brazil, extracted the points from the breast's contour. Two computational programs were developed to this dissertation at C++ language using least-squares method and the concept of moment of inertia in digital formulation in order to choose the surrogate geometry that better fits to the patient. This work ends with the results of a study of two patients of the Clinical Hospital of the Federal University of Pernambuco, in Brazil, for which the temperature profiles of the breast with abnormalities were simulated. A commercial program of computational fluid dynamics had simulated tridimensional temperature distributions in the surrogate geometry. The differences between the temperatures reached by the simulations and the patients' thermograms were analyzed in both healthy and ill tissues. The mean error of the temperatures on the region with abnormalities was 1.4%, in average, indicating that the simulated results can be a good approach for the temperatures measured on the thermograms.

**Keywords:** Thermography. Breast cancer. Computer simulation. Surrogate geometry. Coordinate measuring machine.

## LISTA DE FIGURAS

---

FIGURA 1.1 REPRESENTAÇÃO DO ESPECTRO ELETROMAGNÉTICO .....	23
FIGURA 1.2 REPRESENTAÇÃO DO PROCEDIMENTO DO ATR .....	24
FIGURA 2.1 TERMO-HIGRO-ANEMÔMETRO LUXÍMETRO DIGITAL THAL-300. FONTE: INSTRUTHERM (2010).....	36
FIGURA 2.2 TERMOGRAMA IR_0862 CARREGADO PELO PROGRAMA COMERCIAL PROPRIETÁRIO <i>QUICKREPORT</i> <sup>®</sup> .....	38
FIGURA 2.3 REPRESENTAÇÃO DO PRINCÍPIO DA MEDIÇÃO POR COORDENADAS. FONTE: ROLIM (2003).....	41
FIGURA 2.4 MÁQUINA DE MEDIÇÃO POR COORDENADAS CRYSTA 574.....	42
FIGURA 2.5 VISUALIZAÇÃO DAS TRAJETÓRIAS DE AQUISIÇÃO DE PONTOS.....	43
FIGURA 2.6 FLUXOGRAMA DAS ETAPAS DA SIMULAÇÃO.....	45
FIGURA 2.7 VISUALIZAÇÃO DA GEOMETRIA SUBSTITUTA COM O NÓDULO E A MALHA .....	51
FIGURA 2.8 PEÇAS BIDIMENSIONAIS.....	52
FIGURA 2.9 PEÇAS BIDIMENSIONAIS COM MALHA .....	52
FIGURA 2.10 PEÇAS TRIDIMENSIONAIS COM MALHA .....	53
FIGURA 2.11 VISUALIZAÇÃO DE GEOMETRIAS SUBSTITUTAS DA MAMA.....	53
FIGURA 2.12 COMPARAÇÃO VISUAL ENTRE A PRÓTESE MAMÁRIA E SUA GEOMETRIA SUBSTITUTA .....	54
FIGURA 2.13 GEOMETRIA TRIDIMENSIONAL COM SIMULAÇÃO DE TEMPERATURA.....	55
FIGURA 2.14 VISTA FRONTAL DA GEOMETRIA SUBSTITUTA.....	56
FIGURA 2.15 COMPARAÇÃO ENTRE O RESULTADO DA PRIMEIRA SIMULAÇÃO E O TERMOGRAMA IR_0861 .....	58
FIGURA 2.16 COMPARAÇÃO ENTRE O RESULTADO DA SEGUNDA SIMULAÇÃO E O TERMOGRAMA IR_0861 DE 05/10/2009 .....	59
FIGURA 2.17 TERMOGRAMA IR-0859 DE 05/10/2009 COM TEMPERATURAS DESTACADAS COM O AUXÍLIO DO <i>QUICKREPORT</i> <sup>®</sup> E AJUSTE NA ESCALA .....	60
FIGURA 2.18 PERFIL DE TEMPERATURA SIMULADO PARA MAMA SAUDÁVEL, UTILIZANDO UMA MALHA DE 5453 NÓS.....	61
FIGURA 2.19 PERFIL DE TEMPERATURA SIMULADO PARA MAMA SAUDÁVEL, UTILIZANDO UMA MALHA DE 9541 NÓS.....	61
FIGURA 3.1 TERMOGRAMA IR_1037 DE 30/11/2009 .....	64
FIGURA 3.2 PONTOS RETIRADOS DO TERMOGRAMA IR_0860 DE 05/10/2009 .....	64
FIGURA 3.3 VISUALIZAÇÃO DAS CURVAS CARACTERÍSTICAS DAS GEOMETRIAS SUBSTITUTAS. .....	65
FIGURA 3.4 FLUXOGRAMA DO PROGRAMA ‘MAINPREPARECURVE.CPP’ .....	66
FIGURA 3.5 VISUALIZAÇÃO DA TRANSLAÇÃO DO EIXO DE COORDENADAS FONTE: ADAPTAÇÃO DE DURAND (1992).....	67

FIGURA 3.6 ILUSTRAÇÃO DE ROTAÇÃO DE EIXOS DE COORDENADAS FONTE: ADAPTAÇÃO DE DURAND (1992).....	67
FIGURA 3.7 BASE DA GEOMETRIA SUBSTITUTA Nº 9 .....	69
FIGURA 3.8 CÍRCULO DE MOHR .....	70
FIGURA 3.9 CURVAS CARACTERÍSTICAS DAS GEOMETRIAS SUBSTITUTAS APÓS O PROGRAMA ‘MAINPREPARECURVE.CPP’.....	71
FIGURA 3.10 FLUXOGRAMA DO PROGRAMA ‘MAINMSCPROJECT.CPP’.....	73
FIGURA 3.11 REPRESENTAÇÃO DO RESÍDUO ‘E’ FONTE: ADAPTAÇÃO DE CHAPRA E CANALE (1998).....	74
FIGURA 3.12 RESULTADO DO AJUSTE DOS PONTOS OBTIDOS NA CALIBRAÇÃO DA CÂMERA IR UTILIZADA NA OBTENÇÃO DOS TERMOGRAMAS.....	80
FIGURA 4.1 TERMOGRAMA FRONTAL DA PACIENTE 1640012-2, IR_0860 DE 05/10/2009 COM AJUSTE NA ESCALA EFETUADO COM O AUXÍLIO DO <i>QUICKREPORT</i> <sup>®</sup> .....	83
FIGURA 4.2 SUPERPOSIÇÃO DOS PONTOS RETIRADOS DO TERMOGRAMA DA PACIENTE 1640012-2 COM A CURVA CARACTERÍSTICA DA GEOMETRIA SUBSTITUTA DA PRÓTESE Nº 6 .....	84
FIGURA 4.3 VISTA FRONTAL DA GEOMETRIA SUBSTITUTA DA PACIENTE 1640012-2 SEM A TEXTURA DA SUPERFÍCIE EXTERNA PARA POSSIBILITAR A VISUALIZAÇÃO DOS CISTOS EM SEU INTERIOR.....	85
FIGURA 4.4 VISTA FRONTAL DO PERFIL DE TEMPERATURA SIMULADO PARA PACIENTE 1640012-2, UTILIZANDO A PRIMEIRA MALHA .....	86
FIGURA 4.5 VISTA FRONTAL DO PERFIL DE TEMPERATURA SIMULADO PARA PACIENTE 1640012-2, UTILIZANDO A SEGUNDA MALHA .....	87
FIGURA 4.6 VISTA FRONTAL DO PERFIL DE TEMPERATURA SIMULADO PARA PACIENTE 1640012-2, UTILIZANDO A TERCEIRA MALHA.....	87
FIGURA 4.7 TERMOGRAMA FRONTAL DA PACIENTE 1640012-2, IR_0860 DE 05/10/2009 COM TEMPERATURAS DESTACADAS COM O AUXÍLIO DO <i>QUICKREPORT</i> <sup>®</sup> E AJUSTE NA ESCALA .....	89
FIGURA 4.8 PERFIL DE TEMPERATURA SIMULADO COM AS TEMPERATURAS INDICADAS PARA AS REGIÕES MAIS REPRESENTATIVAS .....	90
FIGURA 4.9 GRÁFICO DA TEMPERATURA AO LONGO DA DISTÂNCIA SOBRE UMA RETA LIGANDO O MAMILO À PAREDE TORÁCICA PASSANDO PELO CISTO NA GEOMETRIA SUBSTITUTA DA PACIENTE 1640012-2 .....	91
FIGURA 4.10 TERMOGRAMA FRONTAL DA PACIENTE 1140005-1, IR_1031 DO DIA 30/11/2009 2009 COM AJUSTE NA ESCALA EFETUADO COM O AUXÍLIO DO <i>QUICKREPORT</i> <sup>®</sup> .....	92
FIGURA 4.11 SUPERPOSIÇÃO DOS PONTOS RETIRADOS DO TERMOGRAMA DA PACIENTE 1140005-1 COM A CURVA CARACTERÍSTICA DA GEOMETRIA SUBSTITUTA DA PRÓTESE Nº4 .....	93
FIGURA 4.12 VISTA FRONTAL DA GEOMETRIA SUBSTITUTA DA PACIENTE 1140005-1 SEM A TEXTURA DA SUPERFÍCIE EXTERNA PARA POSSIBILITAR A VISUALIZAÇÃO DAS ANORMALIDADES EM SEU INTERIOR. ....	94

FIGURA 4.13 TERMOGRAMA LATERAL DA MAMA ESQUERDA DA PACIENTE 1140005-1, IR_1033 DE 30/11/2009 COM AJUSTE NA ESCALA COM O AUXÍLIO DO <i>QUICKREPORT</i> <sup>®</sup> .....	95
FIGURA 4.14 PERFIL DE TEMPERATURA SIMULADO PARA PACIENTE Nº 1140005-1 COM A PRIMEIRA MALHA .....	96
FIGURA 4.15 PERFIL DE TEMPERATURA SIMULADO PARA PACIENTE Nº 1140005-1 COM A SEGUNDA MALHA .....	97
FIGURA 4.16 PERFIL DE TEMPERATURA SIMULADO PARA PACIENTE Nº 1140005-1 COM A TERCEIRA MALHA .....	98
FIGURA 4.17 TERMOGRAMA FRONTAL DA PACIENTE 114005-1, IR_1031 DE 30/11/2009, COM TEMPERATURAS DESTACADAS COM O AUXÍLIO DO <i>QUICKREPORT</i> <sup>®</sup> E AJUSTE NA ESCALA .....	99
FIGURA 4.18 PERFIL DE TEMPERATURA SIMULADO PARA A PACIENTE 114005-1 COM AS TEMPERATURAS INDICADAS PARA AS REGIÕES MAIS REPRESENTATIVAS .....	100
FIGURA ANEXO A.1 IR_0856 DE 05/10/2009: TERMOGRAMA FRONTAL COM BRAÇOS ABAIXADOS DA PACIENTE 1640012-2 .....	114
FIGURA ANEXO A.2 IR_0857 DE 05/10/2009: TERMOGRAMA FRONTAL DA MAMA DIREITA DA PACIENTE 1640012-2 (IMAGEM ORIGINAL COM DEFEITO NA LEGENDA INFERIOR) .....	114
FIGURA ANEXO A.3 IR_0859 DE 05/10/2009: TERMOGRAMA FRONTAL DA MAMA ESQUERDA DA PACIENTE 1640012-2 .....	115
FIGURA ANEXO A.4 IR_0860 DE 05/10/2009: TERMOGRAMA FRONTAL COM BRAÇOS LEVANTADOS DA PACIENTE 1640012-2 .....	115
FIGURA ANEXO A.5 IR_0862 DE 05/10/2009: TERMOGRAMA DA LATERAL EXTERNA DA MAMA DIREITA DA PACIENTE 1640012-2 .....	116
FIGURA ANEXO A.6 IR_1027 DE 30/11/2009: TERMOGRAMA FRONTAL COM BRAÇOS ABAIXADOS DA PACIENTE 114005-1 .....	116
FIGURA ANEXO A.7 IR_1029 DE 30/11/2009: TERMOGRAMA FRONTAL DA MAMA ESQUERDA DA PACIENTE 114005-1 .....	117
FIGURA ANEXO A.8 IR_1031 DE 30/11/2009: TERMOGRAMA FRONTAL COM BRAÇOS LEVANTADOS DA PACIENTE 114005-1 .....	117
FIGURA ANEXO A.9 IR_1033 DE 30/11/2009: TERMOGRAMA DA LATERAL EXTERNA DA MAMA DIREITA DA PACIENTE 114005-1 .....	118
FIGURA ANEXO A.10 IR_1033 DE 30/11/2009: TERMOGRAMA DA LATERAL EXTERNA DA MAMA ESQUERDA DA PACIENTE 114005-1 .....	118

## LISTA DE TABELAS

---

TABELA 2.1 PROPRIEDADES TERMOFÍSICAS DE MATERIAIS A 26,85 °C (INCROPERA, 1992).....	54
TABELA 2.2 PROPRIEDADES TERMOFÍSICAS DOS TECIDOS MAMÁRIOS (BEZERRA, 2007) .....	57
TABELA 2.3 RESULTADOS OBTIDOS NA SIMULAÇÃO DE TREINAMENTO .....	59
TABELA 2.4 RESULTADOS OBTIDOS NA SIMULAÇÃO DA MAMA SAUDÁVEL .....	62
TABELA 3.1 RESULTADO DA CALIBRAÇÃO DA CÂMERA IR UTILIZADA NA OBTENÇÃO DOS TERMOGRAMAS .....	79
TABELA 4.1 CARACTERÍSTICAS FÍSICAS DAS ANORMALIDADES DA PACIENTE 1640012-2 .....	82
TABELA 4.2 RESUMO DOS TEMPERATURAS NA REGIÃO DOS CISTOS PARA A PACIENTE DE PRONTUÁRIO 1640012-2.....	88
TABELA 4.3 RESUMO DAS TEMPERATURAS NAS REGIÕES SEM ANORMALIDADES PARA PACIENTE 1640012-2.....	91
TABELA 4.4 TRANSCRIÇÃO DE PARTE DO DIAGNÓSTICO DA PACIENTE 114005-1.....	92
TABELA 4.5 RESUMO DOS TEMPERATURAS NA REGIÃO DOS CISTOS PARA A PACIENTE DE PRONTUÁRIO 114005-1 .....	99
TABELA 4.6 TEMPERATURAS EM DUAS REGIÕES SELECIONADAS COM RESPECTIVOS ERROS $e_{i\%}$ PARA A PACIENTE 1140005-1.....	101

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

---

- ATR – Sistema de Reconhecimento Automático do Alvo (*automatic target recognition*)
- BHTE - Equações biotransferência de calor (*Bioheat Transfer Equation*)
- CAD - Desenho Auxiliado por Computador (*Computer Aided Design*)
- CAPES - Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior
- CFD - Fluidodinâmica computacional (*computational fluid dynamics*)
- CNPq - Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico
- CRYSTA – Modelo da MMC
- DEMEC - Departamento de Engenharia Mecânica
- DELPHI – É um compilador, ambiente integrado para desenvolvimento de software e uma linguagem de programação
- FDA - *Federal and Drugs Administration*
- FLIR – Fabricante da câmera termográfica
- FLUENT<sup>®</sup> - Programa computacional comercial processador de CFD
- GAMBIT<sup>®</sup> - Programa computacional comercial pré-processador de CFD
- HC-UFPE - Hospital das Clínicas da Universidade Federal de Pernambuco
- IARC - Agência Internacional para Pesquisa de Câncer (*International Agency for Research on Cancer*)
- INCA - Instituto Nacional de Câncer
- INSTRUTHERM– Fabricante de instrumentos de medição
- IR - Infravermelho
- LAMECO - Laboratório de Medição por Coordenadas
- LU – Método de decomposição, LU vem do inglês *lower e upper*
- MATLAB<sup>®</sup> - Linguagem de programação voltada para o cálculo numérico
- MITUTOYO – Fabricante de máquina de medição por coordenadas
- MMC - Máquina de medição por coordenadas
- MMQ - Método dos mínimos quadrados
- MVF - Método dos volumes finitos
- MySQL<sup>®</sup> - Linguagem de Consulta Estruturada (*Structured Query Language*),
- OMS - Organização Mundial de Saúde
- ORTHO PAHUER – Fabricante de próteses
- PHP<sup>®</sup> - Linguagem pré-processadora de hipertexto (*hypertext preprocessor*)

*QUICKREPORT*<sup>®</sup> - Programa computacional comercial da FLIR para análise de imagens térmicas

ROI – Região de Interesse (*region of interest*)

SI – Sistema Internacional de Unidades

SUS - Sistema Único de Saúde

TCLE - Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

UFF - Universidade Federal de Fluminense

UFPE - Universidade Federal de Pernambuco

## LISTA DE SÍMBOLOS

---

$a_0, a_1, a_2, \dots, a_m$  = coeficientes do polinômio para a curva ajustada com ordem ' $m$ '

$a_{igs}$  = coeficientes do polinômio de ajuste da curva característica da geometria substituta

$a_{ith}$  = coeficientes do polinômio de ajuste da curva característica do termograma

$c$  = calor específico do tecido (J/kgK)

$c_s$  = calor específico do sangue (J/kgK)

$e_{gs}$  = erro entre os coeficientes da curva ajustada para a geometria substituta e os coeficientes da curva ajustada para o termograma

$e$  = erro entre o valor calculado com a equação e o valor observado para o ponto ' $i$ ' (mm)

$e_{t\%}$  = erro percentual entre as temperaturas simulada e medida

$f(x)$  = valor da função calculado pelo polinômio no ponto  $x$

$j$  = dimensão espacial do problema, varia de 1 até o número de dimensões

$k$  = condutividade térmica do material (W/m.K)

$k_j$  = a condutividade térmica na direção  $x_j$  (W/mK)

$m$  = ordem do polinômio

$M_x$  = momento de inércia de área da superfície em relação ao eixo ' $x$ ' (mm<sup>4</sup>)

$M_y$  = momento de inércia de área em relação ao eixo ' $y$ ' (mm<sup>4</sup>)

$M_{xy}$  = produto de inércia de área da superfície (mm<sup>4</sup>)

$dA$  = elemento de área (mm<sup>2</sup>)

$M_{pq}$  = momento de inércia de área da superfície, na formulação digital (mm<sup>4</sup>)

$M_{xy}$  = produto de inércia de área da superfície, na formulação digital (mm<sup>4</sup>)

$M_{2,0}$  = momento de inércia de área da superfície em relação ao eixo  $x$ , na formulação digital (mm<sup>4</sup>)

$M_{0,2}$  = momento de inércia de área da superfície em relação ao eixo  $y$ , na formulação digital (mm<sup>4</sup>)

$M_{1,1}$  = produto de inércia de área da superfície, na formulação digital (mm<sup>4</sup>)

$M'_{2,0}$  = valor mínimo do momento de inércia de área (mm<sup>4</sup>);

$M'_{0,2}$  = valor máximo do momento de inércia de área (mm<sup>4</sup>);

$n$  = número total de pontos

$P_1$  = Ponto que representa o momento de inércia de área no plano que tem o eixo  $x$  como perpendicular

$P_2$  = Ponto que representa o momento de inércia de área no plano que tem o eixo  $y$  como perpendicular

$q_j$  = fluxo de calor convectivo na direção  $x_j$

$Q$  = somatório das taxas volumétricas da geração de calor (fontes ou sumidouros) ( $W/m^3$ )

$Q_m$  = taxa volumétrica de calor devido à geração de calor metabólico ( $W/m^3$ )

$Q_s$  = taxa volumétrica de calor devido à perfusão sanguínea ( $W/m^3$ )

$Q_e$  = taxa volumétrica de calor devido à fonte externa de calor no domínio ( $W/m^3$ )

$r^2$  = coeficiente de correlação

$S_r$  = soma dos quadrados dos resíduos ( $mm^2$ )

$S_i$  = erro em relação à média ( $mm^2$ )

$S_{y/x}$  = erro padrão da estimativa ( $mm$ )

$T_s$  = temperatura atingida pela simulação ( $^{\circ}C$ )

$T_m$  = temperatura medida no termograma da paciente com ajuste da calibração ( $^{\circ}C$ );

$T_a$  = temperatura do sangue arterial ( $^{\circ}C$ )

$T$  = temperatura local do tecido ( $^{\circ}C$ )

$x_i, y_i$  = coordenadas do ponto 'i' ( $mm$ )

$x'_{md}$  = abscissa do ponto médio calculado ( $mm$ )

$x_i$  = abscissa do ponto i ( $mm$ )

$(x, y)$  = coordenadas do elemento de área  $dA$  ( $mm$ )

$x_i, y_i, z_i$  = coordenadas originais do ponto 'i' ( $mm$ )

$x_{novo,i}, y_{novo,i}, z_{novo,i}$  = coordenadas do ponto 'i' após a translação ( $mm$ )

$x_{md}, y_{md}, z_{md}$  = coordenadas do ponto médio ( $mm$ )

### **Símbolos Gregos:**

$\rho$  = massa específica do tecido ( $kg/m^3$ )

$\partial T / \partial t$  = gradiente de temperatura em função do tempo ( $K/s$ )

$\partial q_j / \partial x_j$  = gradiente de calor na direção  $x_j$  ( $W/m^3$ )

$\rho_s$  = massa específica do sangue ( $kg/m^3$ )

$\sum_{i=1}^n$  = somatório de  $i=1$  até  $n$

$\theta$  = ângulo de rotação ( $^{\circ}$ )

$\Gamma$  = intervalo de tempo de integração

$\omega$  = taxa volumétrica de perfusão sanguínea ( $s^{-1}$ )

$\Omega$  = volume de controle assimétrico

## SUMÁRIO

---

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO .....</b>	<b>18</b>
1.1	MOTIVAÇÃO.....	18
1.2	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....	22
1.2.1	<i>Termografia na medicina .....</i>	<i>22</i>
1.2.2	<i>Fluidodinâmica Computacional.....</i>	<i>27</i>
1.2.3	<i>Métodos numéricos para ajuste de curvas .....</i>	<i>31</i>
1.3	OBJETIVOS.....	33
1.4	ORGANIZAÇÃO DO TRABALHO .....	33
<b>2</b>	<b>EQUIPAMENTOS E MÉTODOS .....</b>	<b>35</b>
2.1	OBTENÇÃO DOS TERMOGRAMAS .....	35
2.2	USO DA MÁQUINA DE MEDIÇÃO POR COORDENADAS NA OBTENÇÃO DAS COORDENADAS DE PRÓTESES MAMÁRIAS EXTERNAS .....	39
2.2.1	<i>Princípio da Medição por Coordenadas.....</i>	<i>40</i>
2.2.2	<i>Procedimento de Digitalização das Próteses Mamárias .....</i>	<i>41</i>
2.3	MODELAGEM COMPUTACIONAL DA GEOMETRIA SUBSTITUTA.....	43
2.3.1	<i>Conceitos iniciais .....</i>	<i>44</i>
2.3.2	<i>Uso de programa computacional comercial de CFD .....</i>	<i>50</i>
2.3.3	<i>Estudos preliminares .....</i>	<i>51</i>
<b>3</b>	<b>PROGRAMAS COMPUTACIONAIS DESENVOLVIDOS .....</b>	<b>63</b>
3.1	ROTAÇÃO E TRANSLAÇÃO DAS CURVAS CARACTERÍSTICAS.....	65
3.2	ESCOLHA DA GEOMETRIA SUBSTITUTA ADEQUADA À PACIENTE.....	72
3.3	CORREÇÃO DA TEMPERATURA INDICADA NO TERMOGRAMA DEVIDO À CALIBRAÇÃO DA CÂMERA DE IR.....	78
3.4	VALIDAÇÃO DOS PROGRAMAS COMPUTACIONAIS DESENVOLVIDOS E COMENTÁRIOS FINAIS .....	80

<b>4</b>	<b>RESULTADOS OBTIDOS.....</b>	<b>82</b>
4.1	PACIENTE DE PRONTUÁRIO Nº 1640012-2 .....	82
4.1.1	<i>Análise dos resultados obtidos .....</i>	88
4.2	PACIENTE DE PRONTUÁRIO Nº 114005-1 .....	91
4.2.1	<i>Análise dos resultados obtidos .....</i>	98
<b>5</b>	<b>CONCLUSÕES E SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS.....</b>	<b>102</b>
	<b>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....</b>	<b>105</b>
	<b>APÊNDICE A – RELATÓRIO DE AJUSTE DAS TEMPERATURAS MEDIDAS NOS TERMOGRAMAS DEVIDO À CALIBRAÇÃO .....</b>	<b>111</b>
	<b>ANEXO A - TERMOGRAMAS DAS PACIENTES ANALISADAS.....</b>	<b>114</b>

## 1 INTRODUÇÃO

---

### 1.1 MOTIVAÇÃO

De acordo com pesquisa realizada pelo Instituto Nacional de Câncer (INCA) (2009a), o câncer de mama é provavelmente o mais temido pelas mulheres, devido à sua alta frequência e, sobretudo, pelos seus efeitos psicológicos, que afetam a percepção da sexualidade e a própria imagem pessoal.

O número de casos novos de câncer de mama esperados para o Brasil em 2010 será de 49.240, com um risco estimado de 49 casos a cada 100.000 mulheres. Na região Sudeste, o câncer de mama é o mais frequente entre as mulheres, com um risco estimado de 65 casos novos por 100.000. Desconsiderando os tumores de pele não melanoma, este tipo de câncer também é o mais frequente nas mulheres das regiões Sul (64/100.000), Centro-Oeste (38/100.000) e Nordeste (30/100.000). Na região Norte, é o segundo tumor mais incidente (17/100.000) (INCA, 2009b).

De acordo com Abreu e Koifman (2002), fator prognóstico é um parâmetro possível de ser mensurado no momento do diagnóstico utilizado como preditor da sobrevida ou do tempo livre de doença. Em relação ao câncer da mama feminina tem sido elevado o número de novos fatores mencionados na literatura mundial nos últimos anos.

Apesar de ser considerado um câncer de relativamente bom prognóstico se diagnosticado e tratado oportunamente, as taxas de mortalidade por câncer de mama continuam elevadas no Brasil, muito provavelmente porque a doença ainda é diagnosticada em estágios avançados. Na população mundial, a sobrevida média após cinco anos é de 61%, sendo que para países desenvolvidos essa sobrevida aumenta para 73% e nos países em desenvolvimento fica em 57% (INCA, 2009b).

Existem várias maneiras para detecção precoce desse câncer. O INCA orienta, de acordo com o quadro apresentado, os seguintes exames para detecção do câncer: exame clínico da mama, ultrassonografia, punção aspirativa por agulhas finas, punção aspirativa por agulhas grossas, biópsia cirúrgica convencional, mamotomia. Há, ainda, outros exames mais complexos quando se necessita de estudos mais detalhados (INCA, 2004).

A Agência Internacional para Pesquisa de Câncer (IARC - *International Agency for Research on Cancer*), ligada à Organização Mundial de Saúde (OMS), recomenda que sejam

realizadas pesquisas sobre novas técnicas de detecção do câncer como uma segunda opinião complementar à mamografia, aumentando a sensibilidade do diagnóstico (IARC, 2002).

Nesta direção, a termografia da mama pode ser uma técnica auxiliar. Isto acontece porque durante o desenvolvimento das células cancerígenas há um aumento da irrigação sanguínea na área afetada causando um aumento de temperatura que pode ser observado antes que elas sejam capazes de invadir outras regiões, antes mesmo de aparecerem evidências morfológicas do carcinoma *in-situ* (AMALU, 2002).

Apesar do fato de que o termograma não detecta todos os tumores e não haver padrões reguladores da obtenção de imagens de infravermelho (IR), o termograma pode representar uma boa ferramenta em conjunto com a mamografia para detecção precoce do câncer de mama (ARAÚJO *et al.*, 2008).

Atualmente, a mamografia é o exame padrão na detecção do câncer de mama. É um teste anatômico no qual a interpretação depende da experiência do examinador. A termografia, por sua vez, não tem o risco da radiação e é totalmente indolor (KEYSERLINK *et al.*, 2000).

Alguns projetos vêm sendo desenvolvidos na Universidade Federal de Pernambuco (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.

Esses projetos encontram-se relacionados a seguir:

- a) “Análise da viabilidade do uso de câmera termográfica como ferramenta auxiliar no diagnóstico de câncer de mama em hospital público localizado em clima tropical”, que foi aprovado no Ministério da Saúde sob o registro CEP/CCS/UFPE N°279/05 em andamento desde novembro de 2005;
- b) “Processamento e análises de imagens aplicadas a mastologia”, parceria entre a Universidade Federal de Fluminense (UFF) com coordenação da Professora Aura Conci e a UFPE com coordenação da professora Rita Lima, financiado pela Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES) via Edital Pró-Engenharias 2008 n° PE021/2008;
- c) “Análise de imagens médicas termográficas e de procedimentos hipertérmicos através de simulação numérica usando: método dos volumes finitos, processamento de imagens digitais e técnicas de fotogrametria digital”, Edital Universal Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq) 2008, coordenação do Professor Paulo Lyra, vice coordenação da Professora Rita Lima;
- d) “Análise de procedimentos médicos envolvendo transferência de calor através de simulação numérica usando discretização não-estruturada e/ou através de investigação

por imagens de infravermelho”, Edital Universal CNPq 2006, concluído em dezembro de 2008, coordenação do Professor Paulo Lyra, vice coordenação da Professora Rita Lima.

A proposta geral das pesquisas anteriormente citadas busca auxiliar no diagnóstico por imagens médicas; procurando integrar as principais etapas do processamento de imagens aos métodos de extração de características e conhecimento, visando: a interpretação das imagens e a identificação de tecidos, das estruturas anatômicas e funcionais, no sentido de conduzir pesquisas direcionadas ao problema de auxiliar nos diagnósticos precoces e na classificação de patologias (benignas/malignas) da mama. O alcance das atividades desenvolvidas nas referidas pesquisas vai desde a aquisição das imagens e sua organização em bancos de dados, passando por análises através de métodos numéricos, até um último estágio, onde técnicas de aprendizado de máquina devem ser utilizadas de forma a ser feita uma extração de conhecimento das imagens de mamas.

Na integração dos projetos em questão, combinam-se ultrassonografias, mamografias e termografias. Bancos de imagens mamográficas já estão disponíveis em diversos *sites* para pesquisa e um banco de termografias vem sendo desenvolvido há alguns anos pela equipe da UFPE. Estas formas não haviam sido estudadas em conjunto, até hoje.

No momento encontra-se implementado pela equipe da UFPE um portal em linguagem pré-processadora de hipertexto (PHP<sup>®</sup> - *hypertext preprocessor*) anexado a um banco de dados em Linguagem de Consulta Estruturada (MySQL<sup>®</sup> - *structured query language*) capaz de auxiliar o gerenciamento e o cruzamento de informações relevantes à pesquisa. As imagens criadas para o referido banco de dados foram usadas em diversos trabalhos acadêmicos, inclusive nesta dissertação.

Dentro desta temática, no presente momento, foram desenvolvidos outros três trabalhos de mestrado na UFPE, e listados a seguir:

- a) Uso de imagens termográficas em tumores mamários para validação de simulação computacional (BEZERRA, 2007);
- b) 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 (ARAÚJO, 2009);
- c) Desenvolvimento de ferramenta computacional para análise paramétrica da influência da posição e do tamanho de um tumor de mama em perfis de temperatura (SANTOS, 2009).

O processo de extração de informações a partir do *pixel* que está contido em uma imagem, ou em uma sequência de imagens, com o objetivo de identificar objetos ou relacionamentos espaciais é um grande desafio para modelagem de superfícies tridimensionais (AZEVEDO; CONCI; LETA, 2008).

*Pixel* vem da combinação das palavras *PIcture ELement*, ou elemento da imagem, e é unidade de informação lógica que descreve a cor e/ou a intensidade do ponto que compõe a imagem (MCHUGH, 2010).

Tornou-se também fundamental a recuperação da geometria tridimensional das mamas das pacientes a partir das imagens termográficas, para que as mesmas fossem usadas para validação dos resultados computacionais obtidos para as temperaturas. Uma vez que se lida com pacientes, na maioria das vezes fragilizadas e assustadas com o possível diagnóstico de um câncer de mama, fez-se necessária uma análise a partir das imagens por infravermelho, já previstas no projeto de pesquisa desenvolvido no Hospital das Clínicas da Universidade Federal de Pernambuco (HC-UFPE), excluindo-se a possibilidade de serem tomadas imagens ópticas, por exemplo. Uma possibilidade é através da fotogrametria médica, usando técnicas largamente utilizadas pela engenharia cartográfica. Outro caminho é através do processamento digital direto das imagens (BEZERRA *et al.*, 2007; SANTOS, *et al.*, 2007).

Devido às dificuldades e às necessidades expostas nos dois parágrafos anteriores, na presente dissertação, geometrias substitutas da mama usando próteses mamárias externas foram construídas com o auxílio do GAMBIT<sup>®</sup>, um programa computacional comercial pré-processador de fluidodinâmica computacional (CFD- *computational fluid dynamics*), para suprir a inexistência da superfície tridimensional extraída diretamente do termograma. Um programa computacional desenvolvido na UFF por Vasconcelos (2010) manipulou as imagens termográficas e retirou as coordenadas dos pontos do contorno da base e do perfil das mamas das pacientes estudadas. Foram desenvolvidos programas computacionais na linguagem C++ com o intuito de identificar a prótese que melhor se aproximava da mama de cada paciente analisada. A partir dessas geometrias substitutas escolhidas, foram simulados perfis de temperatura com o uso do FLUENT<sup>®</sup>, um programa computacional comercial de CFD, e os resultados foram, então, comparados com as temperaturas obtidas no termograma pelo QUICKREPORT<sup>®</sup>, programa computacional proprietário da FLIR.

Os esforços desta dissertação fazem parte do projeto de pesquisa intitulado “Processamento de imagens digitais aplicadas à mastologia” financiado pela CAPES. O mesmo é desenvolvido pela UFF e pela UFPE, sendo financiado via Edital Pró-engenharias 2008 n° PE021/2008.

O depoimento de D. Luiza Bento de Lima, diagnosticada com câncer na mama em 1983 e em 2003, mostra o impacto da doença em sua vida e é transcrito a seguir.

Apesar da dor e do desespero inicial, o diagnóstico do câncer nos leva a um autoconhecimento e, sem perceber, descobrimos uma força interior, que nos estimula a lutar pela sobrevivência. Além disso, a crença em algo maior que tudo, maior que a doença e o tratamento, fortalece a esperança de superar, com a ajuda de Deus, essa situação. Então, tem que ter fé e seguir em frente. Porque existe vida após o câncer. (MIGUEZ *et al.*, 2008, p.29).

A principal motivação deste trabalho foi o desejo de contribuir para o desenvolvimento e aprimoramento de ferramentas que venham a diagnosticar mais precocemente o câncer de mama, trazendo mais esperança de cura e aumentando a expectativa de vida das pacientes.

## 1.2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Para permitir a execução das atividades, foi necessário estudar o uso da termografia na medicina, CFD e métodos numéricos de ajuste de curva. Um resumo desses assuntos é apresentado neste tópico.

Além do que foi exposto acima, estudou-se também como se desenvolve o câncer de mama. Detalhes da revisão bibliográfica sobre câncer de mama estão apresentados em Bezerra (2007).

### 1.2.1 *Termografia na medicina*

A radiação eletromagnética pode ser emitida em diferentes faixas de frequência e de comprimento de onda. Cada faixa do espectro eletromagnético tem características próprias possibilitando diferentes interações com os materiais.

Todos os materiais conhecidos hoje emitem radiação quando estão com temperatura acima de  $-273,15\text{ }^{\circ}\text{C}$ . Esta característica se deve ao fato de que os átomos estão em constante movimento e em diferentes estados de excitação. Porém para efeitos práticos consideramos que há uma diferença entre as regiões de infravermelho (IR), conforme visualizado na Figura 1.1 (CARRANO *et al.*; KAPLAN *et al.*; HUDSON *apud*: MANEA; IHA; ROCCO, 2008).

O comprimento de onda da radiação IR emitida pelo corpo está na faixa de  $8\mu\text{m}$  até  $14\mu\text{m}$ . Também costuma ser designada por IR térmico, por compreender a região onde se encontra o pico de emissão de qualquer corpo na faixa de temperatura de  $-50\text{ }^{\circ}\text{C}$  à  $50\text{ }^{\circ}\text{C}$ . Ao consumir energia, o calor gerado estimula átomos a liberar fótons no espectro infravermelho térmico. Com o aumento da temperatura, o corpo também liberará fótons no espectro visível (SILVA, 2007).

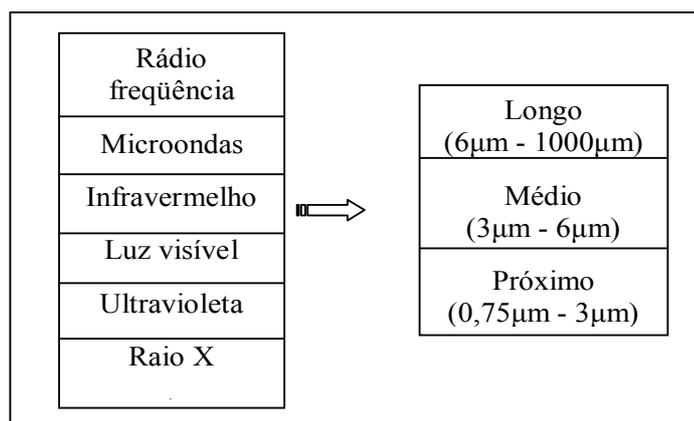


Figura 1.1 Representação do espectro eletromagnético

Dentro da largura de banda do IR, somente comprimentos de onda entre aproximadamente  $0,7\ \mu\text{m}$  a  $20\ \mu\text{m}$  são usadas para medidas práticas de temperaturas. Isto ocorre devido às limitações dos sensores de IR disponíveis no mercado (MANEA; IHA; ROCCO, 2008).

Termografia é o uso de uma imagem IR e de câmeras de medição para “ver” e “medir” a energia térmica emitida por um corpo. Mesmo blocos de gelo emitem radiação infravermelha (FLIR, 2010). O detector de IR é um dispositivo que capta a energia IR e a converte em uma forma mensurável. De acordo com Hobbs (2001) (*apud* MANEA; IHA; ROCCO, 2008), esta conversão pode resultar em uma imagem que apresenta as diferenças de energia entre objetos ou ao longo do objeto.

Silva (2007) fez um estudo experimental de imagens termográficas onde as alterações de temperatura são usadas na detecção de anormalidades para determinar parâmetros termofísicos do gesso, além de propriedades termofísicas e geométricas após a inclusão de uma peça metálica no bloco de gesso.

Irvine (2002) descreveu como a termografia migrou da área militar para o uso civil. Originariamente desenvolvido para uso militar, o sistema de reconhecimento automático do alvo (ATR – *automatic target recognition*) possui uma gama de ferramentas de processamento de imagens para detectar, localizar, identificar e caracterizar alvos militares

em imagens. Entretanto, a decisão final permanece com o ser humano. O processo, visualizado na Figura 1.2, é descrito a seguir.

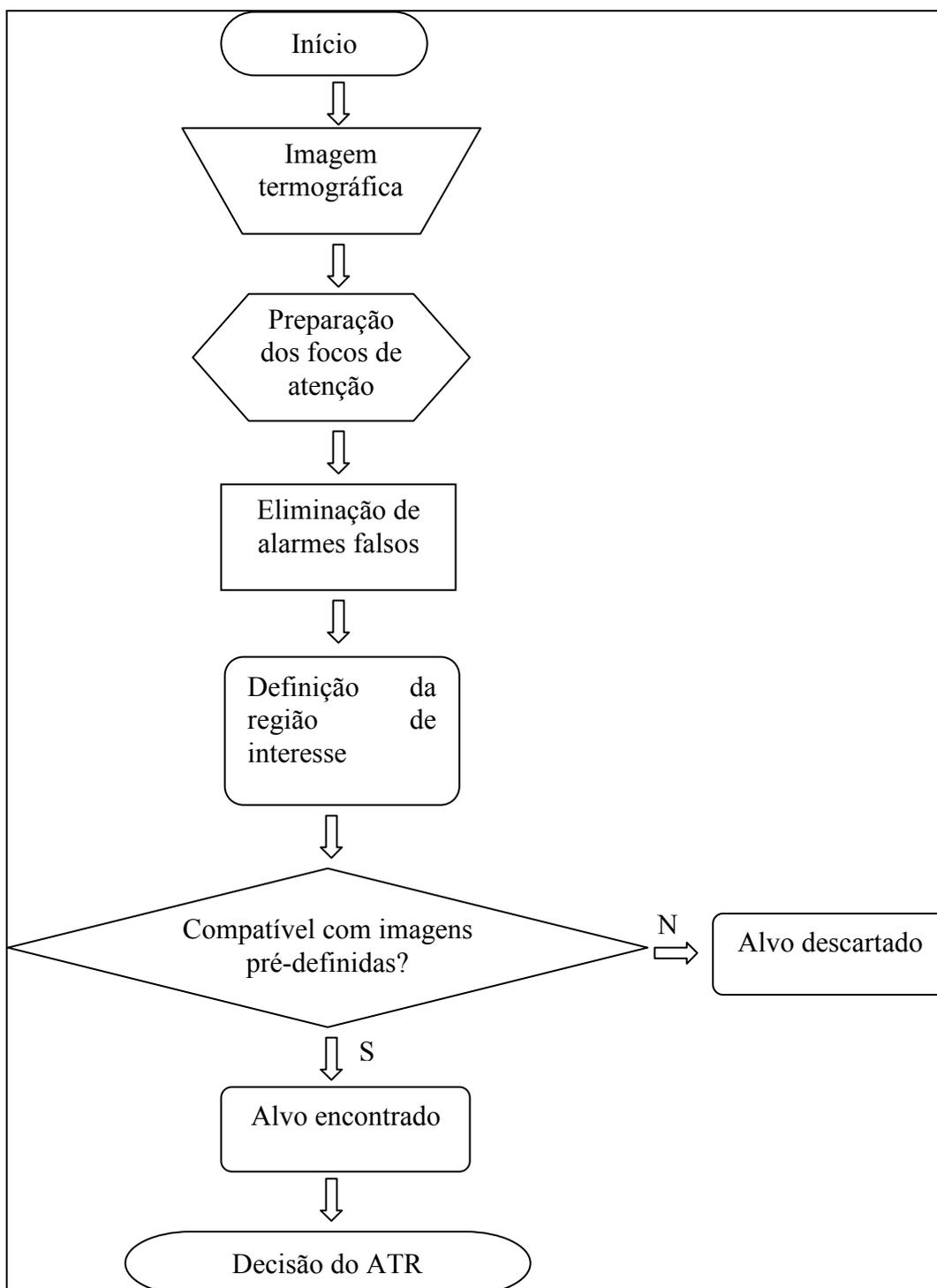


Figura 1.2 Representação do procedimento do ATR

Inicialmente, o detector captou a imagem e detectou uma região de interesse (ROI – *region of interest*) com alvos em potencial. A imagem foi processada para eliminar alarmes

falsos. Ao fim desta fase, o ATR encontrou uma gama de candidatos a alvo, mas ainda não julgou se estes possíveis candidatos são realmente alvos militares ou não.

A segunda fase foi responsável por comparar os possíveis alvos com as características de imagens padrão de alvos predefinidos. Se o candidato a alvo tiver características compatíveis com o padrão, o ATR o reconheceu como alvo militar, caso contrário, foi descartado.

Comparando a termografia para uso militar e a termografia para detecção de câncer de mama, percebemos que ambas possuem o mesmo fluxo de decisões: detecção da imagem, processamento das informações para eliminar possíveis interferências, comparação com um banco de dados para identificar um possível diagnóstico através da comparação entre as características encontradas na imagem e as características disponíveis no banco de dados e, por último, uma sugestão de diagnóstico. A palavra final, entretanto, permaneceu com o médico responsável.

Então, encontramos quatro áreas principais que podem comprometer profundamente os resultados: veracidade da imagem, sensibilidade do aparelho, condições da paciente, meio ambiente em torno da paciente.

Infelizmente, não é possível, ainda, dar um diagnóstico do câncer através da termografia. A mamografia e o ultrassom, juntamente com o exame clínico são os principais métodos de detecção do câncer de mama. Desde 1982, o FDA (*Federal and Drugs Administration*) aprovou a termografia da mama com um procedimento auxiliar na detecção do câncer de mama (AMALU, 2002).

Estudos demonstraram que a termografia da mama é uma ferramenta poderosa para detecção de pacientes de risco. Head e Elliot (2002) apresentaram três estudos onde a imagem termográfica indicou anormalidade, apesar de não ter sido detectado câncer na mamografia e no ultrassom. No primeiro estudo citado, conduzido por Gautherie e Gros, foram observadas 784 imagens com anormalidades. Dessas pacientes, 38 % desenvolveram a doença em um período de quatro anos após o exame, contra uma média de 1 % a 2 % da população em geral. Em um segundo estudo, de Stark, 23 % das mulheres que apresentavam anormalidades na termografia desenvolveram câncer nos dez anos seguintes. No terceiro estudo, do próprio autor John Head, verificou-se que 65% das mulheres com termografia alterada realmente estavam com câncer.

Amalu (2002) e Head e Elliot (2002) citaram as vantagens da termografia sobre os demais procedimentos:

- a) tecnologia dos detectores está avançando, permitindo imagens de alta resolução;

- b) não necessita de nenhum tipo de contraste, pois é o próprio sangue aquecido passando pela microcirculação cutânea que gera contraste para imagens de alta resolução;
- c) não apresenta o risco da radiação;
- d) exame é mais simples e sem contato físico;
- e) é totalmente indolor.

Segundo Amalu (2002) e Irvine (2002), os principais empecilhos para o uso da termografia são:

- a) protocolo para obter as imagens é insuficiente ou é violado;
- b) pessoal sem o treinamento necessário para manusear a câmera termográfica;
- c) pessoal sem o conhecimento sobre as bases fisiológicas e biológicas do tecido da mama e do tumor, necessário para correta interpretação da imagem termográfica.

Amalu (2002) concluiu que uma paciente que apresenta anormalidades repetidas nas suas imagens termográficas tem um alto risco de desenvolver câncer e o intervalo entre os exames de acompanhamento deve ser reduzido. Até mesmo pacientes com pequenos tumores tem imagens termográficas com anormalidades.

Atualmente, a termografia é usada em várias outras áreas da medicina, Brioschi, Macedo e Macedo (2003) descreveu as aplicações a seguir:

- a) doenças vasculares: As informações fornecidas pela termografia cutânea são valiosas no diagnóstico das insuficiências vasculares periféricas causadas por arteriosclerose, doenças colagenosas, síndrome de Raynaud, distrofia simpático-reflexa e outras causas. A termografia também tem tido seu uso significativamente aumentado no acompanhamento pós-operatório de pacientes submetidos a enxertos vasculares.
- b) varizes: a termometria é usada na avaliação objetiva do grau de alterações funcionais dos pacientes com varizes dos membros inferiores. Comparando-se os pontos quentes indicados na termografia com exames durante a cirurgia, constatou-se, microscopicamente, que esses pontos eram comunicações arteriovenosas que variavam de 0,1 mm a 2,0 mm de diâmetro;
- d) trombose venosa profunda: A termografia é auxiliar no diagnóstico e no tratamento dessa patologia, podendo diagnosticar trombos acima e abaixo dos joelhos, alertando para um potencial de embolia pulmonar, mesmo quando pouco ameaçadora;
- e) microangiopatia diabética: A ausência de atividade vasodilatadora em uma das pernas após imergir a outra perna em água morna foi relacionada com a duração do diabetes *melitus* e com um pobre controle da glicemia. Os pacientes com alta temperatura

plantar, especialmente em região metatarsal e calcanhar, tiveram maior risco de ulceração do pé. Valores baixos de temperatura plantar em pés neuropáticos foram marcadores de doença vascular periférica isquêmica;

f) cirurgia cardiovascular: A termometria cutânea infravermelha intra-operatória do miocárdio oferece as informações que são essenciais para o sucesso da operação, além disso, essa técnica é não invasiva e relativamente fácil de aplicar;

g) alterações neurológicas: o corpo humano exibe uma simetria térmica evidente após a preparação adequada do paciente com as regiões de interesse expostas a uma temperatura ambiente constante. Quando há qualquer assimetria em relação ao território contralateral correspondente, isso permite o diagnóstico de alterações neurovasculares.

Por esse motivo, a avaliação termométrica cutânea padronizada internacionalmente é realizada comparando-se sempre as metades correspondentes (dimídios) do corpo humano.

Ainda de acordo com Brioschi, Macedo e Macedo (2003), por causa dessa multiplicidade de aplicações, a termometria cutânea infravermelha apresenta uma característica única de diagnóstico de vários sistemas (neurológico, vascular, muscular) em um único exame. Deve-se ressaltar que os resultados obtidos pela termografia precisam ser apropriadamente correlacionados com uma história clínica completa, um exame físico bem realizado e outros estudos diagnósticos, quando indicados.

### *1.2.2 Fluidodinâmica Computacional*

Com o desenvolvimento da tecnologia e com a necessidade de novos produtos, depara-se com a necessidade de construir protótipos para testes e simulações.

Entretanto, a fabricação de um produto apenas para testes é cara e algumas vezes inviável. Por exemplo, é inviável construir um edifício apenas para testar questões de conforto e iluminação. Daí, a necessidade de desenvolver modelos matemáticos através de códigos computacionais que substituem o modelo real, descrevendo seu comportamento diante dos fenômenos para solucionar problemas científicos.

Segundo Anderson Jr (1995), o estudo de fenômenos físicos pode ser feito sob três perspectivas: experimental, teórica e computacional. Os fundamentos da fluidodinâmica foram desenvolvidos experimentalmente no século XVII na Inglaterra e na França. Os fundamentos teóricos surgiram nos séculos XVIII e XIX também na Europa. Já a visão

computacional só foi possível com o desenvolvimento dos computadores e de algoritmos para resolver problemas físicos em meados do século passado. As três perspectivas devem ser utilizadas em conjunto para obtermos uma interpretação mais correta para os problemas físicos que nos são apresentados.

A princípio, quando se obtêm todos os parâmetros das equações que descrevem o problema, pode-se encontrar a solução exata para os mesmos e uma série de outros parâmetros pode ser obtida. Entretanto, nem sempre isto é possível. Surge a necessidade de um modelo que descreva o comportamento do fenômeno de maneira aproximada (FERZIGER; PERIC, 2002).

Dinâmica de fluidos computacional é um método de engenharia em que o fluxo e outras características físicas são calculados detalhadamente para uma aplicação em estudo. Os resultados podem ser utilizados como parte de uma simulação (ANSYS, 2009).

Algumas perguntas precisam ser formuladas:

- a) por que se necessita de CFD integrados aos modelos?
- b) quando o modelo não é satisfatório, ele pode ser substituído pelo modelo CFD?
- c) como é possível validar os modelos integrados?

A resposta à primeira pergunta parece simples: necessita-se de maiores resolução e precisão no cálculo de transferência de calor na fronteira que podem ser calculadas mais facilmente com auxílio de programa computacional. Contudo, a solução computacional introduz erros devido às aproximações realizadas durante os cálculos, além de que os modelos computacionais de um ser humano foram desenvolvidos para avaliar uma condição ambiental relativamente estável e uniforme que nem sempre corresponde a realidade. A resposta à segunda questão é que o CFD deve lidar com o cálculo da convecção, evaporação e do calor radiante fora do limite do corpo do ser humano. A resposta para a última questão é que alguns dos estudos experimentais, cujos dados foram utilizados na validação dos modelos, têm fornecidos detalhes suficientes para validar as simulações CFD. Contudo, apesar de possibilitar a criação de belas imagens, os resultados obtidos com a simulação CFD devem ser analisados criticamente (FERZIGER; PERIC, 2002; ZHANG; NOVIETO; JI, 2009).

As equações para fluidos são bastante complexas e podem ser difíceis de resolver, especialmente quando se trata da geometria de um problema tão complexo quanto a modelagem do corpo humano. Algumas equações são não-lineares e os termos de diferença de pressão são difíceis de resolver, em combinação com o movimento do fluido. Ao fazer uso dos computadores como uma ferramenta computacional, essas equações do movimento podem ser resolvidas em quase todas as situações arbitrárias. Um pré-processador pode ser usado para

criar as geometrias e a grade (uma malha) computacional para o problema. Esta malha é composta de pequenos domínios no espaço e/ou no tempo onde a equação de biotransferência de calor (BHTE - *Bioheat Transfer Equation*) pode ser resolvida. Isso nos permite transformar o problema de um meio contínuo para uma abordagem discreta a ser resolvida pelo programa computacional de CFD usando o método da diferença finita, método do volume finito ou método de elemento finito (FERZIGER; PERIC, 2002; RIFF, 2004).

De acordo com Ferziger e Peric (2002), as soluções obtidas com CFD precisam observar alguns critérios. Os principais são: consistência, estabilidade, convergência, respeito às leis de conservação, respeito às condições de contorno, respeito às características físicas e exatidão.

O método é consistente se o erro de truncamento tende a zero quando o espaçamento da malha tende a zero. Erro de truncamento é a diferença entre o resultado obtido numericamente e o resultado real. Uma vez que o modelo é uma aproximação da realidade, os erros de truncamento sempre existirão. Uma boa solução minimiza esses erros.

O método é estável se ele não amplia os erros à medida que as equações são resolvidas. Para métodos iterativos, uma solução é estável quando não diverge. Isso pode ser observado quando a diminuição do espaçamento da malha não melhora significativamente o resultado.

Um método é convergente se a solução das equações discretizadas se aproxima da solução obtida com as equações diferenciais à medida que o espaçamento da malha tende a zero. Para isto, a definição de valores iniciais e de contorno adequados é de suma importância.

O respeito aos princípios de conservação da massa, de conservação do momento e de conservação de energia significa que em estado permanente e na ausência de fontes, a quantidade de uma grandeza que entra no volume de controle é igual à quantidade que sai. Um método não-conservativo pode criar falsas fontes ou falsos sumidouros da grandeza que deveria ser conservada, levando a um desbalanceamento dessa grandeza tanto local quanto globalmente.

As condições de contorno devem ser observadas em todo o domínio estudado. Por exemplo, uma grandeza que fisicamente não pode ter valores negativos como, por exemplo, a densidade, deve ter resultados positivos em todo o domínio.

O respeito às características físicas considera que os resultados devem ser compatíveis com o comportamento físico da grandeza.

A exatidão da solução não significa a ausência de erros, mas a sua minimização. Uma vez que CFD lida com modelos, a solução das equações numéricas gera resultados aproximados. São três as grandes fontes de erros: erros na modelagem (diferença entre a

solução encontrada e o valor real), erros na discretização (diferença entre a solução das equações de conservação e a solução do sistema algébrico) e erros de iteração (a diferença entre a solução iterativa e a solução do sistema algébrico de equações).

O desenvolvedor de programas de CFD deve ter em mente as limitações de cada método de solução a ser adotado e escolher aquele que obtenha uma exatidão aceitável com o mínimo de esforço ou o máximo de exatidão possível com os recursos disponíveis.

Na literatura técnica, diversos trabalhos com simulação computacional podem ser encontrados. Riff (2004) e Capone e Engel (2004) usaram o programa computacional comercial GAMBIT<sup>®</sup> para gerar a malha e o programa computacional comercial FLUENT<sup>®</sup> para resolver os problemas citados acima. Os mesmos programas computacionais foram usados nesta dissertação. O primeiro autor descreveu sua experiência com o uso dos programas computacionais comerciais de CFD em laboratório para fins educacionais. O objetivo do trabalho de Capone e Engel (2004) foi determinar as taxas de transferência de massa em diferentes superfícies de compactos de ácido benzóico que foram submetidos à dissolução e utilizar CFD para prever as taxas de transferência utilizando dados de velocidade de fluxo de fluido simulado. Os resultados obtidos com a simulação foram compatíveis com os resultados experimentais.

Programas de CFD foram usados durante o andamento do Projeto “Análise da viabilidade do uso de câmera termográfica como ferramenta auxiliar no diagnóstico de câncer de mama em hospital público localizado em clima tropical”. O referido projeto vem sendo desenvolvido no Departamento de Engenharia Mecânica (DEMEC) da UFPE. Algumas das ações realizadas são descritas abaixo:

- a) desenvolvimento de uma ferramenta computacional para gerenciar o uso do programa comercial de CFD (FLUENT<sup>®</sup>) e do seu gerador de malhas (GAMBIT<sup>®</sup>). O objetivo principal foi automatizar análises paramétricas, tais como posição e tamanho do tumor, e posteriormente identificar a sensibilidade da termografia, ou seja, em qual profundidade e com qual dimensão a imagem por infravermelho deixa de perceber o tumor (SANTOS, 2009);
- b) comparação entre a análise numérica da transferência de calor na mama, através de uma simulação computacional, onde inicialmente foi utilizado um modelo simplificado bidimensional e um modelo simplificado tridimensional usando o programa comercial de CFD, o FLUENT<sup>®</sup>. Estas ferramentas possibilitaram uma comparação preliminar entre os valores das temperaturas máximas, medidas através de imagens de infravermelho, e aquelas calculadas através de simulações computacionais. A análise

tridimensional é efetuada com geometrias bastante simplificadas, mas, apesar disto, obteve-se uma boa precisão na temperatura máxima dos tumores, quando comparada com a obtida pela termografia (BEZERRA, 2007).

### *1.2.3 Métodos numéricos para ajuste de curvas*

Durante o andamento da dissertação, foi necessário fazer o ajuste de curvas que passavam por um dado conjunto de pontos.

Usando imagens termográficas de mamas, foi efetuada a retirada automática dos pontos que formam o seu contorno com programa computacional desenvolvido por Vasconcelos (2010) na UFF. Tornou-se necessário unir os pontos do contorno frontal que formavam a base da mama. Em alguns casos observou-se que havia intervalos sem pontos, sendo necessário usar um método numérico para encontrar a curva que melhor se ajustou aos dados para, com esta curva, desenhar o contorno da mama.

No momento de escolha da prótese que mais se aproximava da mama da paciente, novamente foi necessário ajustar as curvas que passavam pelos pontos que formavam a prótese, para então comparar com a curva da mama.

Segundo Chapra e Canale (1998), são três as principais formas de ajuste de curvas:

- a) método dos mínimos quadrados (MMQ);
- b) interpolação;
- c) aproximação de Fourier.

O método dos mínimos quadrados encontra uma equação com uma determinada ordem que descreva a tendência geral dos pontos. Com isto, a curva obtida não passará por todos os pontos.

É indicado calcular o erro associado à curva obtida para decidir se a ordem da equação atende às necessidades. Caso necessário, os cálculos devem ser refeitos mudando a ordem da equação.

A interpolação é um método que procura ajustar a curva passando por todos os pontos do conjunto de dados nas situações onde é pedido um valor intermediário entre dois valores obtidos com considerável precisão.

Nos dois métodos anteriores, MMQ e interpolação, a equação obtida é um polinômio resultante de uma combinação de monômios como mostrado na Eq (1.1):

$$f(x) = a_0 + a_1x + a_2x^2 + \dots + a_mx^m \quad (1.1)$$

onde:

$m$  = ordem do polinômio;

$a_0, a_1, a_2, \dots, a_m$  = coeficientes do polinômio para a curva ajustada com ordem ' $m$ ';

$f(x)$  = valor da função calculado pelo polinômio no ponto  $x$ .

A aproximação de Fourier é um método que usa séries trigonométricas para ajustar a curva que passa pelo conjunto de pontos. É adequada naquelas situações tão comuns na engenharia onde encontramos a necessidade de modelar um sistema que possua vibração ou oscilação.

Existem duas situações distintas:

a) os dados possuem um erro considerável, não sendo necessário que a curva passe por todos os pontos. É encontrada uma curva que siga o padrão geral dos pontos porque qualquer dos pontos obtidos pode ser incorreto.

b) os dados possuem uma grande precisão. Neste caso, é interessante fazer um esforço para encontrar uma curva que passe por todos os pontos.

Uma vez que tanto os pontos retirados da imagem termográfica, onde o contorno da mulher não está perfeitamente definido, quanto os pontos obtidos das próteses mamárias podem apresentar erros, estamos lidando com a primeira situação. Usou-se, então, o método dos mínimos quadrados para fazer o ajuste das curvas.

Wolf e Ghilani (1997) ressaltaram as vantagens no uso do MMQ sobre outras formas de ajuste. De acordo com os autores, o MMQ é o ajuste mais rigoroso e pode ser mais facilmente aplicado em diversas situações porque a metodologia do MMQ é sempre a mesma. O MMQ possibilita análises estatísticas mais rigorosas dos resultados após o ajuste. O método encoraja o cálculo de erro obtido com o ajuste e o resultado é recalculado até que o erro atinja o valor tolerável. O MMQ pode ser usado para realizar simulações iniciais nos projetos, onde com tentativas sucessivas, é escolhida a opção que minimiza o erro.

O MMQ é mais detalhado no Capítulo 3 para explicar sua aplicação nos programas desenvolvidos.

### 1.3 OBJETIVOS

O objetivo dessa dissertação é obter perfis de temperatura da mama usando geometria substituta para compará-los com o termograma de pacientes com câncer de mama.

Com o intuito de atingir esse objetivo, os esforços foram divididos em quatro etapas:

- a) construir geometrias tridimensionais de mamas a partir de próteses mamárias externas com uso de programa computacional comercial pré-processador de CFD;
- b) encontrar a geometria substituta que melhor se aproxima da mama em estudo comparando a curva retirada da termografia com a curva característica da geometria substituta;
- c) simular, com o auxílio de programa computacional comercial de CFD, o perfil de temperatura para a geometria substituta tendo como condições de contorno as informações do prontuário da paciente em estudo;
- d) validar os resultados através de uma comparação preliminar entre as temperaturas máximas encontradas no termograma da paciente e aquelas obtidas com a simulação.

### 1.4 ORGANIZAÇÃO DO TRABALHO

O Capítulo 2 analisa o processo do uso da máquina de medição por coordenadas (MMC) para obter as coordenadas de pontos das próteses mamárias externas. Descreve sucintamente o protocolo de aquisição das imagens termográficas e os equipamentos utilizados nesse procedimento (câmera IR e termo-higro-anemômetro-luxímetro digital). Discute o uso de programa computacional comerciais de CFD na construção de geometrias com malhas e para simular os perfis de temperatura nas referidas geometrias. É realizado um estudo preliminar com uma geometria substituta da mama utilizando esses programas computacionais.

O Capítulo 3 inicia mostrando sucintamente como a curva característica da mama da paciente foi retirada da termografia. Apresenta o programa na linguagem C++ desenvolvido para ajustar as curvas características da geometria substituta e da mama da paciente bem como o programa desenvolvido na linguagem C++ para encontrar a geometria substituta da mama mais adequada à paciente em estudo. É demonstrado como os conceitos de momento de inércia e MMQ foram usados na solução do problema proposto. O referido capítulo encerra com um

programa em MATLAB<sup>®</sup> para ajustar as temperaturas medidas nos termogramas de acordo com a calibração da câmera termográfica que captou as imagens.

No Capítulo 4, apresentam-se os resultados obtidos através da aplicação da metodologia descrita nesta dissertação no estudo de caso de duas pacientes do HC-UFPE para as quais foram calculados os perfis de temperatura da mama portadora de anormalidades. Os perfis resultantes da simulação são comparados de forma preliminar com a imagem termográfica.

No Capítulo 5, as conclusões são apresentadas resumindo e sistematizando a discussão abordada nesta dissertação. Também apresenta sugestões que podem tornar o perfil de temperatura simulado mais próximo da imagem termográfica apresentada por uma mama real.

## 2 EQUIPAMENTOS E MÉTODOS

---

Este capítulo discorre sobre os equipamentos e a metodologia adotada na obtenção dos termogramas, na obtenção das coordenadas dos pontos das próteses mamárias externas e na modelagem computacional da geometria substituta das referidas próteses.

Uma vez que se utilizaram imagens já existentes no banco de dados do projeto “Análise da viabilidade do uso de câmera termográfica como ferramenta auxiliar no diagnóstico de câncer de mama em hospital público localizado em clima tropical”, essa etapa foi descrita sucintamente, apenas para ressaltar os erros envolvidos nas medições de temperatura, umidade e captura das imagens.

### 2.1 OBTENÇÃO DOS TERMOGRAMAS

Foram escolhidos para esta dissertação os termogramas de três pacientes disponíveis no banco de dados do projeto referido anteriormente. O critério de escolha adotado foi a boa visualização das imagens termográficas e a existência do diagnóstico fechado chamado de “padrão ouro” (ou *golden standard* ou padrão de referência), no linguajar médico. Por diagnóstico fechado, entende-se a existência do exame clínico, da ultrassonografia e da mamografia com a confirmação do diagnóstico pelo médico responsável pelo tratamento da paciente. Além do exposto, os registros da paciente continham o detalhamento do diagnóstico com a classificação, as dimensões e a localização da patologia transcritos a partir da ultrassonografia e da mamografia.

A obtenção das imagens termográficas seguiu o protocolo cadastrado no Ministério da Saúde, sob o Registro CEP/CCS/UFPE N°279/05 após ser aprovado pelo Comitê de Ética da UFPE. As pacientes foram encaminhadas para a aquisição de imagens pelo médico responsável por seu tratamento no HC-UFPE e esclarecidas com relação ao procedimento ao qual estavam se submetendo bem como sobre os objetivos da pesquisa em andamento. Caso concordassem, assinavam o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE) para declarar sua participação espontânea.

Os dados dos resultados dos exames disponíveis no prontuário da paciente foram registrados para formar o banco de dados que organizou as informações obtidas na pesquisa, conforme Araújo (2009). Os exames principais eram: exame clínico, ultrassonografia e mamografia. As pacientes escolhidas para esta dissertação estavam entre aquelas que possuíam os resultados dos exames com a localização, dimensões e classificação da patologia.

A administração do HC-UFPE disponibilizou uma sala com espaço suficiente para acomodar a paciente e para movimentar a câmera em relação à mesma, a fim de se obter o melhor ângulo de imagem do tronco e dos membros superiores. O procedimento de aclimatação térmica da paciente teve duração de aproximadamente dez minutos observando o cuidado de não tocar nas suas mamas, para não comprometer a temperatura indicada na imagem termográfica. A temperatura e a umidade relativa do ar, bem como a temperatura da paciente foram registradas.

A temperatura e a umidade relativa do ar foram medidas com o auxílio do termo-higro-anemômetro luxímetro digital, modelo THAL-300, fabricado pela INSTRUTHERM. O aparelho é semelhante ao apresentado na Figura 2.1, obtida em INSTRUTHERM (2010).



Figura 2.1 Termo-Higro-Anemômetro Luxímetro Digital THAL-300. Fonte: INSTRUTHERM (2010)

De acordo com o fabricante, INSTRUTHERM (2010) as grandezas podem ser medidas com as especificações descritas a seguir.

A temperatura pode ser medida pelo termistor nas escalas de 0°C a 50°C ou de 32°F a 122°F com resolução de 0,1°C ou 0,1°F. A precisão é de  $\pm 1,2^\circ\text{C}$  e  $\pm 2,5^\circ\text{F}$ .

A umidade relativa do ar pode ser medida entre 10% e 95% com resolução de 0,1%. A precisão é de  $\pm 4\%$  para valores de umidade relativa abaixo de 70% e  $\pm 4\%$  da leitura +1,2% RH para umidade relativa igual ou superior a 70%.

O instrumento possibilita medição de velocidade nas seguintes escalas: 0,4 m/s a 30,0 m/s, 1,4 km/h a 108,0 km/h, 0,8 nós a 58,3 nós, 0,9 milhas/h a 67,0 milhas/h, 80 pés/minuto a 5910 pés/minuto. A resolução é de, respectivamente, 0,1 m/s, 1pé/minuto, 0,1 km/h, 0,1 milha/h, 0,1nó. A precisão da medição é de  $\pm 3 \%$  da escala completa quando utilizada escala menor ou igual a 20m/s. Para escala superior a 20 m/s, a precisão é de  $\pm 4 \%$  da escala completa.

A luminosidade pode ser medida nas escalas de 0 lux a 20000 lux ou 0 ft-cd a 2000 ft-cd com resolução de 1lux ou 1ft-cd, respectivamente. A precisão é de  $\pm 5 \%$  da leitura  $\pm 8$  dígitos. Esta função não foi utilizada.

A temperatura da paciente foi medida com uso de termômetro clínico para uso doméstico, devidamente higienizado.

Após a aclimatação, as imagens foram obtidas com uso da câmera de infravermelho modelo S45, fabricante FLIR, adquirida pelo DEMEC da UFPE através do edital FINEP 2003 de Laboratório Multiusuário. Para cada paciente, foram realizadas no mínimo seis imagens: tronco com mãos levantadas, tronco com mãos na cintura, perfil interno da mama esquerda, perfil externo da mama esquerda, perfil interno da mama direita, perfil externo da mama direita.

As imagens foram obtidas com uso da câmera de infravermelho modelo S45, fabricante FLIR. Segundo o *datasheet* do equipamento, encontrado em Silva (2009), as indicações de temperatura têm exatidão é de  $\pm 2 \text{ }^\circ\text{C}$  ou de  $\pm 2 \%$  sobre valor lido. Existem três opções de escala:  $-40 \text{ }^\circ\text{C}$  a  $120 \text{ }^\circ\text{C}$ ,  $0 \text{ }^\circ\text{C}$  a  $500 \text{ }^\circ\text{C}$ ,  $350 \text{ }^\circ\text{C}$  a  $1500 \text{ }^\circ\text{C}$ . As medidas são tomadas com ajuste automático da escala visualizada na imagem através da diferença entre a temperatura máxima e mínima da medição. O detector de IR é do tipo microbolômetro não refrigerado,  $320 \times 240 \text{ pixels}$ , calibre de  $7,5 \text{ }\mu\text{m}$  a  $13 \text{ }\mu\text{m}$ . Informações adicionais sobre o funcionamento da câmera termográfica podem ser encontradas no manual do usuário FLIR (2006).

Para esta dissertação, as temperaturas foram medidas no termograma do programa comercial proprietário da FLIR, o *QUICKREPORT*<sup>®</sup>, versão 1.2. A interface do programa com o termograma da IR\_0862, de 05/10/2009, carregado é disponibilizada na Fig. 2.2. Este termograma corresponde à imagem infravermelha da lateral externa da mama direita da paciente n°1640012-2. Existe uma versão simplificada desse programa disponível *on-line* gratuitamente em FLIR (2010).

O uso do termograma para comparações com os resultados da simulação de temperatura exigiu alguns cuidados. Na captação da imagem IR a escala do termograma, ou seja, sua paleta de cores correspondente à temperatura, foi ajustada apenas para permitir a melhor visualização das anormalidades descritas nos exames das pacientes. Para permitir uma comparação visual entre essas imagens e o perfil de temperatura simulado para a geometria substituta, foi necessário ajustar a escala de cores para que os perfis de temperatura obtidos pelo termograma e pela simulação tivessem uma aparência semelhante. O programa comercial *QUICKREPORT*<sup>®</sup> foi utilizado para alterar a escala de cores e obter a referida semelhança.

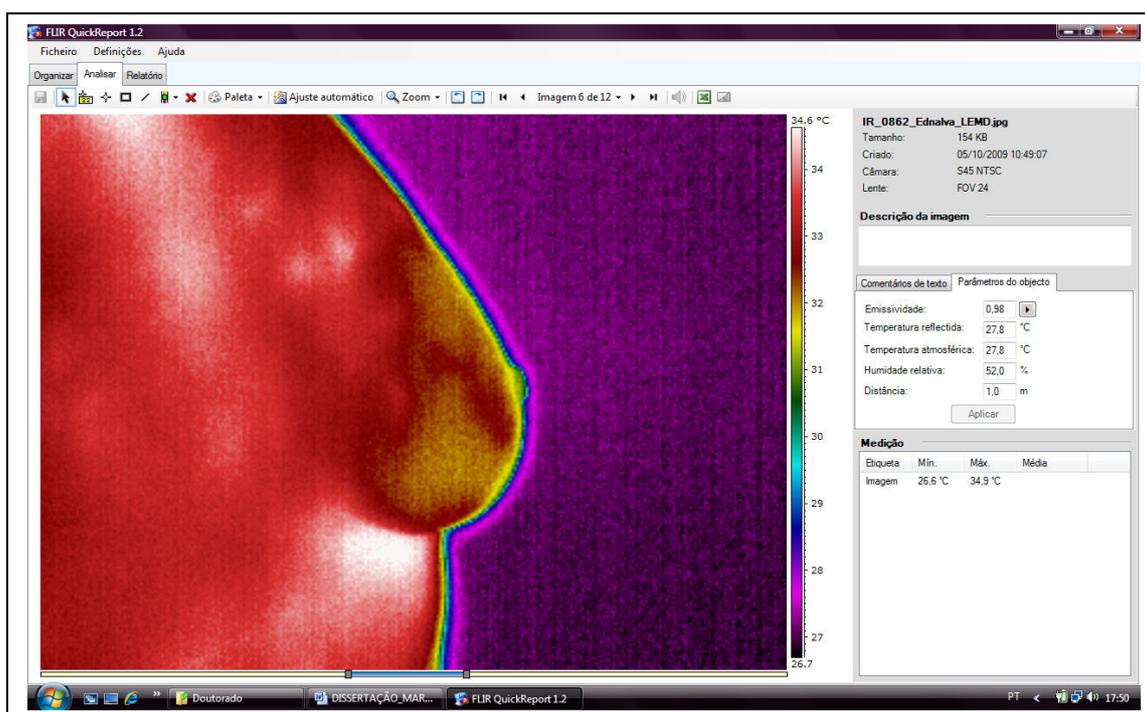


Figura 2.2 Termograma IR\_0862 carregado pelo programa comercial proprietário *QUICKREPORT*<sup>®</sup>.

Optou-se, então, por ajustar a escala de cores no termograma com o auxílio do *QUICKREPORT*<sup>®</sup> porque esta mudança não altera a temperatura medida nos pontos da superfície da mama. O ajuste foi efetuado de maneira que a temperatura observada no termograma ficasse com aproximadamente a mesma cor observada no perfil simulado, ou seja, se a faixa de temperatura entre 32°C e 33°C aparecia em tons de azul no perfil simulado, a escala do termograma era ajustada de maneira equivalente. O procedimento aqui descrito facilitou a análise qualitativa dos resultados.

A análise quantitativa dos resultados dependeu de outro ajuste: a correção do valor medido de acordo com o erro obtido na calibração da câmera. Os cálculos dos erros foram efetuados considerando as temperaturas medidas nos termogramas após a devida correção.

Foi desenvolvido um programa computacional para esse fim, descrito no Capítulo 3, item 3.3, com o objetivo de ser usado nessa dissertação e auxiliar as correções em trabalhos futuros do grupo de pesquisa.

## 2.2 USO DA MÁQUINA DE MEDIÇÃO POR COORDENADAS NA OBTENÇÃO DAS COORDENADAS DE PRÓTESES MAMÁRIAS EXTERNAS

De acordo com Bosch (1995), a melhor motivação para resolver um problema é a necessidade. A evolução da metrologia industrial seguiu esse axioma, incorporando principalmente os avanços tecnológicos introduzidos pelas áreas da automação, informática e microeletrônica aos sistemas de manufatura. Os sistemas de medição atingiram a confiabilidade e a rapidez exigidas pela crescente demanda na produção. Os avanços tecnológicos que mais impactaram os sistemas de medição no ambiente industrial, especialmente as MMC, foram a aplicação integrada de processamentos computacionais e componentes eletrônicos avançados na maioria das vezes integrados aos computadores (ROLIM, 2003).

A automatização e a informatização deram grande impulso ao aperfeiçoamento das MMC, as quais foram introduzidas no mercado mundial há mais de três décadas e atualmente são os instrumentos de medição para controle dimensional mais avançado disponível no mercado (ABACKERLI; ORREGO, 2000; SALSBURY, 2001; TRAPET; WÄLDELE, 1997 *apud* ROLIM, 2003). As MMC são utilizadas em várias situações tais como: medições de peças complexas, uso em “chão de fábrica” integrada à produção, laboratórios de calibração para instrumentos e medidas materializadas, motivadas, segundo Rolim (2003) pelas suas características de flexibilidade, alta velocidade de medição, baixo nível de incertezas, além da grande aplicabilidade, onde são poucas as dimensões inviáveis de serem medidas.

Atualmente, um arquivo de desenho auxiliado por computador (CAD - Computer Aided Design) pode ser transformado em um modelo físico pré-concebido com o auxílio da MMC devido à aplicação de programas computacionais capazes de realizar a verificação dimensional com capacidade para efetuar programação virtual de uma medição através de arquivo CAD com o projeto da peça. Os referidos programas computacionais podem, ainda, efetuar análise estatística das medições, tendo aplicação na engenharia reversa (*scanning*) para definição da

geometria medida pela digitalização de peças (MIGUEL *et al.*, 1995; SOUSA, 2001 *apud* ROLIM, 2003).

### 2.2.1 *Princípio da Medição por Coordenadas*

“A metrologia por coordenadas pode ser entendida como sendo o conjunto de técnicas que têm por objetivo determinar parâmetros dimensionais de elementos de peças, através da medição das coordenadas ( $X_i$ ,  $Y_i$ ,  $Z_i$ ) de pontos sobre sua superfície e de um processamento matemático” (ROLIM, 2003, p. 10). O sistema de coordenadas cartesianas pode ser representado por uma MMC, independente do modelo da máquina.

Os pontos coordenados obtidos pela MMC são ajustados para formar a geometria que modela a peça medida através de programas computacionais com algoritmos matemáticos que aplicam diferentes métodos matemáticos, porém o mais utilizado pelos fabricantes de MMC é o método dos mínimos quadrados. Após os citados ajustes, as geometrias assim obtidas são chamadas de geometria substituta e permitem que as características ou parâmetros principais, ou da sua combinação sejam comparados com as dimensões e tolerâncias do projeto da peça. (WÄLDELE; NI, 1995).

A Figura 2.3 ilustra o processo de medição por coordenadas. As coordenadas dos pontos são obtidas e posteriormente ocorre o processamento matemático gerando a geometria procurada, chamada de geometria substituta. Esse processamento pode ser efetuado pelo programa computacional da MMC ou por outro programa computacional de CAD (ROLIM, 2010). Para esta dissertação foi necessário usar o GAMBIT<sup>®</sup> no referido processamento para permitir a posterior simulação de temperatura pelo FLUENT<sup>®</sup>.

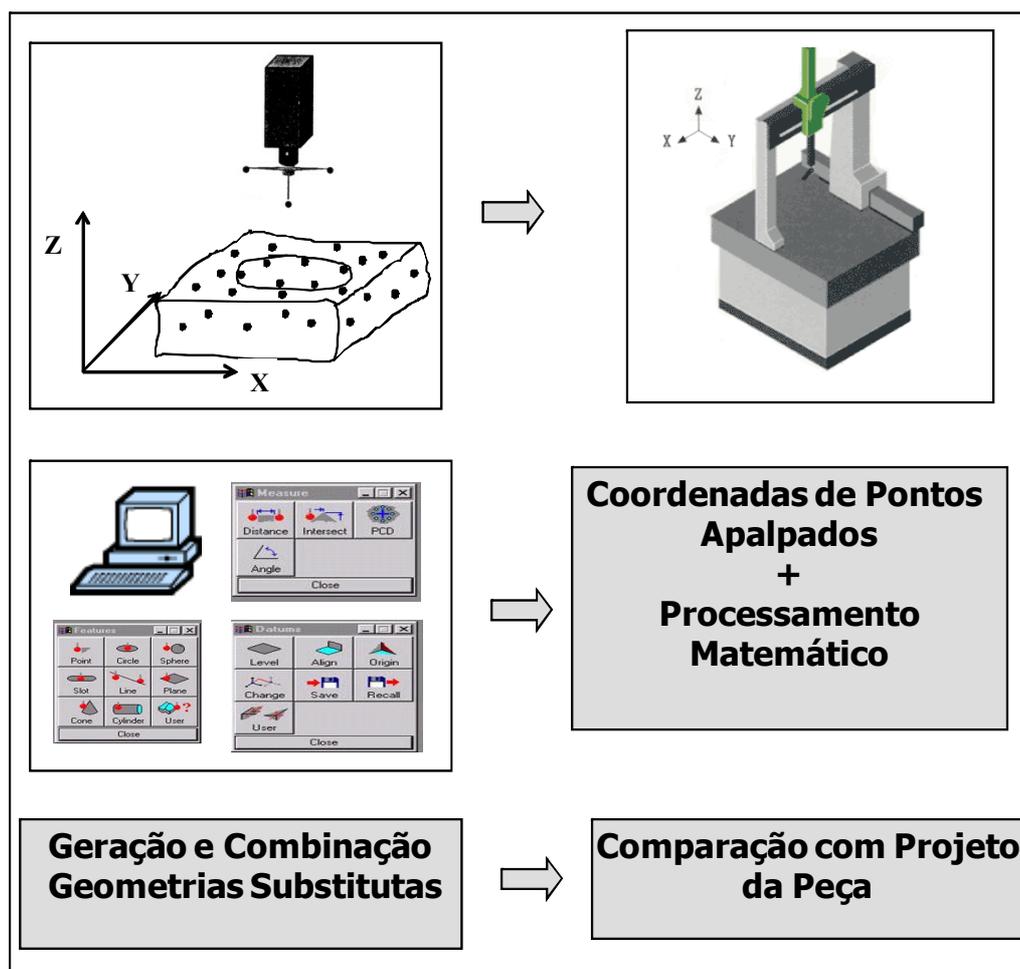


Figura 2.3 Representação do princípio da medição por coordenadas. Fonte: Rolim (2003)

### 2.2.2 Procedimento de Digitalização das Próteses Mamárias

O processo de digitalização dos perfis das próteses mamárias analisadas neste trabalho foi realizado no Laboratório de Medição por Coordenadas (LAMECO) do DEMEC da UFPE, utilizando-se uma máquina de medição por coordenadas com controle numérico computadorizado, modelo CRYSTA 574, fabricação MITUTOYO, ano 2004. Essa MMC é visualizada na Figura 2.4. Seu atual certificado de calibração tem o número 9946-05, emitido pelo Laboratório de Calibração da MITUTOYO SULAMERICANA pertencente à Rede Brasileira de Calibração.

Foram digitalizadas sete próteses mamárias externas, do fabricante ORTHO PAUHER, modelos SG-419 e SG-420, tamanhos 1, 2, 4, 6, 8, 10 e 12, todas doadas pelo fabricante. Estes

modelos são aqueles fornecidos pelo Sistema Único de Saúde (SUS) às pacientes mastectomizadas no HC-UFPE, por isso foram escolhidas para integrar esta pesquisa.



Figura 2.4 Máquina de Medição por Coordenadas CRYSTA 574

O procedimento para aquisição dos pontos em cada prótese foi feito em trajetórias conforme mostrado na Figura 2.5. Uma vez que as próteses mamárias em questão foram fabricadas em gel polímero formando uma superfície flexível, o apalpador da MMC afundava ao se aproximar dos pontos mais altos, especialmente nas próteses maiores. A solução encontrada foi adquirir as coordenadas dos pontos apalpados na embalagem plástica que protege a prótese, pois a mesma possui as dimensões da prótese correspondente e é rígida, o que possibilitou o deslocamento do apalpador sobre sua superfície interna sem comprometer o formato da geometria substituta de cada prótese mamária.

A digitalização de cada um dos perfis das próteses foi feita através da ferramenta de aplicação para engenharia reversa denominada *scan-pack*, sendo os pontos obtidos com a

máquina funcionando no modo automatizado via comando numérico computadorizado. O passo de aquisição ponto a ponto, em todas as situações, foi de 0,1mm sendo a estratégia de aquisição programada para percorrer toda extensão da prótese mamária sempre passando pelo ponto correspondente ao mamilo.

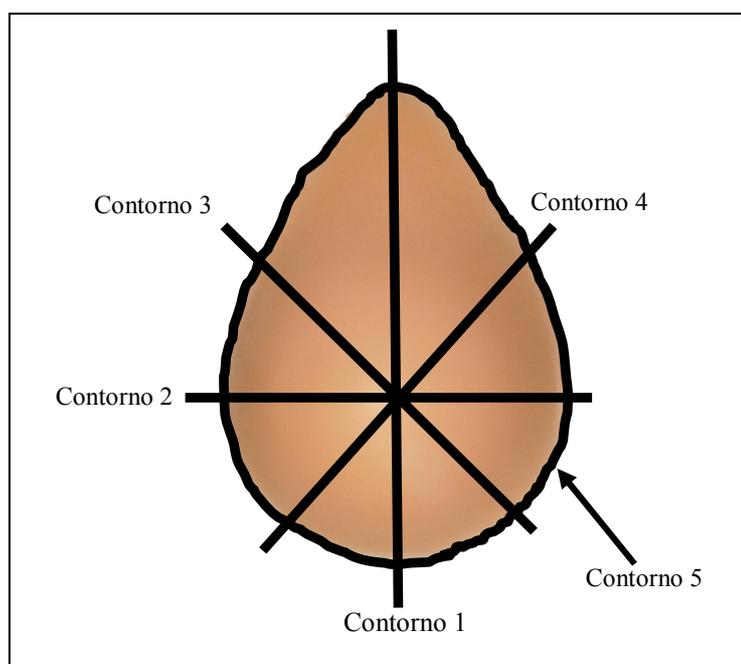


Figura 2.5 Visualização das trajetórias de aquisição de pontos

As coordenadas adquiridas foram, então, impressas em arquivo de texto para serem tratadas, conforme descrito no Tópico 2.3, para que o programa comercial pré-processador de CFD utilizado, o GAMBIT<sup>®</sup>, construísse as geometrias substitutas.

### 2.3 MODELAGEM COMPUTACIONAL DA GEOMETRIA SUBSTITUTA

A simulação de fenômenos físicos exige não apenas a elaboração de um modelo matemático com um conjunto de equações que descreva o fenômeno, mas também a construção de um modelo geométrico onde possam ser visualizados os efeitos desse fenômeno.

Nesta dissertação, o fenômeno estudado foi o da distribuição de temperatura ao longo da superfície de uma mama com anormalidades clínicas decorrentes do câncer. Para isso, se fez necessário a modelagem geométrica da mama que permita a resolução do modelo matemático por um programa comercial de CFD.

O modelo matemático é um conjunto de equações que descrevem o problema com as respectivas condições de contorno. O modelo matemático pode incluir simplificações dos problemas para viabilizar os cálculos. Por isso, um modelo sempre conduz a uma solução aproximada do problema e os erros devem ser analisados para validar a solução encontrada.

O modelo geométrico, por outro lado, permite que o comportamento físico do fenômeno no corpo em estudo seja visualizado. Esse modelo, geralmente baseado em CAD, é dividido em pequenas regiões onde as equações podem ser mais facilmente calculadas. A divisão é feita colocando-se pontos que formam uma malha na superfície e no interior do volume estudado.

A geometria substituta é o modelo geométrico tridimensional em CAD com uma malha gerada sobre a superfície e em seu interior. As regiões que compõem o volume interno e as superfícies são identificadas de maneira a viabilizar a resolução das equações do modelo matemático pelo programa computacional de CFD.

Este tópico descreveu as etapas necessárias para construir a geometria substituta e simular a condução de calor na referida geometria usando programas comerciais de CFD. Conforme explicado no Tópico 2.2, as coordenadas dos pontos que compõem a geometria substituta dessa dissertação foram retiradas de prótese mamária externa.

Este tópico trouxe, ainda, os casos analisados durante o processo de aprendizagem de uso dos programas computacionais comerciais de CFD adotados para desenvolver a pesquisa dessa dissertação. Exemplos de outros programas computacionais similares aos aqui adotados foram citados.

Uma vez que o objetivo desta dissertação não foi desenvolver um novo código computacional para resolver as equações do modelo matemático, não foi realizado um estudo detalhado dos métodos de solução numérica. As principais equações usadas pelos programas comerciais de CFD foram comentadas de maneira superficial, seguindo o roteiro explicado por Guimarães (2003 *apud* Bezerra, 2007).

### 2.3.1 *Conceitos iniciais*

Segundo Hansen, Douglass e Zardecki (2005) a simulação de um fenômeno físico divide-se em cinco grandes etapas descritas na Figura 2.6.

A Etapa 1 da Figura 2.6 corresponde ao planejamento dos trabalhos, onde as vantagens da simulação são consideradas. Nela se planeja a estratégia a ser usada para resolver o problema proposto.

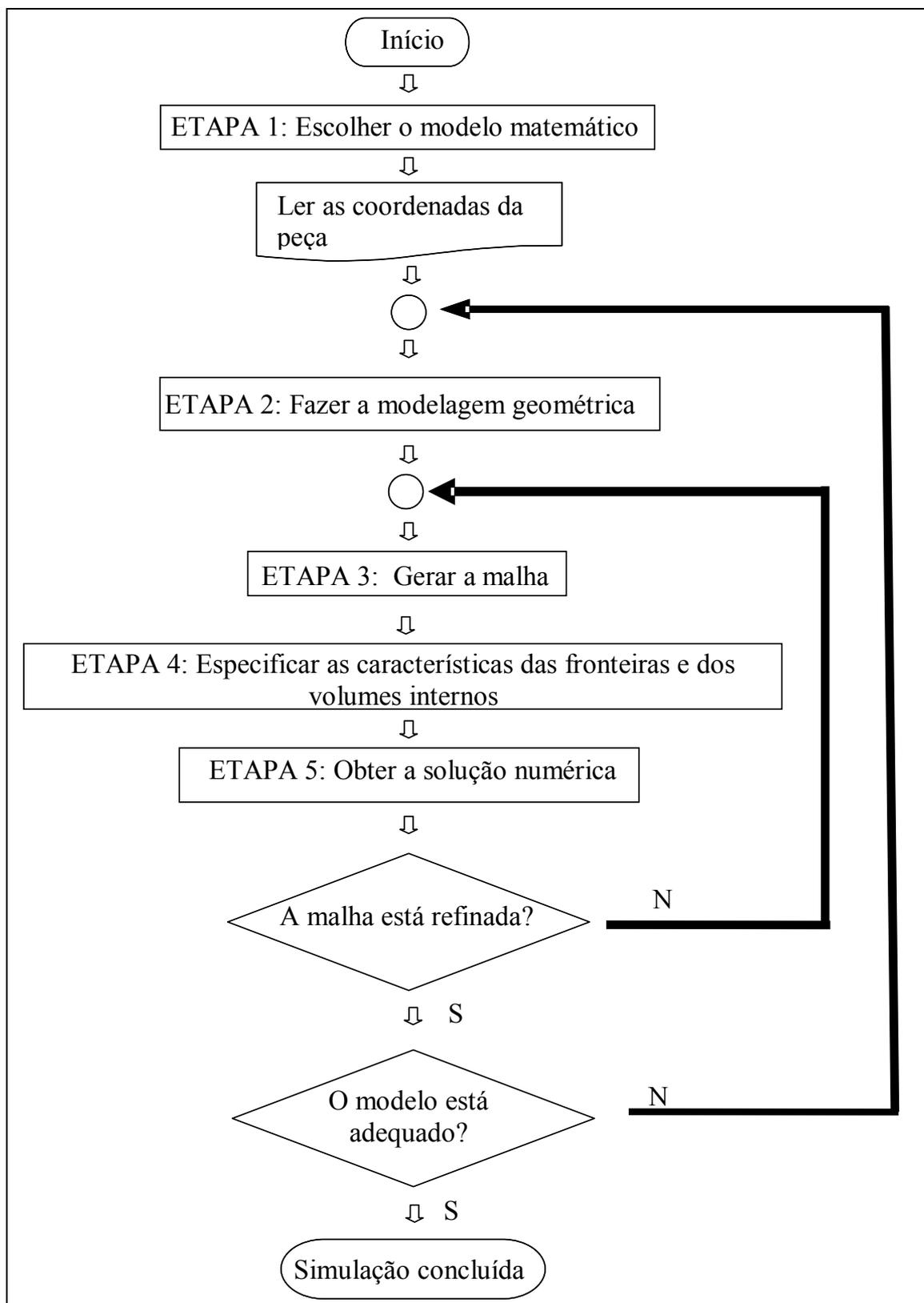


Figura 2.6 Fluxograma das etapas da simulação

Observam-se as características físicas do fenômeno, tais como dinâmica dos fluidos, transferência de calor ou outras aplicáveis a situação em estudo. Definem-se quais equações são necessárias, quais são as condições iniciais e/ou as condições de contorno nas fronteiras no domínio que está sendo modelado.

É nesse momento que é escolhido o programa computacional de CFD que será usado. Abaixo são citados alguns dos diversos programas computacionais comerciais de CFD disponíveis no mercado.

Exemplos de programas computacionais pré-processadores de CFD e/ou geradores de malhas:

- a) GAMBIT<sup>®</sup>: <http://www.fluent.com> ;
- b) TGRID<sup>®</sup>: <http://www.ansys.com> ;
- c) GRIDGEN<sup>®</sup>: <http://www.pointwise.com> .

Exemplos de programas computacionais processadores de CFD:

- a) FLUENT<sup>®</sup>: <http://www.fluent.com> ;
- b) ANSYS CFX<sup>®</sup>: <http://www.ansys.com/products/fluid-dynamics/cfx> ;
- c) COMPUTATIONAL DYNAMICS<sup>®</sup>: <http://www.cd.co.uk> ;
- d) PHOENICS<sup>®</sup>: <http://www.cham.co.uk> .

Na presente dissertação, a Etapa 1 correspondeu à escolha da prótese a ser utilizada e a maneira de efetuar a medição de suas coordenadas descritas no Tópico 2.2.

Para que as coordenadas pudessem ser utilizadas pelo pré-processador de CFD e para que os erros durante todo o processo fossem minimizados, foi necessário manipular as coordenadas obtidas. Os pontos muito distantes da tendência central do conjunto de coordenadas foram retirados e foi gerado um arquivo em um formato compatível com o pré-processador escolhido.

A geometria substituta é um modelo geométrico em CAD que descreve a peça em estudo com uma malha acoplada ao modelo. A modelagem geométrica realizada na Etapa 2 da Figura 2.6, equivale as operações necessárias para preparar o modelo geométrico (desenho) da peça. Normalmente a geometria é elaborada em CAD para a simulação computacional.

Esse modelo possui a definição da região no espaço e os componentes que interagem com o fenômeno em estudo. O modelo tem que satisfazer as condições necessárias para solucionar as equações que descrevem o fenômeno além de estar de acordo com os requisitos exigidos pelo programa computacional que fará a simulação.

Com o modelo pronto, a malha pode ser criada (Etapa 3 da Figura 2.6). A geração da malha é um passo importante na simulação para que os resultados calculados através do conjunto de equações discretizadas seja preciso.

A geração da malha envolve a colocação de pontos ou nós que indicam os locais de subdivisão nas curvas e superfícies do modelo geométrico. Estes pontos, assim como as informações sobre a maneira pela qual estes pontos são conectados compõem a malha e definem as diferentes fronteiras do sistema, ou seja, o limite do modelo e as fronteiras entre os vários componentes no interior do modelo.

Esta etapa inclui também a colocação de informações sobre conectividade entre as fronteiras entre os diversos componentes do modelo, de tal forma que o fenômeno de interesse possa ser limitado pelos volumes internos ou pelas áreas que formam o modelo geométrico.

Segundo Ferziger e Peric (2002), o tipo de malha adotado causa um impacto na exatidão da solução, podendo chegar ao ponto de comprometer a convergência da simulação.

A malha estruturada (*structured grid*) é a mais simples porque o domínio é dividido como se fosse o plano cartesiano. Em duas dimensões forma retângulos e em três dimensões forma cubos. Essa estrutura regular torna o modelo mais simples de ser resolvido, mas só é aplicável em problemas simples porque a malha assim gerada não pode ter suas dimensões modificadas para se adaptar as necessidades dos problemas mais complexos, notadamente aqueles que apresentam geometrias irregulares (FERZIGER; PERIC, 2002; WOLF; GHILANI, 1997).

Uma malha estruturada em blocos (*block-structured grid*) divide o domínio em dois ou mais blocos nos quais uma malha estruturada é gerada, adequando-se a problemas um pouco mais complexos. Os blocos podem ter um formato irregular adaptando-se melhor aos contornos e as necessidades do modelo proposto. A sobreposição dessas sub-regiões pode ocorrer ou não, dependendo da necessidade (FERZIGER; PERIC, 2002; WOLF; GHILANI, 1997).

Atualmente, devido à crescente complexidade das geometrias e o uso de CFD com o método dos volumes finitos ou método do elemento finito as malhas são não-estruturadas (*unstructured grids*). Esse tipo de malha permite uma melhor aproximação à geometria da peça, pois admite elementos ou volumes de controle com qualquer formato e permite que a área ou o volume dessas sub-regiões seja modificado. Os formatos mais usados são triângulos ou quadriláteros para problemas bidimensionais e tetraedros ou hexaedros para problemas tridimensionais. Há também a possibilidade do uso de malhas mistas (FERZIGER; PERIC, 2002; WOLF; GHILANI, 1997).

Uma vez que a malha tem que atender às características e às expectativas do aplicativo de simulação, muitas vezes a geração da malha é direcionada para o aplicativo que fará a simulação do fenômeno físico.

A aplicação das especificações das características físicas do domínio computacional e das condições de contorno às fronteiras e aos volumes internos corresponde a Etapa 4 da Figura 2.6. Ao final dessa etapa, a geometria substituta está completa e é composta pelo desenho da peça com o domínio do problema em CAD e uma malha associada às características termofísicas dos volumes e das fronteiras.

Finalmente, chega-se à Etapa 5 da Figura 2.6, na qual o algoritmo e as malhas são utilizados para obter a solução física. Este resultado deve ser cuidadosamente examinado para verificar se o problema que está sendo aproximado contém o comportamento físico desejado e se os resultados são condizentes com a solução esperada para o problema.

Os programas computacionais de CFD frequentemente utilizam o método dos volumes finitos (MVF) para resolver a BHTE mostrada na Eq. (2.1). Entre tais programas computacionais, está o que foi utilizado na presente dissertação, o FLUENT<sup>®</sup>. A modelagem do MVF para malhas não-estruturadas sistematizada por Guimarães (2003 *apud* Bezerra, 2007) é apresentada, de forma resumida, na Eq. (2.1).

$$\rho c \frac{\partial T}{\partial t} = - \frac{\partial q_j}{\partial x_j} + Q \quad \text{em} \quad \Omega \times \Gamma \quad (2.1)$$

onde:

$\Omega$  = volume de controle assimétrico;

$\Gamma$  = intervalo de tempo de integração;

$j$  = dimensão espacial do problema, varia de 1 até o número de dimensões;

$\rho$  = massa específica do tecido ( kg/m<sup>3</sup>);

$c$  = calor específico do tecido (J/kgK);

$\partial T / \partial t$  = gradiente de temperatura em função do tempo (K/s);

$\partial q_j / \partial x_j$  = gradiente de calor na direção  $x_j$  (W/m<sup>3</sup>);

$Q$  = somatório das taxas volumétricas da geração de calor (fontes ou sumidouros) (W/m<sup>3</sup>).

O gradiente de temperatura é dado pela Lei de Fourier transcrita na Eq. (2.2):

$$q_j = -k_j \frac{\partial T}{\partial x_j} \quad (2.2)$$

onde:

$q_j$  = fluxo de calor convectivo na direção  $x_j$

$k_j$  = a condutividade térmica na direção  $x_j$  (W/mK).

O termo  $Q$  é dado pela Eq. (2.3) e mostrado a seguir.

$$Q = Q_m + Q_s + Q_e \quad (2.3)$$

onde:

$Q_m$  = taxa volumétrica de calor devido à geração de calor metabólico (W/m<sup>3</sup>);

$Q_s$  = taxa volumétrica de calor devido à perfusão sanguínea (W/m<sup>3</sup>);

$Q_e$  = taxa volumétrica de calor devido à fonte externa de calor no domínio (W/m<sup>3</sup>).

O calor devido à perfusão sanguínea é dado pela Eq (2.4).

$$Q_s = \omega \rho_s c_s (T_a - T) \quad (2.4)$$

onde:

$\omega$  = taxa volumétrica de perfusão sanguínea (s<sup>-1</sup>);

$\rho_s$  = massa específica do sangue (kg/m<sup>3</sup>);

$c_s$  = calor específico do sangue (J/kgK);

$T_a$  = temperatura do sangue arterial (°C);

$T$  = temperatura local do tecido (°C).

O processo de simulação nem sempre alcança uma conclusão satisfatória na primeira passagem, sendo iterativo por natureza. A solução obtida deve ser questionada quanto a sua validade.

Ao analisar os resultados, modificações na malha (ou mesmo o modelo matemático) são muitas vezes necessárias para melhorar a exatidão da solução. Mais corretamente, os resultados fornecem orientações sobre onde deve haver mudanças na malha para atingir um resultado mais realista.

Testes de convergência da malha devem ser executados da tal forma que a solução numérica não varie mais com o refinamento da malha. Resultados muito diferentes do

esperado podem necessitar de mudanças no modelo matemático e/ou geométrico. Após a escolha do novo modelo, novos testes de malha devem ser efetuados. Deve-se voltar para a Etapa 3 da Figura 2.6 quando for necessário ajustar a malha ou voltar para a Etapa 2 da Figura 2.6 quando for necessário ajustar o modelo.

### *2.3.2 Uso de programa computacional comercial de CFD*

Nesta dissertação, as coordenadas da peça modelo foram obtidas com uso de uma MMC conforme descrito no Tópico 2.2. O programa computacional comercial GAMBIT<sup>®</sup> foi usado nas Etapas 2 e 3 da Figura 2.6 para obter as geometrias das próteses em arquivo digital para posterior simulação de temperatura. O programa computacional comercial FLUENT<sup>®</sup> foi usado nas Etapas 4 e 5 da Figura 2.6 na referida simulação e obtenção da imagem para comparação com o termograma da paciente em estudo.

As coordenadas geradas pela MMC foram escritas em um formato diferente daquele exigido pelo GAMBIT<sup>®</sup>. Os arquivos com as coordenadas foram, então, trabalhados manualmente para se adequar ao formato exigido. A fim de minimizar erros no cálculo numérico e na obtenção das curvas características das geometrias substitutas, os pontos que estavam fora da curva foram retirados.

As coordenadas geradas pela MMC foram importadas para o GAMBIT<sup>®</sup> como linhas que foram adequadamente relacionadas entre si formando a face superior e inferior da prótese digitalizada. O volume correspondente ao tumor, cisto ou nódulo foi desenhado com as dimensões descritas nos exames da paciente. Com a obtenção das faces, construiu-se o volume tridimensional correspondente à mama e nele foi inserido o volume correspondente à anormalidade. A malha foi então gerada para permitir seu uso pelo processador de CFD (FLUENT<sup>®</sup>) para simular os perfis de temperatura. As fronteiras e os volumes com as condições de contorno do tecido da mama e da patologia foram definidas.

As informações da malha assim gerada foram exportadas em um arquivo de extensão ‘.msh’ para utilização no FLUENT<sup>®</sup>. O referido programa computacional leu o arquivo e as características do tecido da mama, da anormalidade e as condições de contorno foram introduzidas. O FLUENT<sup>®</sup>, então, considerou a anormalidade como uma fonte de calor no interior da mama e simulou a distribuição de temperatura da mama.

Para esta dissertação, os dados das geometrias substitutas foram armazenados em um banco de dados para permitir seu uso em diversas análises de pacientes. Por isso, as geometrias foram armazenadas como volume, sem a anormalidade e sem a malha.

Para simular as temperaturas no FLUENT<sup>®</sup>, a malha estava semelhante à que é visualizada na Figura 2.7. Foi usada uma malha não-estruturada, na qual o local onde está posicionada a anormalidade tem uma malha mais fina e, a partir dela, o tamanho da célula aumenta até atingir o tamanho máximo pré-estabelecido no GAMBIT<sup>®</sup>. A malha tetraédrica da geometria disposta na Fig. 2.7 é formada por 1556 elementos no volume correspondente ao nódulo e 35810 elementos no volume correspondente à mama. Para esse exemplo foi utilizada a geometria substituta da prótese nº4.

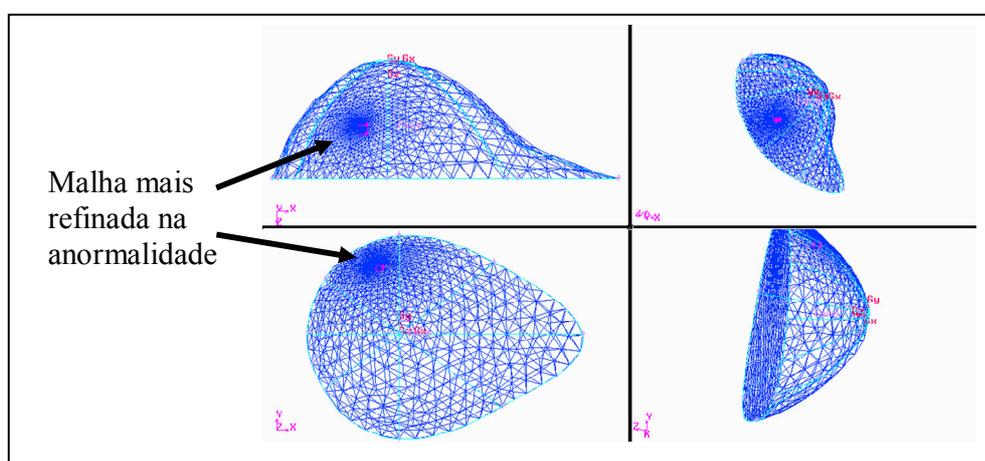


Figura 2.7 Visualização da geometria substituta com o nódulo e a malha

### 2.3.3 Estudos preliminares

Para permitir o aprendizado, foram analisados casos que possibilitaram o primeiro contato com programas de CFD para desenhar peças, inserir malhas e simular perfis de temperatura. Alguns desses estudos são descritos a seguir.

Para poder efetuar a simulação proposta nesta dissertação, inicialmente foram testados casos simples. Assim, o programa computacional comercial GAMBIT<sup>®</sup> foi usado para elaborar várias peças bidimensionais e tridimensionais. Dentre essas, estão aquelas visualizadas nesta dissertação. A Figura 2.8 e a Figura 2.9 são bidimensionais. As Figuras 2.10 até a Figura 2.19 representam problemas tridimensionais.

A Figura 2.8 corresponde aos resultados de dois exercícios apresentados no tutorial do FLUENT® (2002).

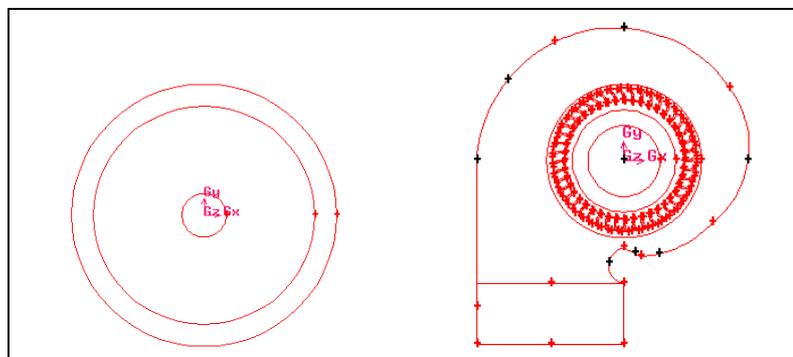


Figura 2.8 Peças bidimensionais

A Figura 2.9 apresenta duas circunferências com suas respectivas malhas. A malha da Fig. 2.9a possui 2810 elementos triangulares. A malha da Fig. 2.9b possui 42118 elementos triangulares. Considerou-se a circunferência central uma fonte de calor e sua malha foi mais refinada. Observou-se que o tamanho da célula aumentou à medida que se aproximou do exterior da peça. Esse procedimento melhorou o resultado da simulação, na região de mais interesse ou de mais gradiente da propriedade calculada.

A simulação na geometria substituta da mama que apresenta nódulo seguirá esse mesmo formato: as células começam menores no nódulo e aumentam à medida que se aproxima do exterior até atingir o tamanho limite.

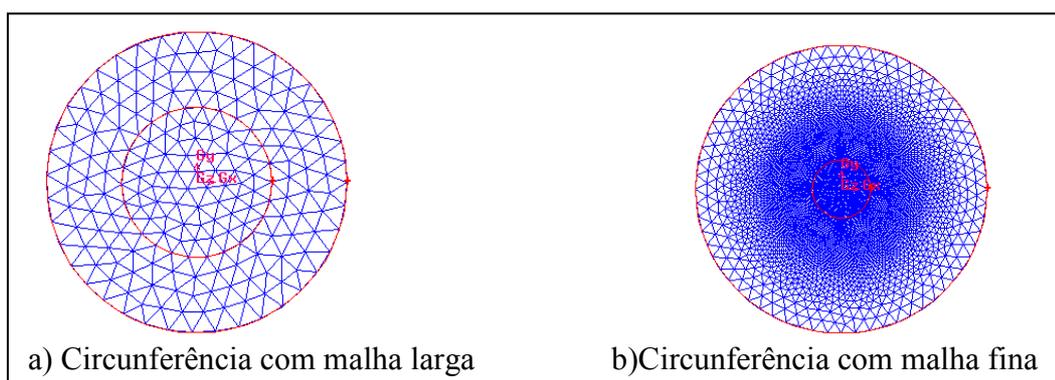


Figura 2.9 Peças bidimensionais com malha

Os efeitos da malha sobre a geometria em uma esfera podem ser observados na Figura 2.10. As duas figuras têm malha com elementos triangulares de tamanho fixo. Percebe-se que a

geometria é mais próxima da esfera real na Figura 2.10-b, pois a malha é composta por triângulos menores.

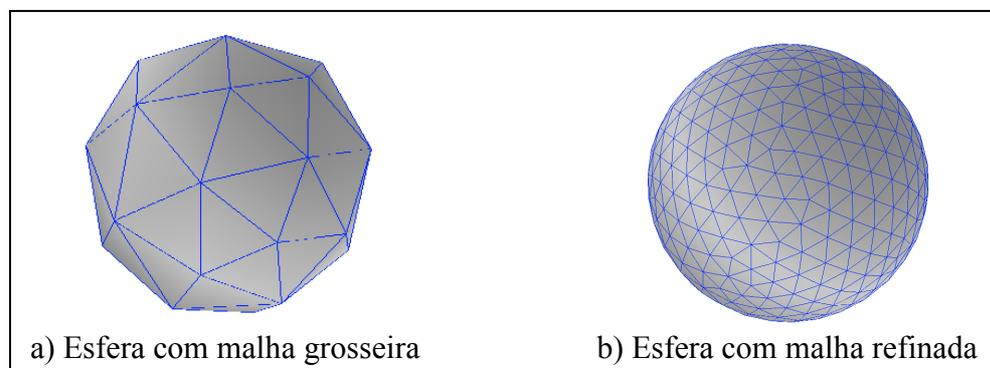


Figura 2.10 Peças tridimensionais com malha

Para treinamento da construção da geometria da mama, foram utilizadas as coordenadas do fantoma inicialmente usado em simulações efetuadas por Santos (2009). O resultado está exposto na Figura 2.11-a juntamente com a visualização da geometria substituta da prótese mamária externa de nº1 na Figura 2.11-b. Todos os pontos na Figura 2.11 foram obtidos pela MMC.

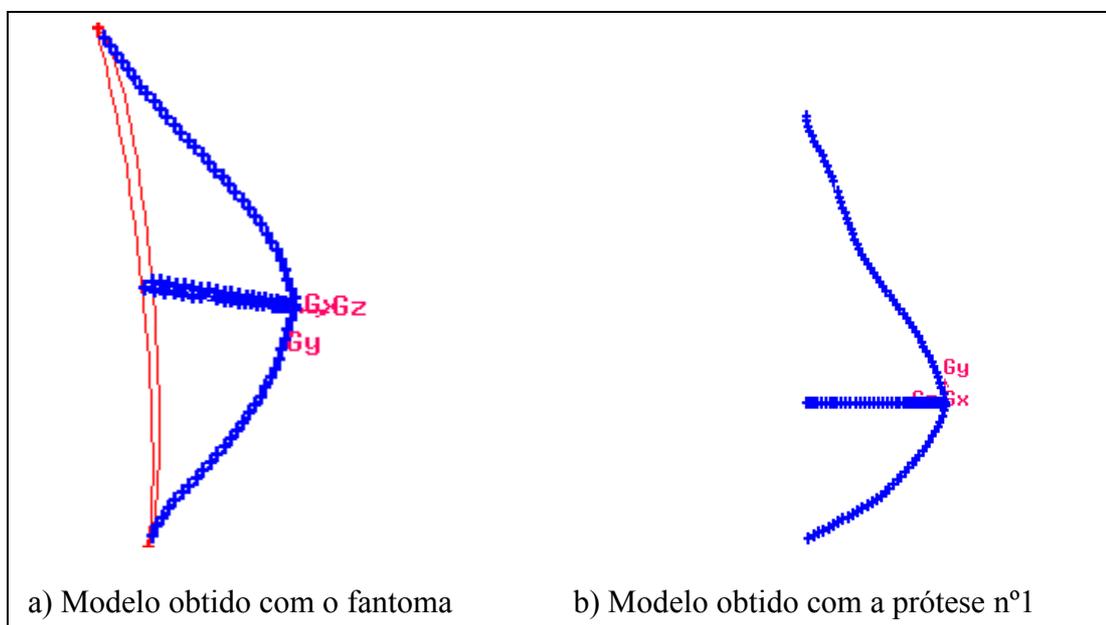


Figura 2.11 Visualização de geometrias substitutas da mama

A Figura 2.12-a mostra a imagem da prótese mamária externa nº8 e a Figura 2.12-b mostra a geometria substituta correspondente, construída para uma comparação visual entre os resultados obtidos.

O programa computacional comercial FLUENT<sup>®</sup> foi usado para simular a temperatura ao longo dos modelos obtidos. O resultado de uma dessas simulações está exposto na Figura 2.13, onde foi utilizado um modelo tridimensional de um cilindro inserido em um cubo. A geometria com a malha foi construída no GAMBIT<sup>®</sup> e o FLUENT<sup>®</sup> simulou a distribuição de temperatura ao longo da peça. A malha foi composta por 951 elementos e a solução convergiu na iteração de nº 562.

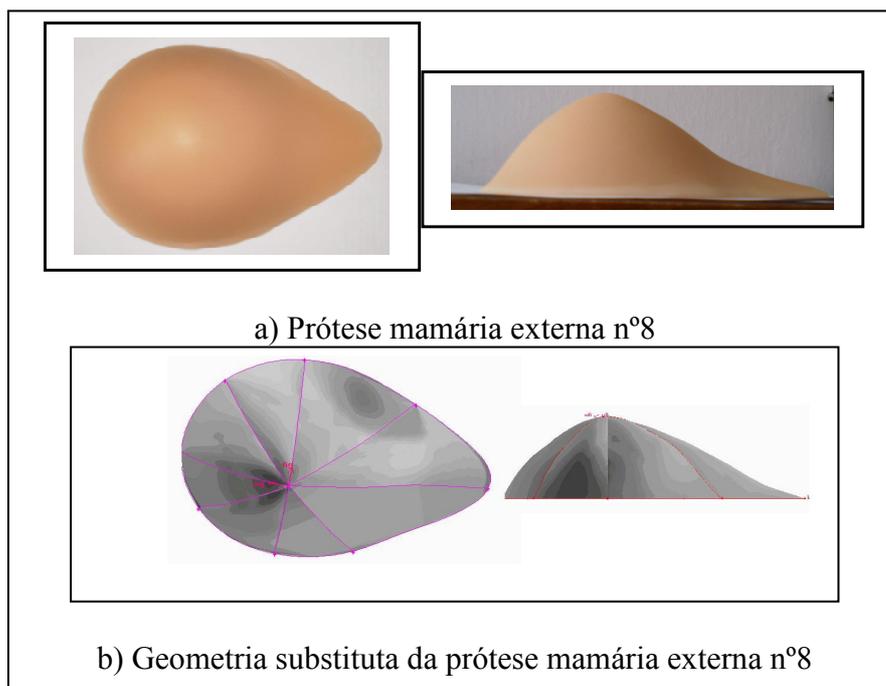


Figura 2.12 Comparação visual entre a prótese mamária e sua geometria substituta

Considerou-se a peça formada por um cilindro de alumínio revestido com manta de fibra de vidro de 20 mm de espessura parcialmente inserida em um bloco de tijolo comum. Considerou-se que o cilindro estava a 126,85 °C e a temperatura ambiente era de 26,85 °C. As propriedades termofísicas foram retiradas de Incropera (1992) e transcritas para a Tabela 2.1.

Tabela 2.1 Propriedades termofísicas de materiais a 26,85 °C (INCROPERA, 1992)

Material	$k$ (W/mK) *	$\rho$ (kg/m <sup>3</sup> )*	$c$ (J/kgK)*
Tijolo comum	0,72	1920	835
Manta de fibra de vidro	0,038	32	835
Alumínio	168	2790	883

\*  $k$  = condutividade térmica do material,  $\rho$  = massa específica,  $c$  = calor específico

Foi possível observar que, apesar de a malha não ser refinada, a distribuição de temperatura estava de acordo com o esperado. O material de alta condutividade térmica,  $k$ , teve um pequeno gradiente de temperatura, enquanto que os de baixos valores de  $k$  apresentaram altos gradientes.

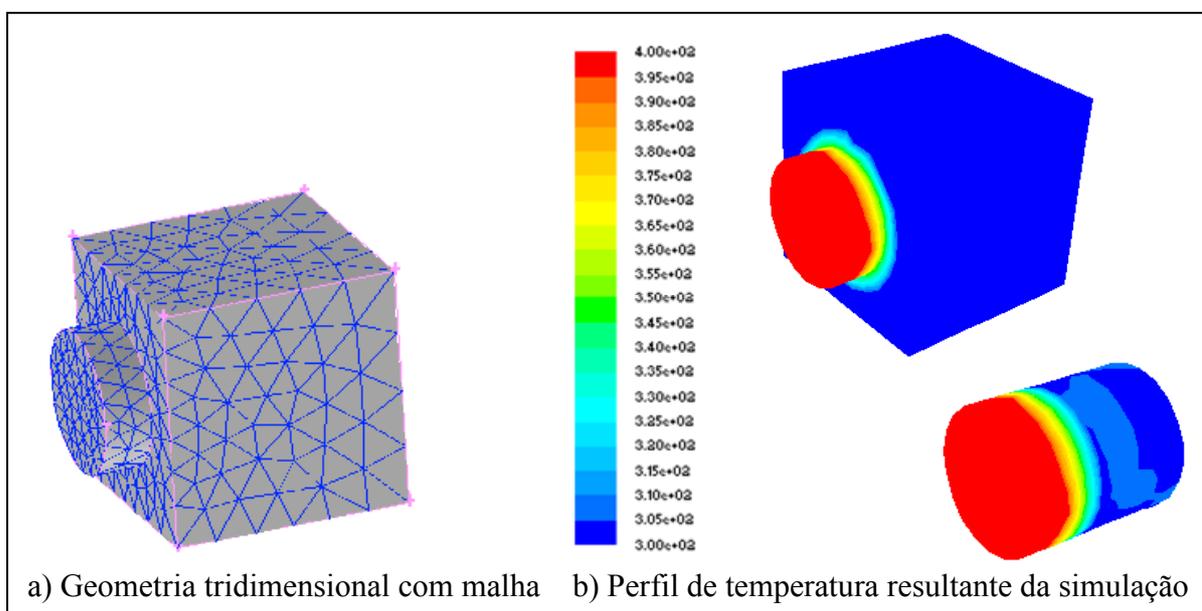


Figura 2.13 Geometria tridimensional com simulação de temperatura

*Simulação computacional da mama portadora de anormalidades usando a geometria substituta*

Como um aprendizado inicial, foi realizado um estudo utilizando-se uma geometria substituta. Nesta altura dos trabalhos, a única geometria substituta disponível era a correspondente à prótese mamária externa de nº4. Tal prótese foi utilizada para efetuar o estudo.

No estudo foram seguidas todas as etapas da Figura 2.6 para simular a distribuição de temperatura. Um estudo preliminar da qualidade das imagens geradas foi realizado através de comparações com o termograma de uma paciente do HC-UFPE, conforme descrito a seguir.

Diversas imagens do banco de dados da pesquisa de Araújo (2009) foram analisadas e a paciente foi selecionada para esse estudo preliminar por apresentar uma boa geometria da mama, uma boa visualização da imagem e por ter os exames de ultrassom, mamografia e o exame clínico que identificavam e localizavam o tumor. Os dados a seguir foram retirados do registro da paciente no referido banco de dados.

A paciente escolhida tem prontuário nº 1640012-2, com termogramas realizados em 05/10/2009 no Ambulatório de Mastologia do HC-UFPE. A temperatura da paciente era de 35,5 °C enquanto que a temperatura da sala era de 27,5 °C. A umidade relativa do ambiente foi de 53,3 %. A data da última menstruação foi em 21/09/2009. O protocolo de obtenção das imagens termográficas está descrito em Araújo (2009). Utilizou-se o termograma de número IR\_0861.

Para não comprometer a estrutura da geometria substituta em questão, foi criada uma cópia rebatizada com o número do prontuário da paciente. O volume correspondente à anormalidade foi inserido de acordo com as dimensões e localização descritas nos exames. Os procedimentos já descritos nesse capítulo foram seguidos e a vista frontal da geometria substituta pode ser visualizado na Figura 2.14 sem a textura da superfície externa para permitir a visualização dos cistos no interior do volume gerado.

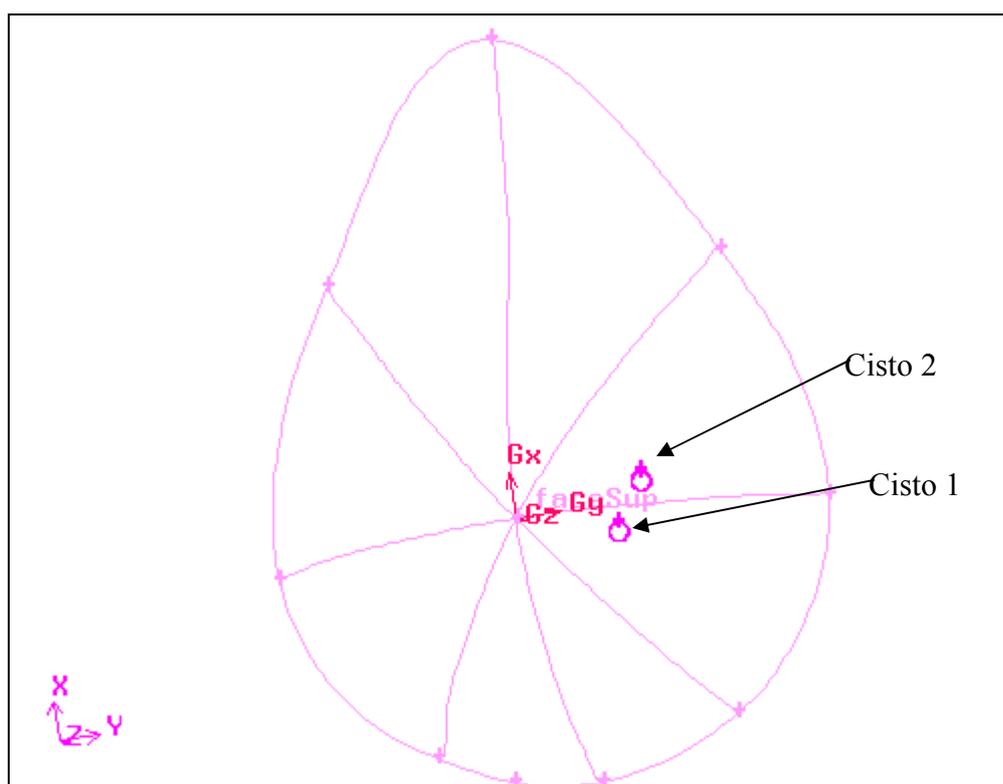


Figura 2.14 Vista frontal da geometria substituta

A imagem simulada pelo FLUENT<sup>®</sup> foi rotacionada de acordo com a posição da mama no termograma, permitindo uma melhor comparação entre a imagem da simulação e o termograma.

A Tabela 2.2 apresenta as propriedades termofísicas adotadas para a mama cujos valores foram retirados de Bezerra (2007). As propriedades do cisto não foram encontradas na

literatura sendo, então, consideradas iguais às da água saturada (INCROPERA, 1992). As propriedades adotadas para o cisto a 26,85 °C utilizadas na simulação são: condutividade térmica de 0,613 W/mK, viscosidade dinâmica de  $855,00 \cdot 10^{-6}$  Ns/m<sup>2</sup>, calor específico de 4,178 kJ/kgK.

Tabela 2.2 Propriedades termofísicas dos tecidos mamários (BEZERRA, 2007)

Tecido	$k$ (W/mK)	$\rho$ (kg/m <sup>3</sup> )	$c$ (J/kgK)	$\omega$ (s <sup>-1</sup> )	$Q_m$ (W/m <sup>3</sup> )
Normal (Glandular)	0,480	1080	3000	0,00018	450
Tumor Maligno	0,480	1080	3500	0,009	5790
Fibroadenoma	0,480	1080	3500	0,00183	65400
Sangue	---	1060	4200	---	

O cisto de mama, também conhecido como cisto apócrino, é uma alteração benigna da estrutura da mama. Seu formato é ovalado ou redondo, constituído por apenas um compartimento, revestido por epitélio e preenchido por líquido pardo e opaco. Ao redor do cisto, pode haver fibrose do tecido da mama. O tamanho do cisto e a quantidade de fibrose produzem o nódulo, palpável pelo médico ou pela paciente. Na ultrassonografia, o cisto aparece como um nódulo de paredes bem definidas, sem ecos no seu interior (anecóica) e com reforço posterior (BORGES, 2008).

As imagens termográficas foram recortadas para destacar a mama em estudo e a escala de cores foi ajustada de forma a permitir a comparação visual entre o termograma e o perfil simulado.

Na primeira simulação, foi gerada uma malha tetraédrica de 6659 nós e 35590 elementos. Após ser atingido o regime estacionário, esta obteve o resultado disponibilizado na Figura 2.15.

Na segunda simulação, foi gerada uma malha tetraédrica com 9541 nós e 51478 elementos. Na Figura 2.16, visualiza-se o resultado da segunda simulação com a mesma imagem termográfica.

A Tabela 2.3 resume os resultados obtidos nas simulações. A temperatura indicada para o termograma foi corrigida de acordo com a calibração da câmera termográfica.

Os cistos são visíveis nas duas simulações, conforme indicado na Figura 2.15 e na Figura 2.16, sendo mais visíveis na segunda malha. Isto demonstra a importância da escolha da malha nos resultados obtidos. A temperatura na região dos cistos é muito menor no perfil simulado do

que no termograma, o que não ocorreu nas simulações do Capítulo 4, onde a geometria substituta foi escolhida a partir dos programas computacionais desenvolvidos. Tal verificação demonstra a importância da escolha do tamanho da geometria substituta nos resultados obtidos. Observou-se que o tempo para a convergência da geometria com a segunda malha (mais refinada) foi maior do que aquele exigido para a primeira simulação com a malha de menor número de elementos. Isto sinalizou que deve haver um compromisso entre a melhoria do resultado devido ao refinamento da malha com o custo operacional da simulação.

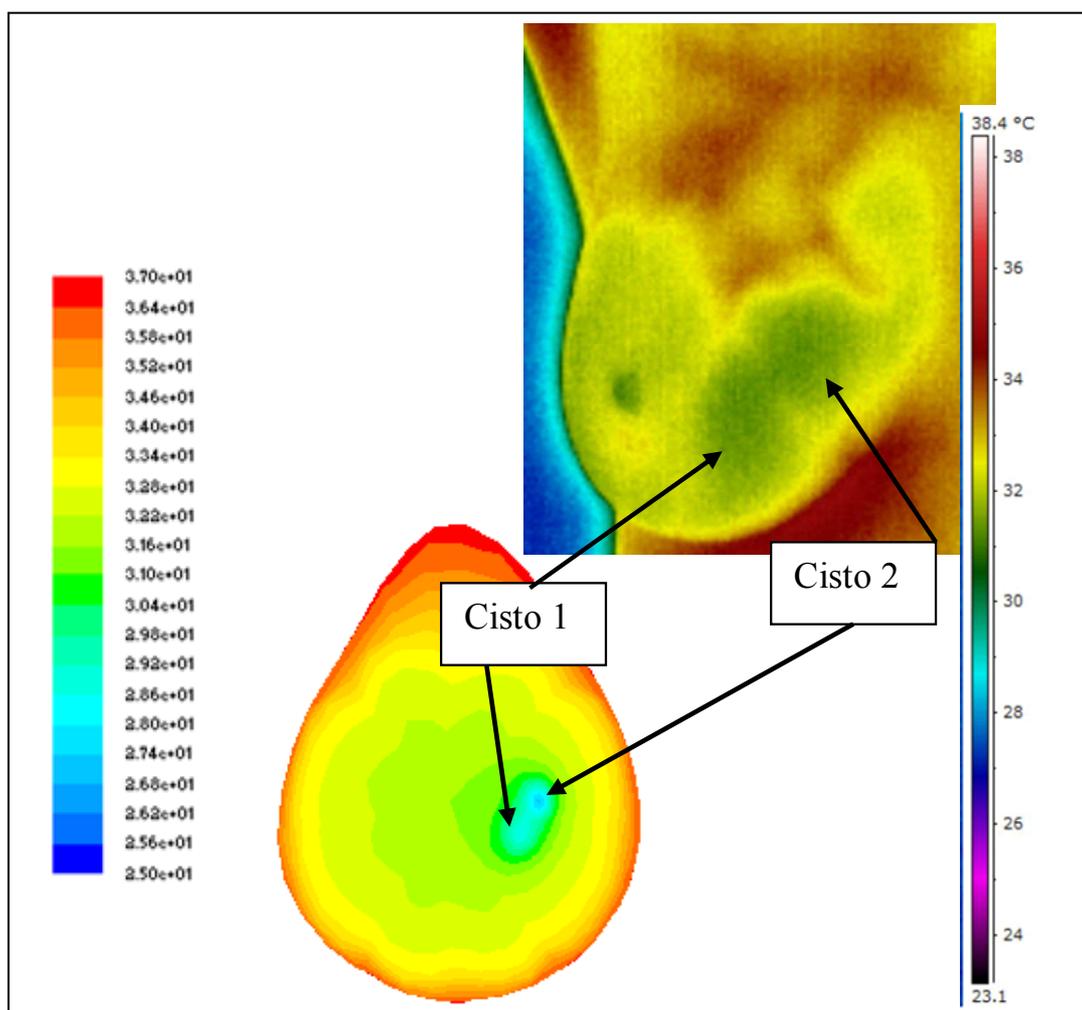


Figura 2.15 Comparação entre o resultado da primeira simulação e o termograma IR\_0861

Uma vez que esse estudo foi um treinamento, utilizaram-se apenas duas malhas. A quantidade de células da segunda malha foi muito maior do que aquela utilizada na primeira simulação para que as alterações decorrentes da mudança da malha fossem bastante visíveis.

A rigor, dever-se-ia efetuar pelo menos mais duas simulações para malhas com aproximadamente um número de nós entre 11000 e 64000 para se ter uma idéia real da

convergência da malha e possibilitar a escolha da melhor malha usando os critérios descritos acima. O estudo detalhado foi efetuado para essa paciente e os resultados obtidos encontram-se no Capítulo 4 desta dissertação.

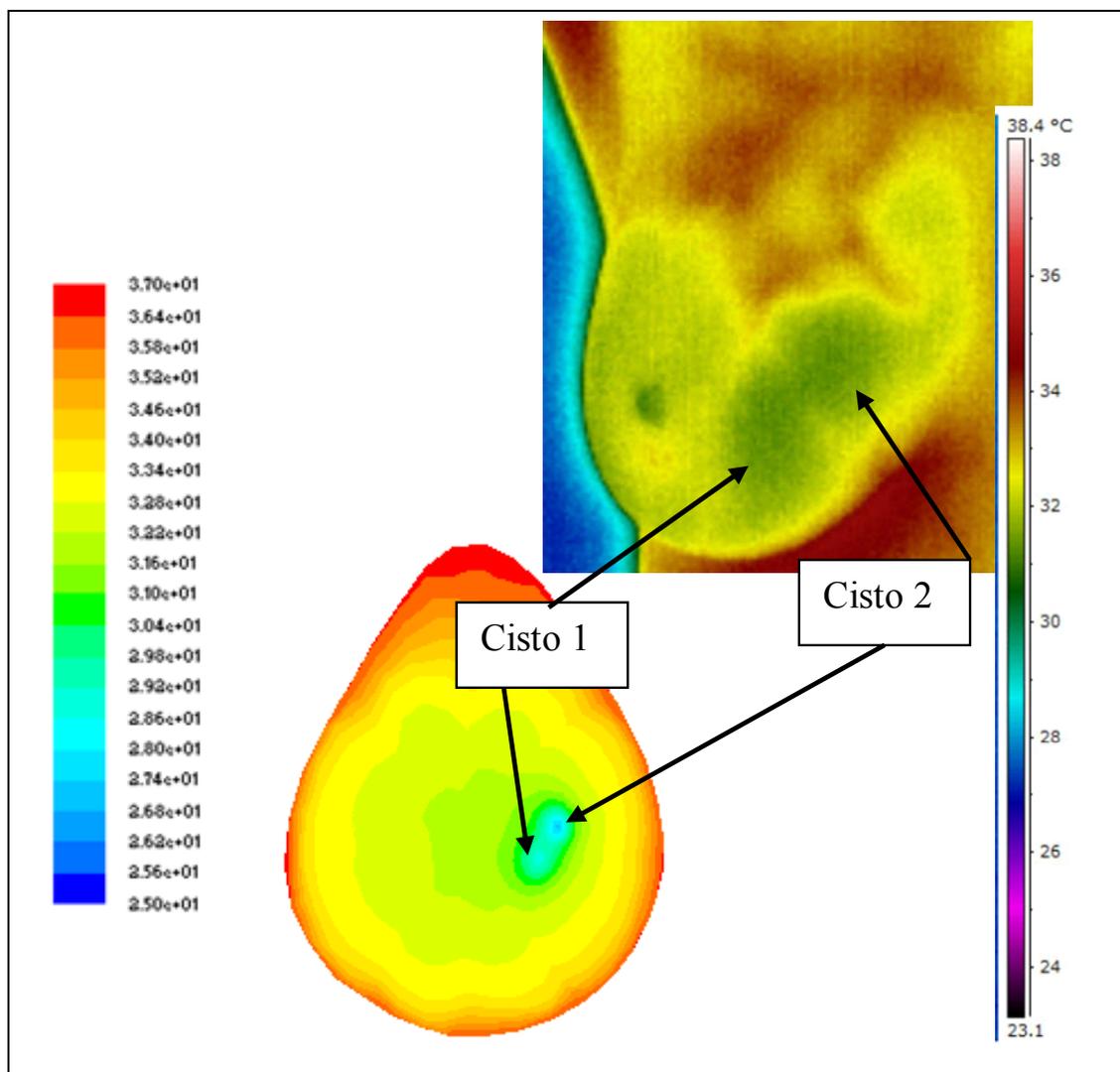


Figura 2.16 Comparação entre o resultado da segunda simulação e o termograma IR\_0861 de 05/10/2009

Tabela 2.3 Resultados obtidos na simulação de treinamento

	Malha1	Malha 2
Nº de nós	6659	9541
Nº de elementos	35590	51478
Temperatura mínima no perfil simulado (°C)	27,0	27,4
Temperatura mínima no termograma (°C)	30,3	30,3
Erro entre as temperaturas simulada e medida (%)	-10,9	-9,6

*Simulação computacional da mama saudável usando a geometria substituta*

Finalizando este capítulo, foi efetuado um estudo para simular uma mama saudável, ou seja, a partir da geometria substituta da prótese nº4 sem a inserção de volumes no seu interior, gerou-se uma malha não estruturada, tetraédrica e seguiu-se o fluxograma disposto na Figura 2.6. Os resultados das temperaturas estão apresentados na Tabela 2.4, as temperaturas do termograma foram ajustadas de acordo com a calibração. Utilizou-se o termograma IR\_0859 de 05/10/2009 referente à mama esquerda da paciente de prontuário nº 1640012-2, a mesma do item anterior, porque os exames não indicavam anormalidades na mama esquerda da paciente. O referido termograma com ajuste na escala está disponibilizado na Figura 2.17 com as temperaturas máximas e mínimas medidas pelo *QUICKREPORT*<sup>®</sup>. As características termofísicas do tecido saudável estão dispostas na Tabela 2.2. O termograma original encontra-se no Anexo A.

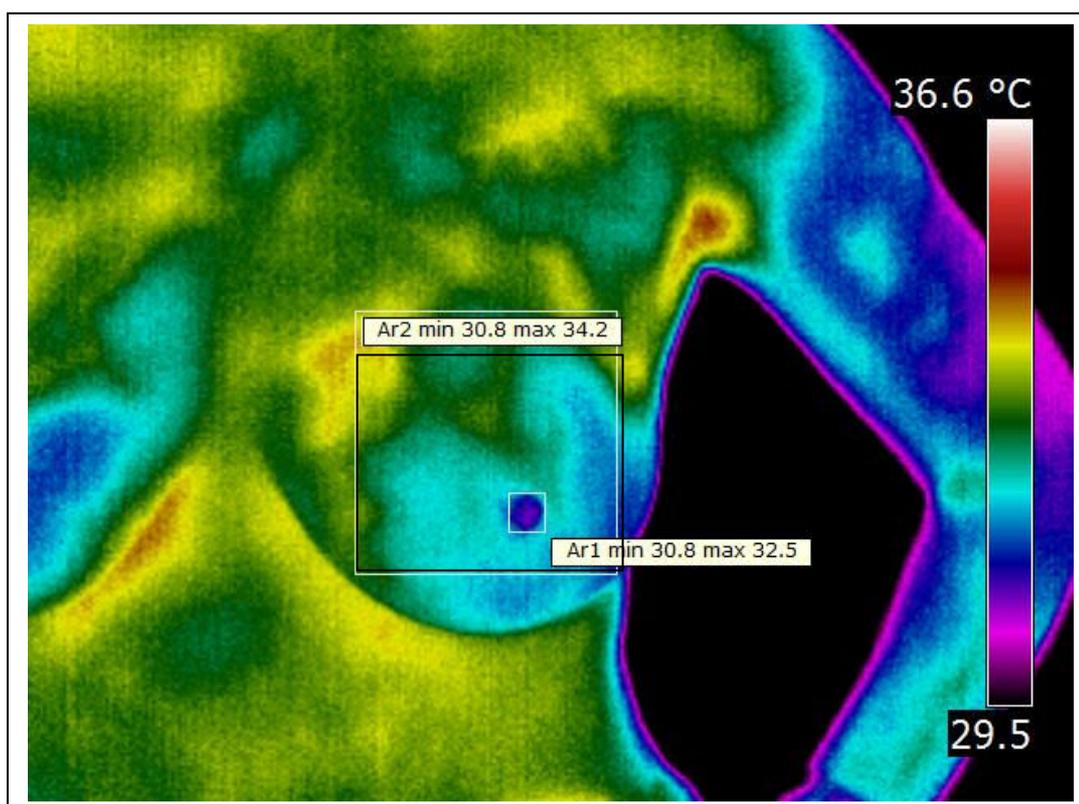


Figura 2.17 Termograma IR-0859 de 05/10/2009 com temperaturas destacadas com o auxílio do *QUICKREPORT*<sup>®</sup> e ajuste na escala

O perfil simulado com a primeira malha está disponibilizado na Figura 2.18 e o perfil simulado com a segunda malha está na Figura 2.19. A temperatura mínima ocorreu na região do mamilo e aumentou em direção à borda exterior da mama, em consonância com o termograma da paciente e com o resultado esperado para uma mama saudável.

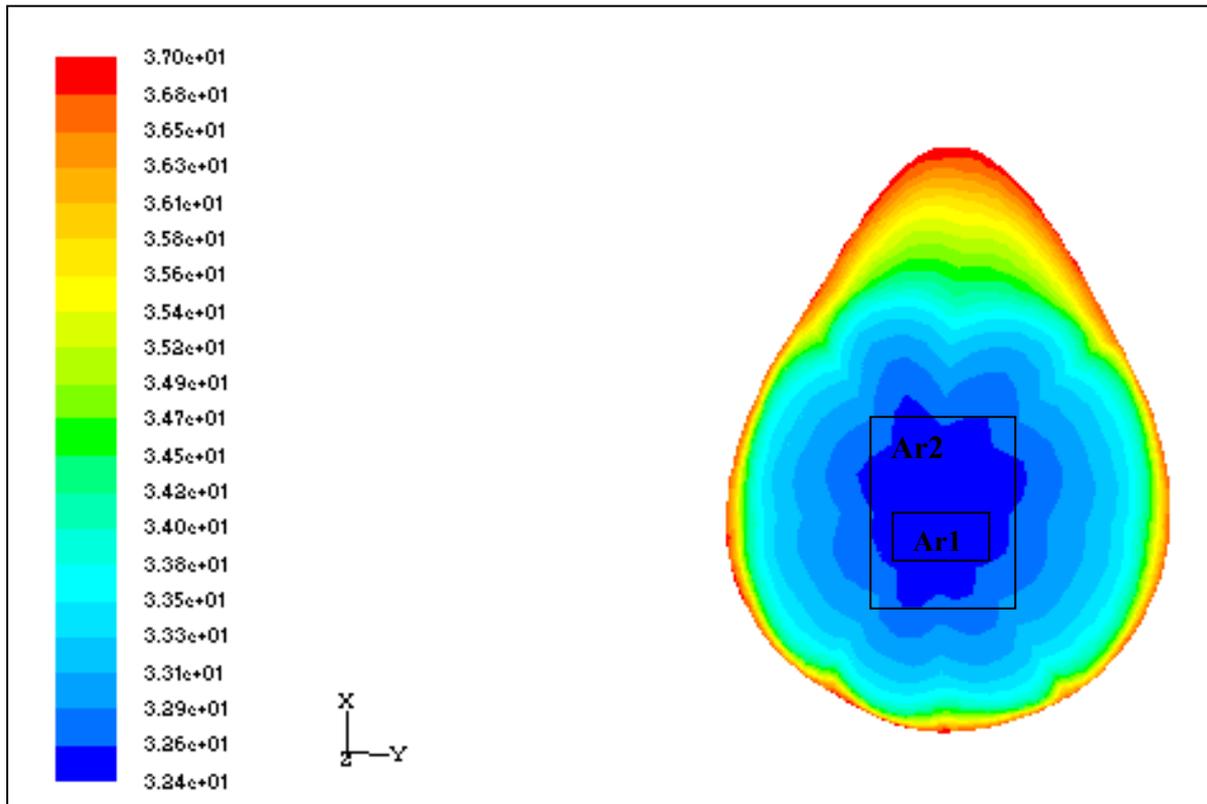


Figura 2.18 Perfil de temperatura simulado para mama saudável, utilizando uma malha de 5453 nós

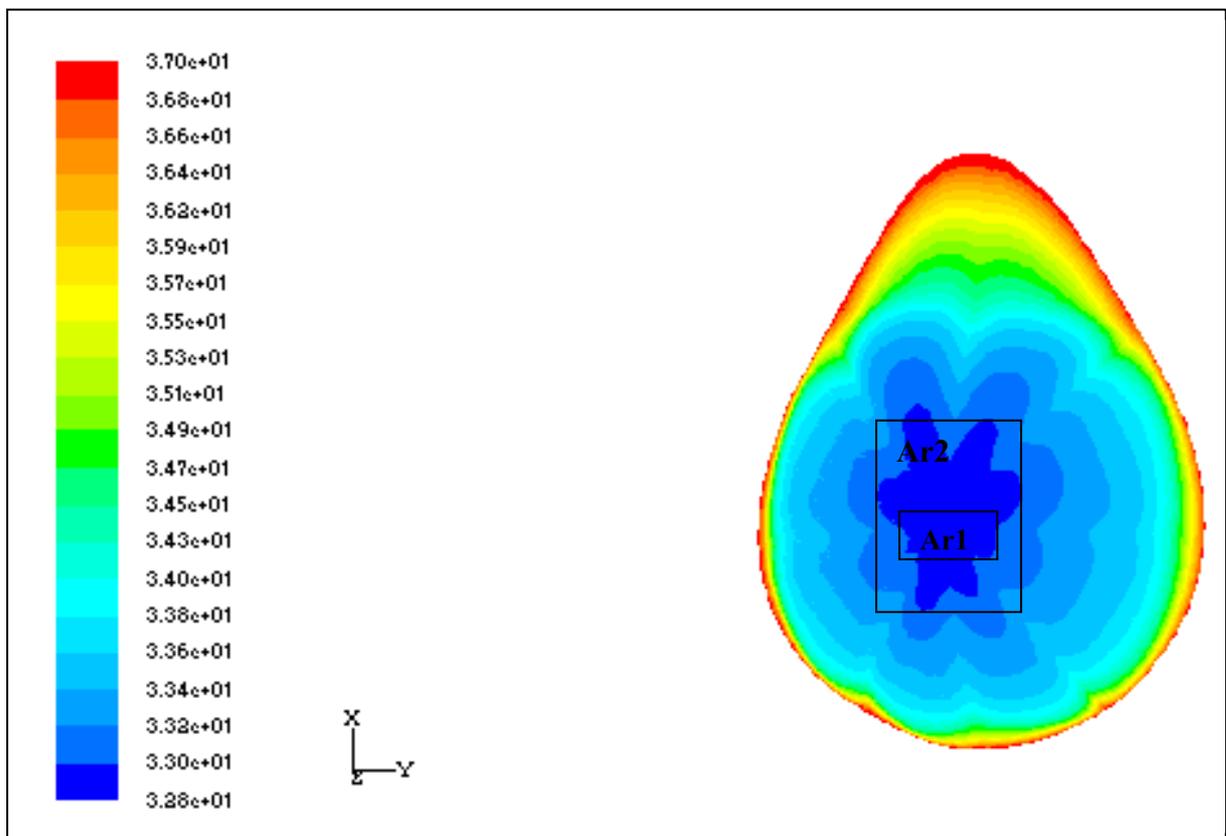


Figura 2.19 Perfil de temperatura simulado para mama saudável, utilizando uma malha de 9541 nós

Tabela 2.4 Resultados obtidos na simulação da mama saudável

	Malha 1	Malha 2
Nº de nós	5453	9541
Nº de elementos	23781	118978
Temperatura mínima na região Ar1 no perfil simulado (°C)	32,2	32,7
Temperatura mínima na região Ar1 termograma (°C)	30	30
Erro entre as temperaturas mínimas simulada e medida (%)	7,3	9,0
Temperatura máxima na região Ar2 perfil simulado (°C)	32,9	33,4
Temperatura máxima Ar2 termograma (°C)	33,6	33,6
Erro entre as temperaturas máximas simulada e medida (%)	-2,1	-0,6

### 3 PROGRAMAS COMPUTACIONAIS DESENVOLVIDOS

---

O projeto “Análise da viabilidade do uso de câmera termográfica como ferramenta auxiliar no diagnóstico de câncer de mama em hospital público localizado em clima tropical” em execução na UFPE e aprovado pelo Ministério da Saúde do Brasil regulamenta a obtenção dos termogramas das mamas de pacientes do HC-UFPE. O protocolo detalhado de todo o processo pode ser encontrado em Araújo (2009). Surge, então, o questionamento sobre como escolher a geometria que substituirá a mama da paciente em estudo sem poder medi-la diretamente.

Devido às novas necessidades de dados geométricos para simulações computacionais para cálculo de temperatura em mamas e devido ao volume de termogramas já existentes até a presente data, a solução foi extrair do termograma as curvas que formam o contorno inferior e o perfil da mama e com os mesmos identificar a geometria substituta que mais se aproximava dela. Para possibilitar as comparações, foi necessário determinar a curva do contorno inferior das geometrias substitutas e colocar todas as curvas com a mesma orientação e na mesma referência e então desenvolver mecanismos para obtenção das curvas diretamente do termograma.

Surgiram, então, essa e outras novas áreas de pesquisa e um novo projeto de pesquisa denominado “Processamento de imagens digitais aplicadas à mastologia” foi desenvolvido pela UFF e pela UFPE, sendo financiado via Edital Pró-Engenharias 2008 da CAPES ( n° PE021/2008). O mesmo terá duração de quatro anos e foi iniciado em outubro de 2008. O referido projeto financia bolsas de pós-graduação e deu um novo impulso à pesquisa que vem sendo desenvolvida na UFPE. A colaboração permitiu o desenvolvimento de um programa na linguagem DELPHI por Vasconcelos (2010) para extração automática das coordenadas dos pontos geométricos dos contornos da mama diretamente a partir de imagens termográficas. A temperatura do tórax nas proximidades da base da mama é maior fazendo com que o seu perfil contraste com o fundo mais frio da imagem. O referido programa analisou o termograma e extraiu as curvas usando o gradiente de temperatura. As coordenadas dos pontos foram obtidas com o uso de outras informações encontradas em outros exames da paciente e/ou em imagens termográficas obtidas com o auxílio de uma grade metálica apresentada na Figura 3.1. As referidas coordenadas foram obtidas em *pixels*, convertidas para milímetro e, então, colocadas em um arquivo de texto no formato exigido pelo GAMBIT<sup>®</sup>.

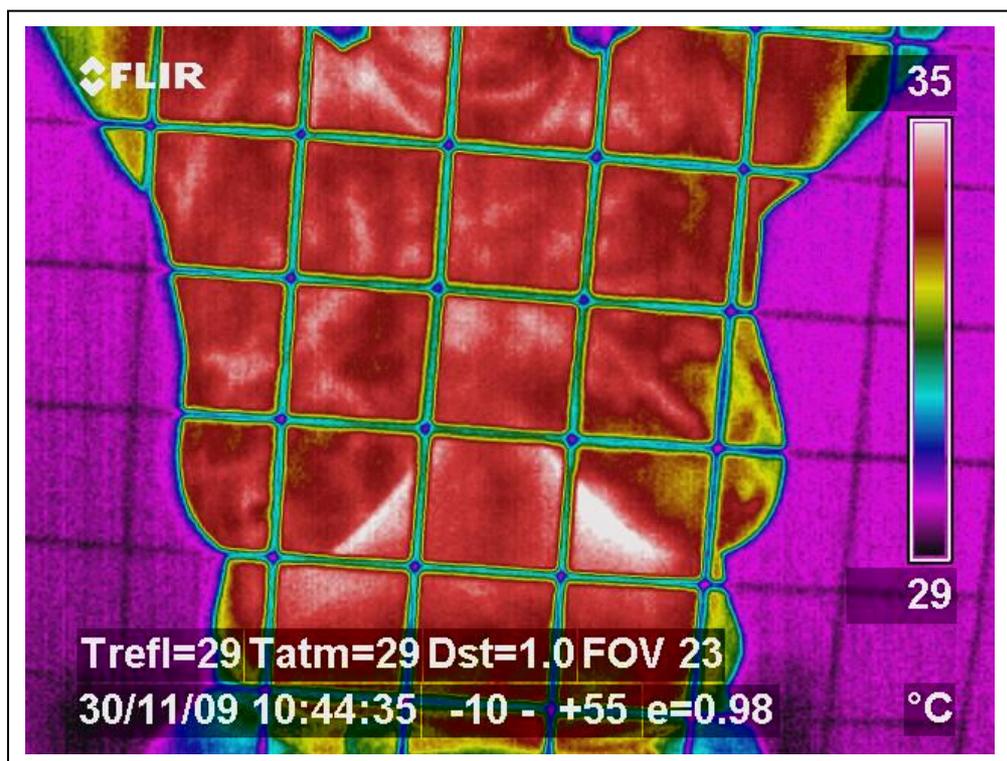


Figura 3.1 Termograma IR\_1037 de 30/11/2009

Este processo foi realizado para os termogramas das duas pacientes analisadas no Capítulo 4. Para efeito de ilustração do procedimento, na Figura 3.2-a mostram-se os pontos retirados do termograma IR\_0860 e na Figura 3.2-b sua posterior sobreposição ao termograma correspondente. Os pontos extraídos pelo programa estão representados em preto.

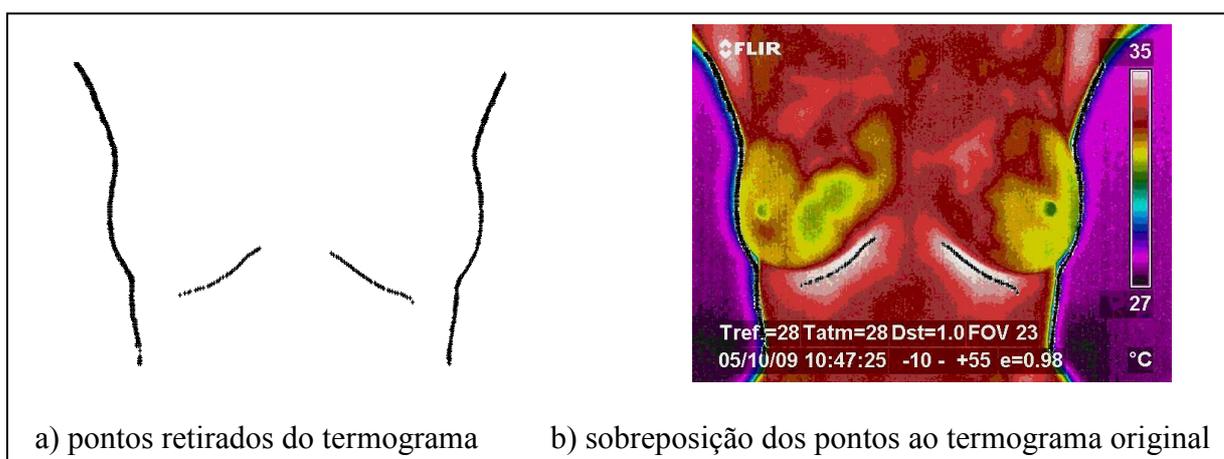


Figura 3.2 Pontos retirados do termograma IR\_0860 de 05/10/2009

Após serem medidas as sete próteses, usando o procedimento descrito no Capítulo 2 deste trabalho, foi necessário o desenvolvimento de programas na linguagem C++ com o

objetivo de preparar as curvas para posterior comparação com as curvas obtidas a partir de imagens infravermelhas das pacientes e identificar a geometria substituta a ser usada na simulação. Os programas foram organizados em funções e as variáveis foram encapsuladas, pois segundo Savitch (2004), as implementações das funções e as alterações de seus valores só devem ser possíveis através de funções-membro privadas. Esses programas estão comentados nos próximos tópicos deste capítulo.

### 3.1 ROTAÇÃO E TRANSLAÇÃO DAS CURVAS CARACTERÍSTICAS

As curvas características de cada geometria substituta foram obtidas a partir das curvas dos contornos da base das próteses. A Figura 3.3 mostra as curvas características das geometrias substitutas. Percebeu-se que cada prótese foi medida pela MMC em uma posição diferente. Isto ocorreu porque as próteses maiores estavam posicionadas na diagonal do molde plástico que acomoda as próteses na embalagem.

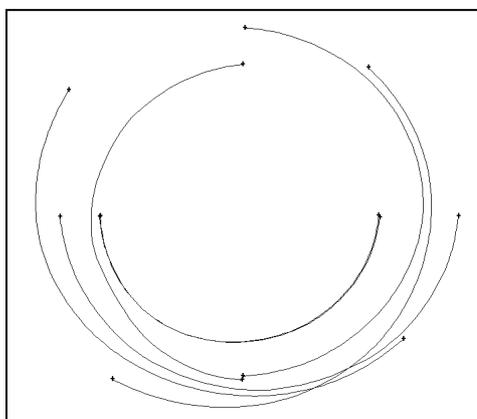


Figura 3.3 Visualização das curvas características das geometrias substitutas.

O programa na linguagem C++ denominado *'mainPrepareCurve.cpp'* transladou as curvas de maneira que a origem do sistema de coordenadas fosse deslocado para o ponto médio da curva. Em seguida, rotacionou as curvas de maneira que todas tivessem a mesma orientação e finalizou imprimindo as novas coordenadas em um arquivo de texto compatível com o GAMBIT<sup>®</sup>. A Figura 3.4 traz o fluxograma desse programa.

A entrada dos dados pode ser efetuada a partir da leitura de um arquivo ou digitada manualmente. A função para leitura armazenou as coordenadas em uma matriz e os cálculos posteriores foram efetuados retirando os dados dessa matriz.

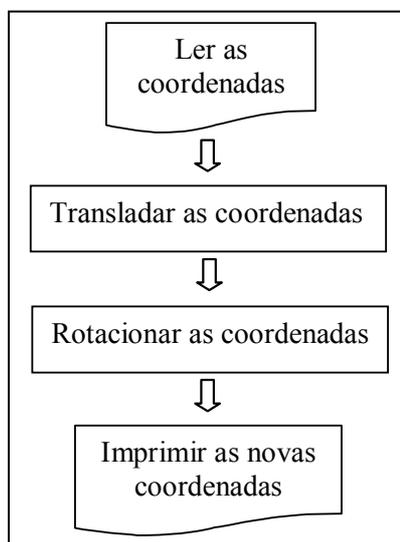


Figura 3.4 Fluxograma do programa ‘mainPrepareCurve.cpp’

A função que transladou os eixos calculou o ponto médio da curva com a Eq. (3.1) conforme orientação de Durand (1992). O ponto com a abscissa mais próxima de  $x'_{md}$  foi assumido como ponto médio.

$$x'_{md} = \frac{\sum_{i=1}^n x_i}{n} \quad (3.1)$$

onde:

$x'_{md}$  = abscissa do ponto médio calculado (mm);

$x_i$  = abscissa do ponto i (mm);

$n$  = número total de pontos.

$\sum_{i=1}^n$  = somatório de  $i=1$  até  $n$

As coordenadas originais do ponto e as coordenadas após a translação foram calculadas com as Eq. (3.2), Eq. (3.3), Eq. (3.4) e armazenadas em uma nova matriz.

$$x_{novo,i} = x_i - x_{md} \quad (3.2)$$

$$y_{novo,i} = y_i - y_{md} \quad (3.3)$$

$$z_{novo,i} = z_i - z_{md} \quad (3.4)$$

onde:

$x_i, y_i, z_i$  = coordenadas originais do ponto 'i' (mm);

$x_{novo,i}, y_{novo,i}, z_{novo,i}$  = coordenadas do ponto 'i' após a translação (mm);

$x_{md}, y_{md}, z_{md}$  = coordenadas do ponto médio (mm).

A Figura 3.5 ilustra o que foi realizado.

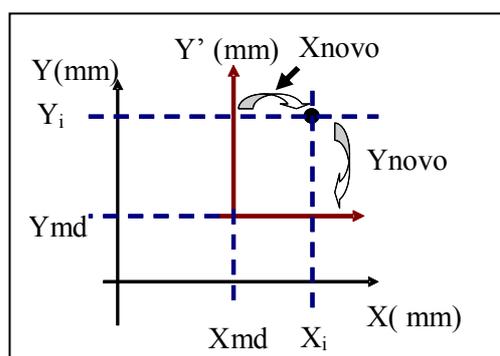


Figura 3.5 Visualização da translação do eixo de coordenadas Fonte: Adaptação de Durand (1992)

A função responsável pela rotação dos eixos do sistema de coordenadas no plano X-Y de um ângulo  $\theta$  em torno do eixo Z é na ilustrada Figura 3.6.

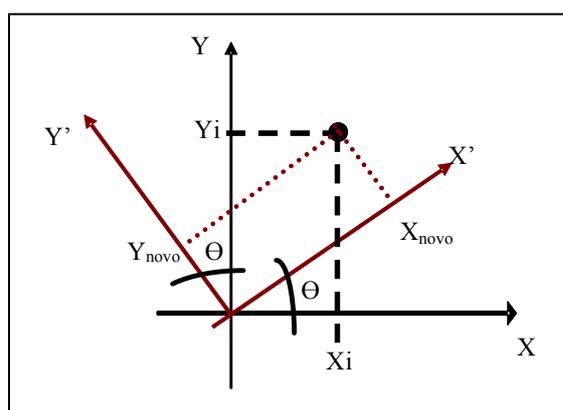


Figura 3.6 Ilustração de rotação de eixos de coordenadas Fonte: Adaptação de Durand (1992)

Primeiramente foi necessário definir o ângulo de rotação. Para isso, utilizaram-se os conceitos de momento de inércia expostos em Azevedo, Conci e Leta (2008), Nash (1976), Rocha (1969) e Timoshenko e Gere (1983). Os referidos conceitos foram escolhidos porque os momentos geométricos (ou momentos de área) podem ser combinados de maneira a formar um

conjunto de características do objeto que são invariantes com relação à rotação, translação e escala (AZEVEDO; CONCI; LETA, 2008).

Não se deve, porém, confundir momento de inércia de massa, com momento de inércia de área. Momento de inércia de massa é a resistência oferecida por um corpo em rotação à mudança em sua velocidade de giro, enquanto que momento de área quantifica a resistência dos elementos da estrutura aos esforços de deformação. O produto de inércia traduz a distribuição geométrica em relação aos eixos coordenados sendo nulo quando for calculado em relação ao eixo de simetria. Apesar de serem conceitos diferentes, a formulação matemática é muito semelhante, diferenciado-se principalmente através das unidades de medida: no Sistema Internacional de Unidades (SI), a unidade de momento de inércia de massa é  $\text{kg/m}^2$ , a unidade de momento de inércia de área em relação a um dos eixos coordenados é  $\text{m}^4$  e a unidade de momento de inércia de área de uma superfície é  $\text{m}^4$ . Uma vez que as coordenadas dos pontos das próteses foram adquiridas em milímetros, as unidades de momento de inércia de área foram consideradas nesta dissertação em  $\text{mm}^4$ . Momento de inércia de área também pode ser denominado como momento de inércia de superfície e momento de inércia de segunda ordem.

A Figura 3.7 traz a base da geometria substituta nº 9. Deseja-se rotacioná-la de modo que seu eixo de simetria fique paralelo ao eixo 'y'. O momento de inércia de área do elemento  $dA$ , representado na Figura 3.7, é o produto da área deste elemento pelo quadrado de sua distância ao eixo considerado. Considerando toda a superfície, o momento de inércia de área da superfície é a integral dos momentos de inércia de todos os elementos de superfície em relação ao mesmo eixo dos elementos de área que a constituem. Define-se produto de inércia de um elemento de área em relação a um par de eixos como o produto da área deste elemento por suas coordenadas em relação aos eixos considerados. Para a superfície, o produto de inércia de área é definido como sendo a integral dos produtos de inércia, em relação ao mesmo par de eixos, dos elementos que a constituem. A Eq. (3.5) dá o momento de inércia de área da superfície em relação ao eixo 'x', a Eq. (3.6) dá o momento de inércia de área em relação ao eixo 'y' e a Eq. (3.7) dá o produto de inércia da superfície.

$$M_x = \int y^2 dA \quad (3.5)$$

$$M_y = \int x^2 dA \quad (3.6)$$

$$M_{xy} = \int xy dA \quad (3.7)$$

onde:

$M_x$  = momento de inércia de área da superfície em relação ao eixo 'x' ( $\text{mm}^4$ );

$M_y$  = momento de inércia de área em relação ao eixo 'y' ( $\text{mm}^4$ );

$M_{xy}$  = produto de inércia de área da superfície ( $\text{mm}^4$ );

$dA$  = elemento de área ( $\text{mm}^2$ );

$(x, y)$  = coordenadas do elemento de área  $dA$  (mm).

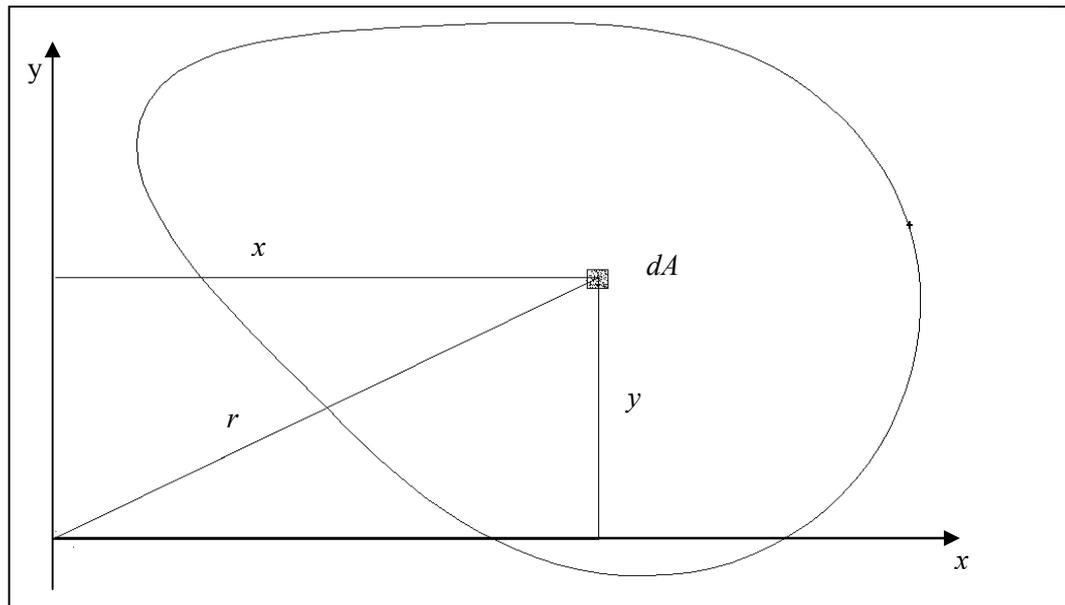


Figura 3.7 Base da geometria substituta n° 9

Varrendo a imagem, considerou-se a curva  $B$  um conjunto de ' $n$ ' pontos onde  $(x_i, y_i)$  são as coordenadas dos pontos que formam a base da geometria substituta como indicado na Figura 3.7. Nessa representação, o valor do ponto na imagem será  $B_{(x_i, y_i)} = 1$  se  $(x_i, y_i)$  é um ponto da curva ou  $B_{(x_i, y_i)} = 0$  se  $(x_i, y_i)$  não for um ponto da curva. Na formulação digital, as Eq. (3.5) e Eq. (3.6) tomam a forma geral da Eq. (3.8) enquanto que a Eq. (3.7) toma a forma geral da Eq. (3.9).

$$M_{pq} = \int B_{(x_i, y_i)} x_i^p y_i^q dA \quad (3.8)$$

$$M_{xy} = \int B_{(x_i, y_i)} x_i y_i dA \quad (3.9)$$

onde:

$M_{pq}$  = momento de inércia de área da superfície, na formulação digital ( $\text{mm}^4$ );

$M_{xy}$  = produto de inércia de área da superfície, na formulação digital ( $\text{mm}^4$ ).

As integrais tomaram a forma de somatório porque as curvas, na verdade, são conjuntos de pontos. Os momentos de inércia do objeto em relação aos eixos coordenados correspondem ao segundo momento de área, onde  $(p + q) = 2$ . Então, considerando-se as coordenadas do ponto 'i' iguais a  $(x_i, y_i)$ , o momento de inércia de área,  $M_{pq}$ , foi calculado pela Eq.(3.10).

$$M_{pq} = \sum_{i=1}^n B_{(x_i, y_i)} x_i^p y_i^q \quad (3.10)$$

O momento de inércia de área em relação ao eixo  $x$ ,  $M_{2,0}$ , foi calculado pela Eq.(3.10) tomando  $B_{(x_i, y_i)} = 1$ ,  $p=2$  e  $q=0$ . O momento de inércia de área em relação ao eixo  $y$ ,  $M_{0,2}$ , foi calculado pela Eq.(3.10) tomando  $B_{(x_i, y_i)} = 1$ ,  $p=0$  e  $q=2$ . O produto de inércia de área,  $M_{1,1}$ , foi calculado pela Eq.(3.10) tomando  $B_{(x_i, y_i)} = 1$ ,  $p=1$  e  $q=1$ .

Uma solução gráfica para determinar o ângulo de rotação pode ser obtida utilizando o círculo de Mohr, representado na Figura 3. 8.

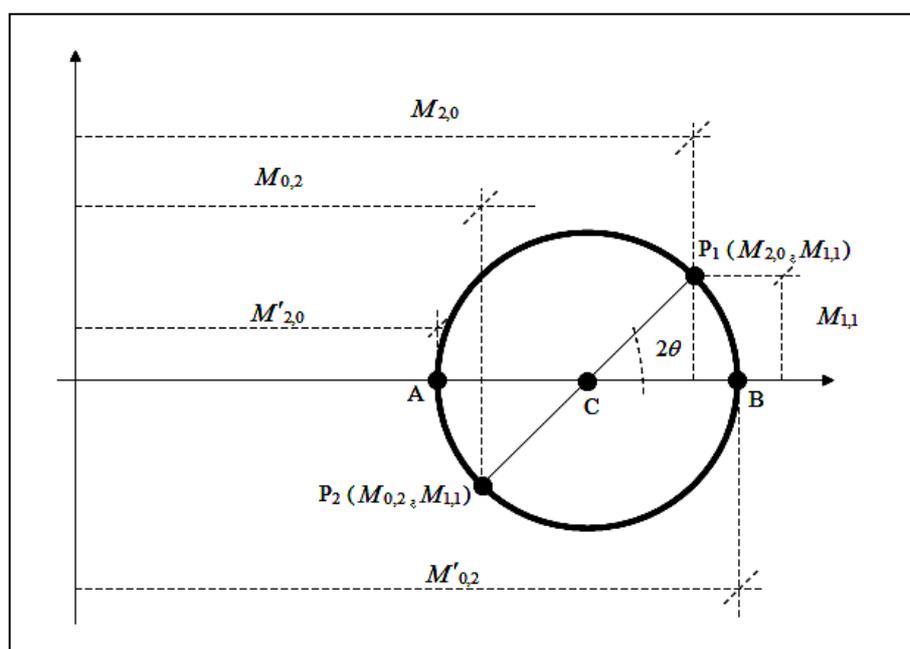


Figura 3.8 Círculo de Mohr

onde:

$\theta$  = ângulo de rotação ( $^{\circ}$ );

$M_{2,0}$  = momento de inércia de área da superfície em relação ao eixo  $x$ , na formulação digital ( $\text{mm}^4$ );

$M_{0,2}$  = momento de inércia de área da superfície em relação ao eixo  $y$ , na formulação digital ( $\text{mm}^4$ );

$M_{1,1}$  = produto de inércia de área da superfície, na formulação digital ( $\text{mm}^4$ );

$M'_{2,0}$  = valor mínimo do momento de inércia de área ( $\text{mm}^4$ );

$M'_{0,2}$  = valor máximo do momento de inércia de área ( $\text{mm}^4$ );

$P_1$  = Ponto que representa o momento de inércia de área no plano que tem o eixo  $x$  como perpendicular;

$P_2$  = Ponto que representa o momento de inércia de área no plano que tem o eixo  $y$  como perpendicular.

Considerando o sentido de rotação que se quer imprimir ao objeto da Figura 3.7 e utilizando trigonometria, o ângulo de rotação  $\theta$  foi calculado pela Eq. (3.11).

$$\theta = 90 - 0,5 \arctg\left(\frac{2M_{1,1}}{M_{2,0} - M_{0,2}}\right) \quad (3.11)$$

Uma vez encontrado o ângulo de rotação, foram usadas as Eq. (3.12) e Eq. (3.13) para calcular as novas coordenadas. A coordenada 'Z' foi mantida porque as curvas estão no plano XY. As coordenadas foram armazenadas na forma matricial.

$$x_{novo,i} = x_i \cos \theta + y_i \sin \theta \quad (3.12)$$

$$y_{novo,i} = -x_i \sin \theta + y_i \cos \theta \quad (3.13)$$

A última função se encarregou de gerar um arquivo de texto com as novas coordenadas dos pontos. Esse arquivo foi gerado a partir da leitura dos dados armazenados nas matrizes formadas pelas coordenadas rotacionadas. Esses arquivos com as novas coordenadas, quando importadas pelo GAMBIT<sup>®</sup>, formaram as curvas mostradas na Figura 3.9.

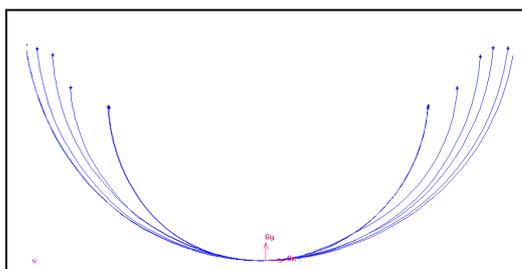


Figura 3.9 Curvas características das geometrias substitutas após o programa 'mainPrepareCurve.cpp'

Todas as curvas foram tratadas por este programa. Para minimizar erros de cálculo do programa do Tópico 3.2, as listas de coordenadas obtidas dos termogramas foram trabalhadas manualmente para descartar os pontos que visivelmente não faziam parte da mama.

### 3.2 ESCOLHA DA GEOMETRIA SUBSTITUTA ADEQUADA À PACIENTE

Uma vez que as curvas características das geometrias substitutas encontravam-se rotacionadas e transladadas, o passo seguinte foi determinar as próteses mais adequadas para serem usadas nas simulações e calcular o perfil de temperatura da mama das pacientes em estudo.

Este tópico detalha o programa desenvolvido na linguagem C++ chamado '*mainMSCproject.cpp*' cujo objetivo é identificar a geometria substituta a ser usada nas simulações computacionais. Os cálculos seguiram a metodologia do MMQ pelas razões discutidas no Capítulo 1. O fluxograma do referido programa encontra-se na Figura 3.10.

Para decidir a geometria substituta a ser utilizada, foi preciso comparar uma geometria tridimensional com uma curva em duas dimensões. A escolha foi realizada usando uma das curvas da Figura 3.9 – aquela que mais se aproximou da curva real da paciente.

Primeiramente, as coordenadas extraídas do termograma da mama da paciente foram lidas pelo programa. As coordenadas podiam ser lidas de um arquivo ou digitadas manualmente. Utilizando o MMQ com ordens dois até seis, os valores do coeficiente de correlação foram calculados e os coeficientes da curva aproximada foram obtidos utilizando o MMQ com a ordem correspondente ao coeficiente de correlação,  $r^2$ , mais próximo da unidade. Para cada geometria substituta, foi efetuada a leitura das coordenadas da sua curva característica e os coeficientes da curva aproximada foram calculados. Como os coeficientes dependem da ordem do polinômio, os cálculos foram realizados usando a mesma ordem escolhida para a curva aproximada do termograma. A geometria escolhida foi aquela que apresentou o menor erro entre seus coeficientes e os coeficientes da curva obtida através do termograma,  $e_{gs}$ .

Uma vez que as funções desenvolvidas no programa computacional usam o MMQ, apresenta-se a seguir um resumo do método baseado em Chapra e Canale (1998) e em seguida discute-se o uso desses conceitos no programa.

Para um conjunto de pontos, o MMQ encontra um polinômio que gere uma curva que melhor se ajuste aos referidos pontos. A ordem do polinômio pode variar e, conseqüentemente, o erro gerado pelo uso do polinômio varia de acordo com a ordem escolhida.

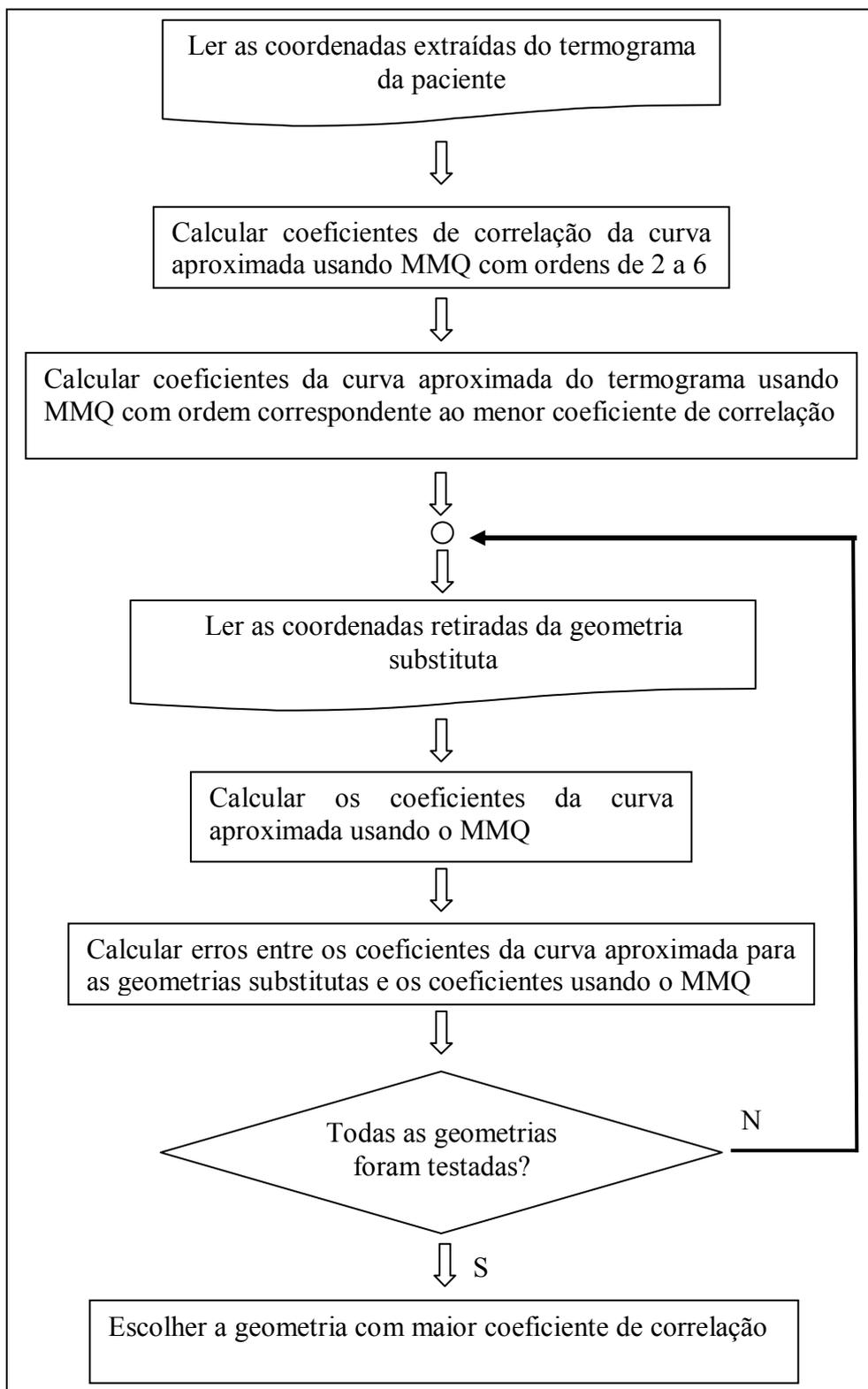


Figura 3.10 Fluxograma do programa 'mainMSCproject.cpp'

Usando a equação obtida com o MMQ, o valor da função no ponto 'i', é dado pela Eq. (3.14). O valor encontrado difere do valor original por um erro 'e', dado pela Eq. (3.15).

$$y_i = a_0 + a_1 x_i + a_2 x_i^2 + \dots + a_m x_i^m + e \quad (3.14)$$

$$e = y_i - (a_0 + a_1 x_i + a_2 x_i^2 + \dots + a_m x_i^m) \quad (3.15)$$

onde:

$e$  = erro entre o valor calculado com a equação e o valor observado para o ponto 'i' (mm);

$x_i, y_i$  = coordenadas do ponto 'i' (mm).

O erro, ou resíduo, representa a distância vertical entre o ponto observado e o valor calculado com a equação para o mesmo valor de X, conforme ilustrado pela Figura 3.11.

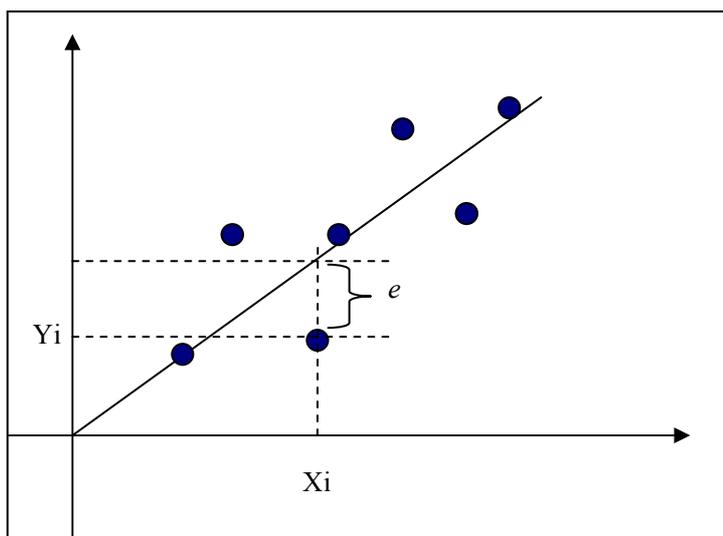


Figura 3.11 Representação do resíduo 'e' Fonte: Adaptação de Chapra e Canale (1998)

Este método assume que a curva que melhor se ajusta aos pontos é aquela que minimiza a soma dos quadrados dos resíduos (erros) como na Eq.(3.16):

$$S_r = \sum_{i=1}^n e^2 \quad (3.16)$$

onde:

$S_r$  = soma dos quadrados dos resíduos (mm<sup>2</sup>).

Inserindo a Eq. (3.15) na Eq. (3.16), essa pode ser reescrita como na Eq. (3.17):

$$S_r = \sum_{i=1}^n [y_i - (a_0 + a_1 x_i + a_2 x_i^2 + \dots + a_m x_i^m)]^2 \quad (3.17)$$

Deste ponto em diante, simplificaremos a notação do somatório de maneira que  $\sum$  representa  $\sum_{i=1}^n$ .

Os coeficientes da equação são encontrados derivando  $S_r$  com relação a cada coeficiente, como indicado pelo sistema de Eq. (3.18). O valor mínimo é obtido quando a derivada é zero.

$$\left\{ \begin{array}{l} \frac{\partial S_r}{\partial a_0} = -2 \sum [y_i - (a_0 + a_1 x_i + a_2 x_i^2 + \dots + a_m x_i^m)] \\ \frac{\partial S_r}{\partial a_1} = -2 \sum x_i [y_i - (a_0 + a_1 x_i + a_2 x_i^2 + \dots + a_m x_i^m)] \\ \dots \\ \frac{\partial S_r}{\partial a_n} = -2 \sum x_i^m [y_i - (a_0 + a_1 x_i + a_2 x_i^2 + \dots + a_m x_i^m)] \end{array} \right. \quad (3.18)$$

A Eq. (3.15) pode ser escrita na forma matricial como apresentado na Eq. (3.19):

$$\begin{pmatrix} n & \sum x_i & (\dots) & \sum x_i^m \\ \sum x_i & \sum x_i^2 & (\dots) & \sum x_i^{m+1} \\ & & (\dots) & \\ \sum x_i^m & \sum x_i^{m+1} & (\dots) & \sum x_i^{2m} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} a_0 \\ a_1 \\ (\dots) \\ a_m \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \sum y_i \\ \sum x_i y_i \\ (\dots) \\ \sum x_i^m y_i \end{pmatrix} \quad (3.19)$$

O método dos mínimos quadrados requer neste ponto a resolução de um sistema linear de equações.

Segundo Ruggiero e Lopes (1988), os métodos de resolução de sistemas lineares de equações algébricas são:

a) Métodos diretos: são aqueles que fornecem uma solução com um número finito de operações aritméticas, caso o sistema possua solução. A solução apresenta um erro de arredondamento. Podemos citar o método de eliminação de Gauss e a fatoração LU.

b) Métodos iterativos: são aqueles onde são efetuadas tantas operações aritméticas quantas forem necessárias para que a solução tenha um erro aceitável. É bem empregado quando a matriz dos coeficientes é esparsa, ou seja, tem uma grande quantidade de elementos nulos. Apresenta relativa insensibilidade aos erros de arredondamento. Pode-se citar o método iterativo de Gauss-Jacobi e o método iterativo de Gauss-Seidel, entre muitos outros.

Uma vez que o método dos mínimos quadrados constrói um sistema com  $(m+1)$  equações, onde 'm' é a ordem da curva de ajuste, e uma curva de ordem igual ou menor que seis é uma boa aproximação do desenho da mama, o sistema terá no máximo sete equações. O método direto foi utilizado porque a matriz obtida com os coeficientes das equações não é esparsa e não é um sistema grande.

Foi usado o método de eliminação de Gauss por ser mais simples do que a fatoração LU, pois dispensa o cálculo da matriz inversa exigido pelo último método. Também tem sua implementação computacional mais simples. Entretanto, apresenta o problema de erros de arredondamento, o que foi devidamente solucionado com o uso da estratégia de pivoteamento parcial.

O método de Gauss consiste em transformar o sistema linear em um sistema linear equivalente cuja matriz dos coeficientes é triangular superior. O valor da última incógnita é encontrado diretamente. O valor da penúltima incógnita é encontrado substituindo-se o valor da última incógnita e assim sucessivamente até encontrarmos todos os valores.

O polinômio encontrado tem a forma da Eq. (3.20).

$$f(x) = a_0 + a_1 x + a_2 x^2 + \dots + a_{m-1} x^{m-1} + a_m x^m \quad (3.20)$$

De acordo com Chapra & Canale (1998), os erros envolvidos no método dos mínimos quadrados são:

a) Erro em relação à média ( $S_y$ ): representa o espalhamento dos pontos em torno do ponto médio. É a magnitude do erro associado à variável dependente antes da regressão. É calculado conforme Eq. (3.21).

b) Erro padrão da estimativa ( $S_{y/x}$ ): quantifica o espalhamento dos pontos ao redor da curva obtida com o MMQ. É o erro residual após o MMQ. Pode ser calculado conforme a Eq. (3.22).

c) Coeficiente de correlação ( $r^2$ ): Indica o quanto da incerteza original é explicada pelo modelo proposto. Descreve a redução do erro devido ao uso do MMQ ao invés de modelar os pontos com uma reta horizontal passando pelo ponto médio. Quanto mais perto da unidade, melhor. Pode ser calculado conforme a Eq. (3.23).

$$S_t = \sum (y_i - y_{md})^2 \quad (3.21)$$

$$S_{y/x} = \left\{ \frac{S_r}{[n - (m + 1)]} \right\}^{1/2} \quad (3.22)$$

$$r^2 = \frac{S_t - S_r}{S_t} \quad (3.23)$$

onde:

$S_t$  = erro em relação à média ( $\text{mm}^2$ );

$S_{y/x}$  = erro padrão da estimativa (mm);

$r^2$  = coeficiente de correlação.

A função de leitura de coordenadas foi a mesma usada no programa do tópico anterior. A notação da Eq. (3.19) pode ser simplificada pela Eq. (3.24).

$$[X][A] = [Y] \quad (3.24)$$

O cálculo dos coeficientes da curva aproximada foi realizado através de funções-membro que, a partir das matrizes das coordenadas, calcularam os elementos das matrizes  $[X]$  e  $[Y]$ . Outra função usou o método de Gauss para calcular os elementos que formaram a matriz de coeficientes  $[A]$  com o auxílio da função que fez o cálculo do pivô.

O cálculo dos erros indicados nas Eq. (3.21), Eq. (3.22) e Eq. (3.23) foram efetuados e impressos na tela juntamente com os valores dos coeficientes do polinômio. Considerando a ordem igual a dois até seis para o polinômio da curva ajustada, os respectivos valores de  $r^2$  foram armazenados em uma matriz e foi escolhida a ordem do polinômio que correspondeu ao

menor valor de  $r^2$ . Isso é importante porque pode comprometer a escolha da geometria substituta.

A leitura das coordenadas da curva característica das geometrias substitutas é semelhante à leitura dos pontos retirados da termografia.

Os procedimentos do cálculo dos coeficientes são repetidos para cada geometria substituta e calculado o erro entre os coeficientes encontrados para a geometria substituta e os coeficientes do termograma através da Eq. (3.25). O valor encontrado é armazenado em uma matriz.

$$e_{gs} = (a_{0gs} - a_{0th})^2 + (a_{1gs} - a_{1th})^2 + (\dots) + (a_{mgs} - a_{mth})^2 \quad (3.25)$$

onde:

$e_{gs}$  = erro entre os coeficientes da curva ajustada para a geometria substituta e os coeficientes da curva ajustada para o termograma;

$a_{igs}$  = coeficientes do polinômio de ajuste da curva característica da geometria substituta;

$a_{ith}$  = coeficientes do polinômio de ajuste da curva característica do termograma.

A última função deste programa pesquisou na matriz composta pelos erros  $e_{gs}$ , o valor mínimo. A geometria que correspondeu a esse valor foi a escolhida.

As verificações de abertura e fechamento de arquivos foram sempre realizadas quando foi necessário ler ou escrever dados em um arquivo de texto. Mensagens de erro apareceriam quando era digitado um nome do arquivo inválido.

### 3.3 CORREÇÃO DA TEMPERATURA INDICADA NO TERMOGRAMA DEVIDO À CALIBRAÇÃO DA CÂMERA DE IR

Bezerra, *et al.* (2006) realizaram um estudo da influência de parâmetros na medição por termografia com o uso da mesma câmera de infravermelho utilizada para capturar as imagens usadas nesta dissertação. Os resultados obtidos nas medições experimentais com três repetições efetuadas a 1,0 m do gerador de radiação com temperatura ajustada em 30 °C indicaram um erro médio de 0,6 °C.

Silva (2010) realizou a calibração de rotina da câmera termográfica utilizada pelo grupo de pesquisa na captação das imagens IR. A atividade foi realizada em um dos laboratórios do DEMEC-UFPE com o auxílio de um gerador de radiação. A Tabela 3.1 mostra os dados obtidos na calibração realizada na época da obtenção dos termogramas utilizados nesta dissertação.

Para a realização dos dois experimentos anteriormente citados foram utilizados um gerador de radiação OMEGA, modelo BB701, com emissividade de 0,95, e a câmara de infravermelho FLIR Systems, modelo ThermaCAM S45.

Tabela 3.1 Resultado da calibração da câmera IR utilizada na obtenção dos termogramas

Temperatura do gerador de radiação (°C)	Temperatura indicada pela câmera (°C)
20	21,5
60	59
110	107

Mostrou-se necessário efetuar o ajuste dos valores das temperaturas indicadas nos termogramas de acordo com a calibração. Devido à necessidade de repetir esse cálculo todas as vezes que se utilizar as imagens térmicas achou-se útil criar uma rotina com o programa computacional MATLAB<sup>®</sup> para auxiliar no procedimento.

Primeiramente, os dados da calibração foram tratados a fim de se obter os coeficientes do polinômio de ajuste com MMQ e uma imagem foi impressa com os pontos e a correspondente curva de ajuste. Foi escolhido um polinômio de ordem 1 porque os pontos estavam praticamente em linha conforme pode ser observado na Figura 3.12.

Utilizando os coeficientes do polinômio de ajuste obtido com os pontos da calibração e as temperaturas que se queria corrigir, as temperaturas reais foram obtidas. Um documento de texto (.doc) foi impresso com os resultados, contendo os dados da calibração (data, nome do responsável, temperatura medida e a correspondente temperatura do gerador de radiação), as temperaturas medidas com as respectivas temperaturas corrigidas. Os relatórios das correções das temperaturas dos termogramas utilizados nessa dissertação foram dispostos no Apêndice A.

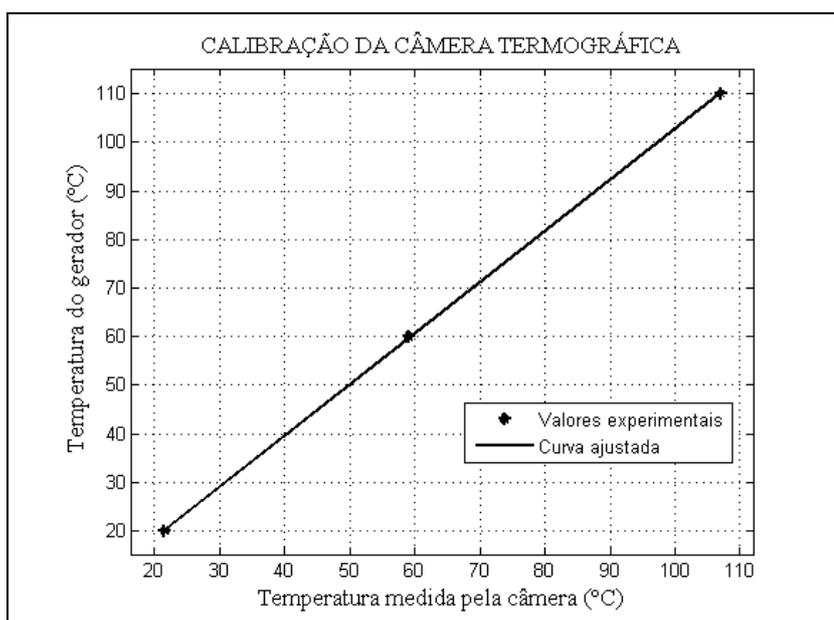


Figura 3.12 Resultado do ajuste dos pontos obtidos na calibração da câmera IR utilizada na obtenção dos termogramas.

### 3.4 VALIDAÇÃO DOS PROGRAMAS COMPUTACIONAIS DESENVOLVIDOS E COMENTÁRIOS FINAIS

O código computacional desenvolvido foi validado através de exemplos presentes nas referências Chapra e Canale (1998) e Rugiero e Lopes (1988). Para o MMQ, usaram-se também os exemplos presentes em ESAB (2000).

O programa originalmente desenvolvido calculava os erros de maneira diferente daquela apresentada no tópico anterior. A versão anterior do programa calculava os coeficientes da curva do termograma e os coeficientes das curvas características das geometrias substitutas pelo MMQ conforme apresentado no Tópico 3.2. A diferença estava no cálculo do erro. O erro entre os coeficientes  $e_{gs}$ , Eq. (3.25), não era usado. Os erros entre as geometrias e o termograma eram calculados conforme descrito a seguir.

Sabendo que a soma dos quadrados dos resíduos nos dá a distância entre o ponto original e o ponto calculado pelo polinômio, a Eq. (3.17) foi usada para calcular a distância entre os pontos da geometria substituta e os pontos calculados com o polinômio do termograma. Uma vez que as coordenadas da geometria substituta e do termograma não têm necessariamente o

mesmo valor de 'x', o polinômio do termograma era calculado com os valores de 'x' da geometria substituta.

A função responsável pela verificação dos erros foi a mesma usada para calcular os erros  $S_r$  e  $S_{y/x}$  após o cálculo dos coeficientes das curvas, mas as matrizes enviadas como entrada foram a matriz dos coeficientes do termograma e a matriz das coordenadas da geometria substituta. A Eq. (3.17) recebe o valor de 'y' retirado da matriz da geometria substituta, os coeficientes obtidos pelo MMQ retirados da matriz de coeficientes do termograma e o 'x' retirado da matriz da geometria substituta.

O valor de  $S_r$  assim calculado foi usado no cálculo do erro padrão da estimativa conforme a Eq. (3.22). Os valores de  $S_{y/x}$  foram armazenados em uma matriz. A geometria escolhida foi aquela que correspondeu ao menor valor de  $S_{y/x}$ .

O procedimento aqui descrito foi substituído pelo procedimento do Tópico 3.2 porque este último é mais rápido e simples.

É importante ressaltar também que as funções usadas para o cálculo dos coeficientes pode ser usada para preencher os eventuais espaços sem pontos na lista de coordenadas retiradas da imagem do termograma. Deve-se verificar o erro a fim de escolher a ordem que apresente a coeficiente de correlação mais próxima da unidade. Os coeficientes armazenados em uma matriz foram usados por uma função responsável pelo cálculo dos valores das coordenadas. As coordenadas foram, então, impressas em arquivo de texto no formato exigido pelo GAMBIT<sup>®</sup>.

## 4 RESULTADOS OBTIDOS

---

Neste capítulo são apresentados os resultados dos estudos desenvolvidos com duas pacientes do HC-UFPE para as quais foram retiradas as curvas características dos termogramas com o auxílio do programa desenvolvido na UFF. Foi, então, seguida toda a metodologia apresentada no Capítulo 2 e utilizados os programas computacionais apresentados no Capítulo 3. Devido ao protocolo de obtenção das imagens, as pacientes devem permanecer anônimas, tendo sido, portanto, identificadas pela numeração do prontuário geral da paciente dentro do hospital. Esta mesma numeração foi usada pelo banco de dados desenvolvido por Araújo (2009) de onde foram retirados os termogramas.

Os termogramas trabalhados foram: IR\_0860, IR\_0862, IR\_0866 do dia 05/10/2009; IR\_1031, IR\_1032, IR\_1033 do dia 30/11/2009. Os mesmos encontram-se reproduzidos no Anexo A.

### 4.1 PACIENTE DE PRONTUÁRIO Nº 1640012-2

Esta paciente é a mesma que foi apresentada no estudo preliminar do Capítulo 2. Neste tópico, porém, a geometria substituta foi corretamente identificada com os programas computacionais apresentados no Capítulo 3.

As características dessa paciente já foram comentadas no Capítulo 2, Tópico 2.3.3, e as propriedades termofísicas dos tecidos estão na Tabela 2.2. As características da água saturada a 26,85 °C foram adotadas para o cisto, conforme explicado no mesmo tópico. As características físicas das anormalidades descritas nos exames de ultrassom da paciente foram transcritas para Tabela 4.1. Para a referida paciente, foi estudada a mama direita.

Tabela 4.1 Características físicas das anormalidades da paciente 1640012-2

	Anormalidade nº1	Anormalidade nº 2
Tipo	Cisto	Cisto
Formato	Cilíndrico com bases arredondadas	Cilíndrico com bases arredondadas
Dimensão	Raio das bases = 2,0mm Altura = 2,0mm	Raio das bases =2,0mm Altura = 2,0mm

O termograma IR\_0860 de 05/10/2009 foi escolhido para a retirada dos pontos que formam o contorno frontal da paciente por apresentar um melhor contraste entre o fundo e o corpo da paciente. Os pontos do contorno inferior da mama direita da paciente foram extraídos através do programa de Vasconcelos (2010). Esse termograma é apresentado na Figura 4.1 com ajuste na escala a fim de permitir comparações com o perfil simulado. O termograma original encontra-se no Anexo A.

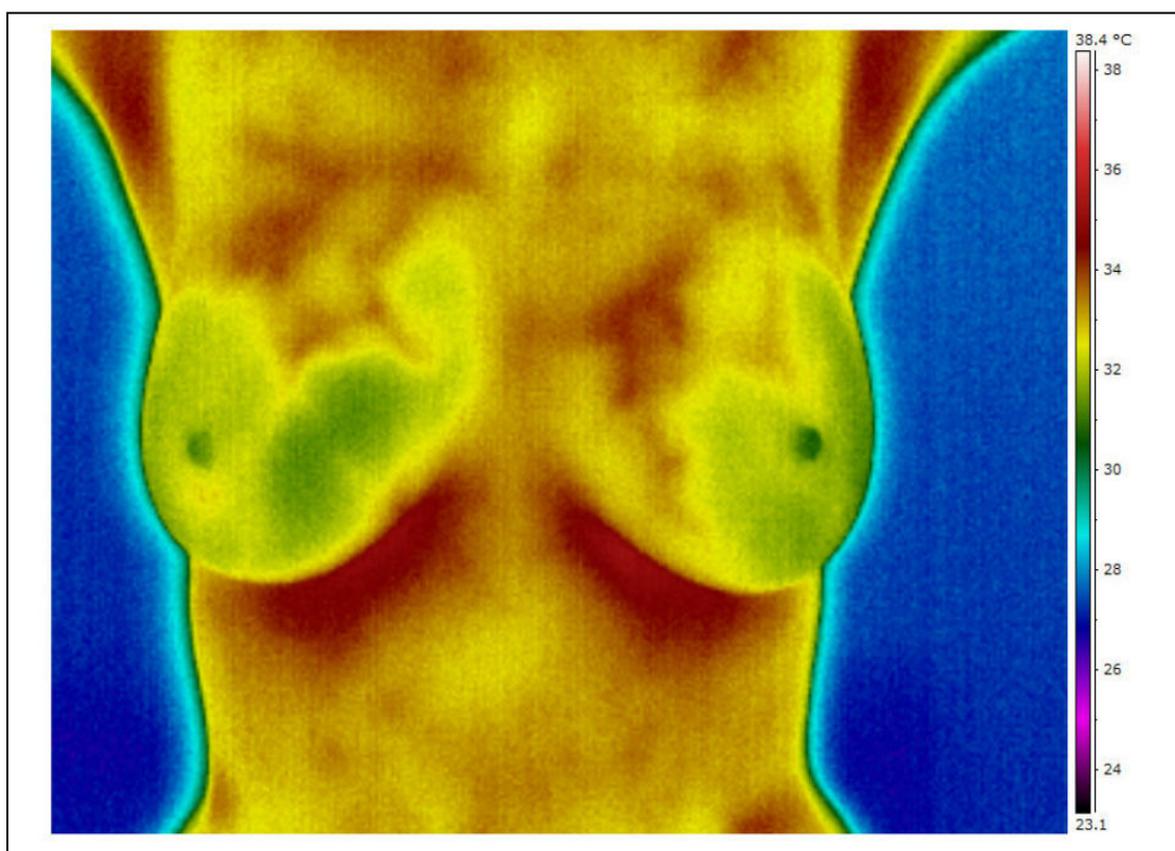


Figura 4.1 Termograma frontal da paciente 1640012-2, IR\_0860 de 05/10/2009 com ajuste na escala efetuado com o auxílio do *QUICKREPORT*<sup>®</sup>

Os pontos obtidos do termograma foram analisados de maneira que os pontos que estavam fora da área de interesse foram retirados para minimizar os erros envolvidos com o ajuste das curvas. O programa '*mainMSCproject.cpp*', cujo fluxograma está na Figura 3.10, calculou os coeficientes da curva do termograma usando o MMQ com as ordens de dois a seis para encontrar aquela que apresenta o valor do coeficiente de correlação,  $r^2$ , mais próximo da unidade. Os valores obtidos no ajuste da curva extraída do termograma foram:  $S_{y/x} = 8,919$  mm,  $r^2 = 0,912$  (aproximadamente 91,2 %).

Prossigui com o uso do MMQ no ajuste das curvas características das geometrias substitutas, considerando a mesma ordem obtida para as curvas características do termograma. Em seguida, calculou o erro entre os coeficientes da curvas características de cada geometria substituta e os coeficientes da curva do termograma,  $e_{gs}$ . Após as comparações, verificou-se que a geometria substituta mais adequada foi aquela correspondente a prótese de número seis com  $e_{gs}$  igual a 4,6, aproximadamente. Observa-se que no Capítulo 2, foi usada a geometria substituta correspondente a prótese de número quatro, uma vez que àquela altura do estudo, ainda não tinham sido feitas as medições das demais próteses. A Figura 4.2 apresenta os pontos obtidos do termograma com a curva característica da prótese de número seis a fim de visualizar a adequação da escolha. A linha cheia é a curva característica da geometria substituta escolhida e os pontos pretos representam os pontos retirados do termograma da paciente em estudo.

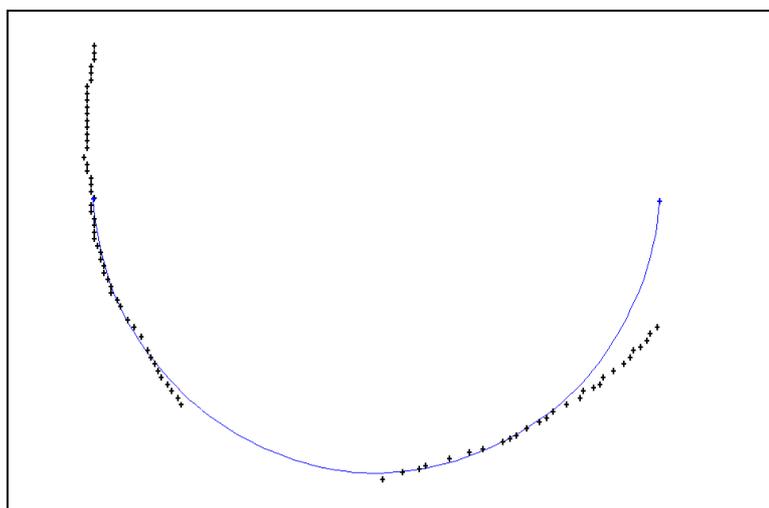


Figura 4.2 Superposição dos pontos retirados do termograma da paciente 1640012-2 com a curva característica da geometria substituta da prótese n° 6

A geometria substituta da paciente 1640012-2, reproduzida na Figura 4.3, foi obtida com a inserção de cilindros representando as anormalidades no interior da geometria substituta da prótese n°6. Para tanto, cada cilindro foi gerado com o tamanho descrito no exame, rotacionado de forma a ficar paralelo à superfície da geometria e, em seguida, transladado para a posição indicada nos exames.

O programa computacional comercial FLUENT<sup>®</sup> realizou as simulações de temperatura considerando como condições de contorno a troca de calor por convecção entre a superfície da mama e o meio externo a 27,5 °C e a temperatura da base da mama igual a 37 °C. A condição de contorno inicial assumiu que toda a mama estava a 37 °C.

O passo seguinte foi a execução de um estudo da convergência de malhas para o caso analisado. O estudo da convergência das malhas foi realizado considerando três malhas diferentes: a primeira com 3669 nós e 18403 elementos, a segunda com 4547 nós e 23302 elementos e a terceira com 5590 nós e 29071 elementos. Para cada uma dessas malhas, o FLUENT<sup>®</sup> executou o cálculo do perfil de temperaturas em regime permanente. Os cistos foram visualizados nos perfis de temperaturas das geometrias substitutas e no termograma frontal da paciente.

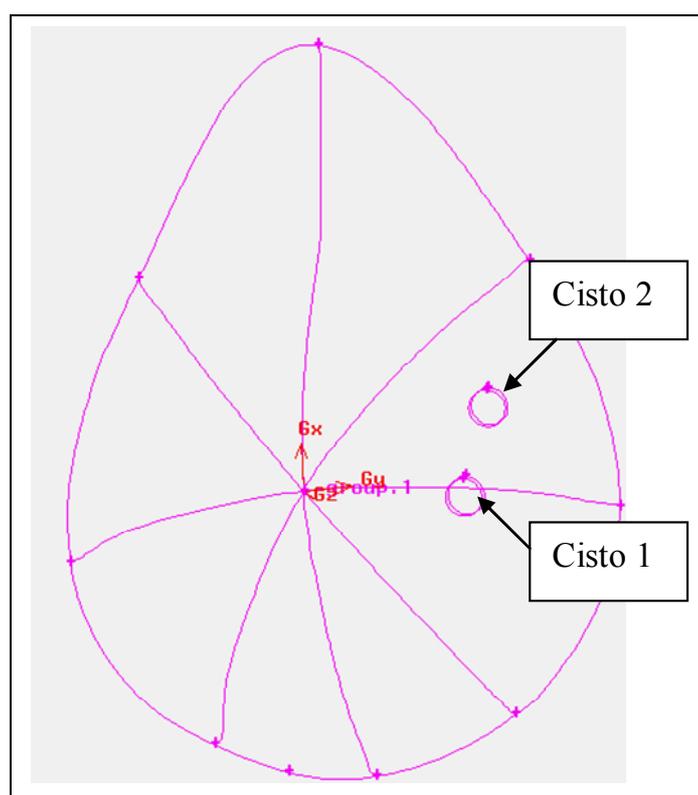


Figura 4.3 Vista frontal da geometria substituta da paciente 1640012-2 sem a textura da superfície externa para possibilitar a visualização dos cistos em seu interior.

A visão frontal dos perfis simulados é apresentada nas Figuras 4.4, 4.5, 4.6 juntamente com o termograma IR-0860, que foi cortado para melhor visualização da mama em estudo. A temperatura mínima na região dos cistos medida no termograma após a correção devida à calibração foi de aproximadamente 30,3 °C. As temperaturas foram medidas nos termogramas com o programa computacional comercial *QUICKREPORT*<sup>®</sup> e as temperaturas nos perfis simulados para a geometria substituta foram calculadas pelo FLUENT<sup>®</sup>.

O perfil de temperatura da geometria substituta com a primeira malha é mostrado na Figura 4.4. A região onde estavam os cistos apresentou temperatura entre 29,2 °C e 32,2 °C.

O perfil de temperatura da geometria substituta com a segunda malha é mostrado na Figura 4.4. A temperatura dos cistos variou entre 29,8 °C e 31,6 °C.

A Figura 4.5 apresenta a terceira simulação para essa paciente. Os cistos apresentaram temperatura entre 29,8 °C e 32,2 °C.

Entendeu-se que a convergência da malha foi obtida porque a temperatura na região em estudo manteve-se aproximadamente constante, tendo o valor mínimo convergido para 29,8 °C e a temperatura máxima convergido para 32,2 °C.

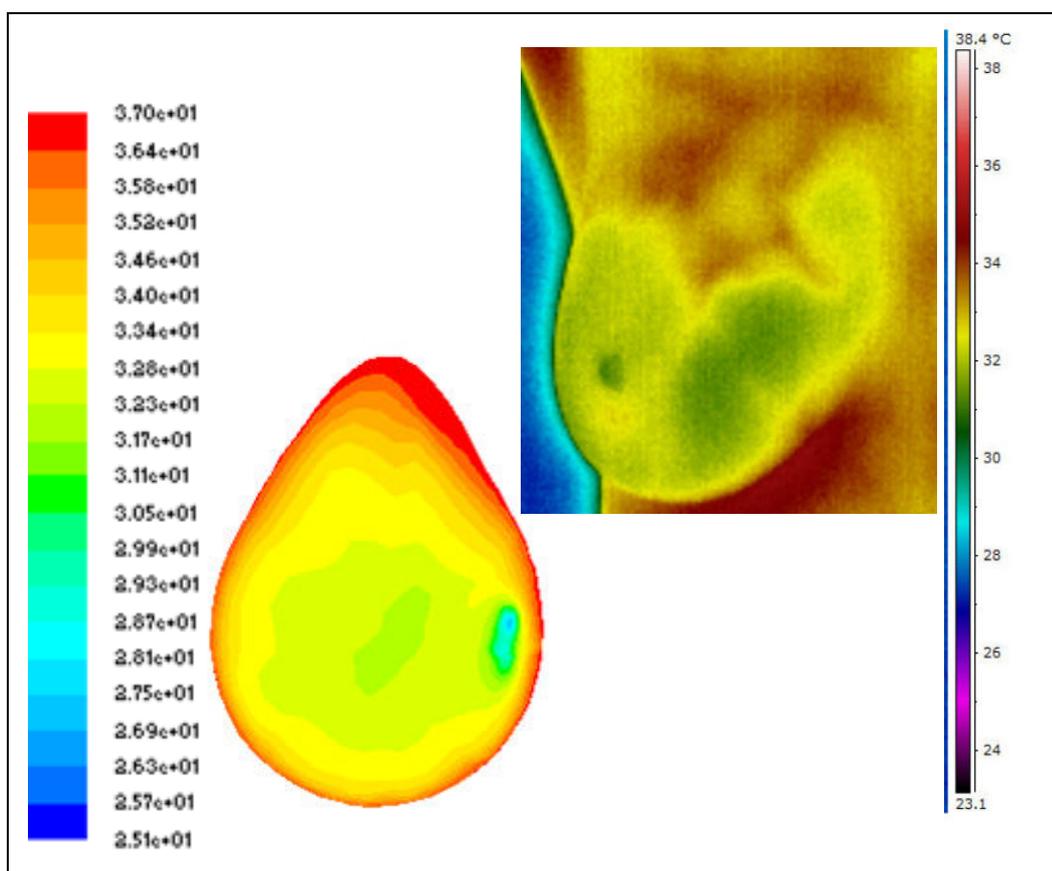


Figura 4.4 Vista frontal do perfil de temperatura simulado para paciente 1640012-2, utilizando a primeira malha

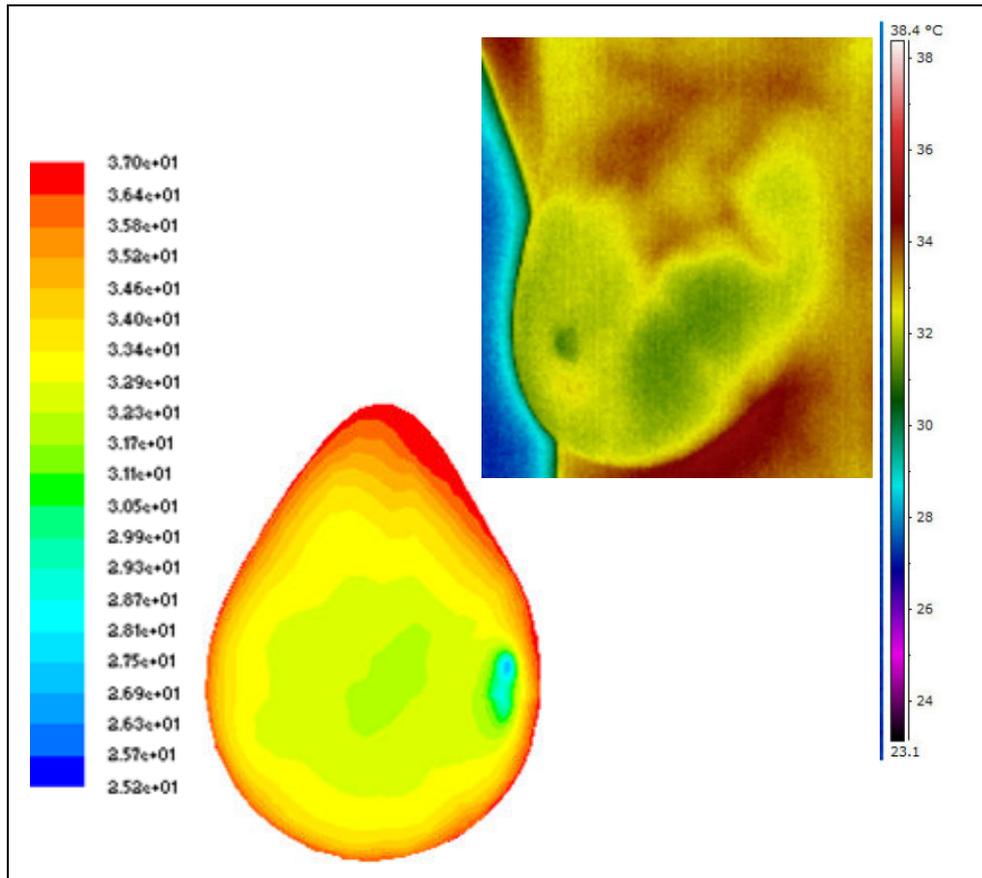


Figura 4.5 Vista frontal do perfil de temperatura simulado para paciente 1640012-2, utilizando a segunda malha

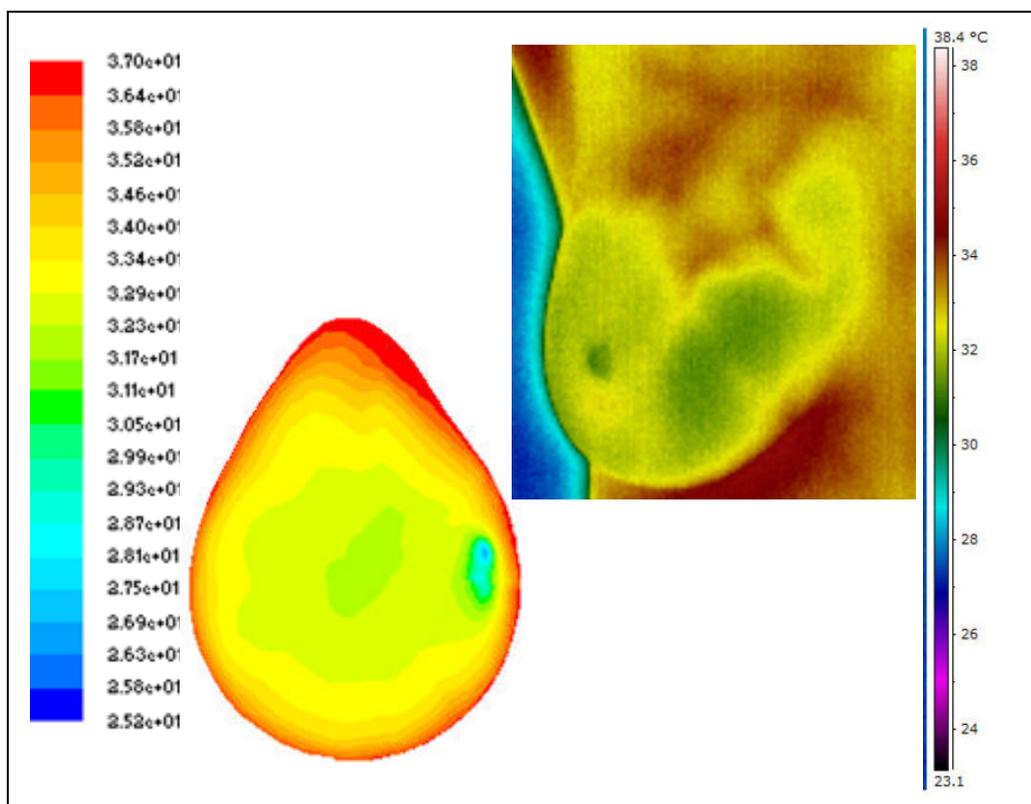


Figura 4.6 Vista frontal do perfil de temperatura simulado para paciente 1640012-2, utilizando a terceira malha

#### 4.1.1 Análise dos resultados obtidos

A preocupação inicial foi verificar as diferenças entre as temperaturas mínimas da região do cisto obtidas com a simulação e aquelas medidas no termograma. Usou-se a temperatura mínima porque, ao contrário dos tumores malignos, o cisto tem a característica de ser mais frio do que os demais tecidos. O erro calculado com a Eq. (4.1) foi de -1,7%, aproximadamente.

$$e_{t\%} = \frac{(T_s - T_m)}{T_m} \quad (4.1)$$

onde:

$T_s$  = temperatura atingida pela simulação (°C);

$T_m$  = temperatura medida no termograma da paciente com ajuste da calibração (°C);

$e_{t\%}$  = erro percentual entre as temperaturas simulada e medida.

A Tabela 4.2 resume as temperaturas mínimas na região dos cistos obtidas nas simulações e os respectivos erros  $e_{t\%}$ . A temperatura do termograma foi ajustada de acordo com a calibração.

Tabela 4.2 Resumo dos temperaturas na região dos cistos para a paciente de prontuário 1640012-2

	Temperatura mínima (°C)
Termograma	30,8
Malha 1	29,6
Malha 2	29,8
Malha 3	29,8
$e_{t\%}$	-1,7%

O passo seguinte foi analisar as temperaturas sobre o restante da superfície da mama. O termograma da paciente em estudo, IR\_0860 de 05/10/2009, foi carregado pelo *QUICKREPORT*<sup>®</sup> e as temperaturas das áreas mais representativas foram medidas. Na Figura 4.7, foram destacadas cinco regiões na mama direita, em estudo, com suas respectivas temperaturas mínimas e máximas. Ar1 e Ar2 correspondem à região onde estão localizados os

cistos, Ar3 corresponde ao mamilo, Ar4 e Ar5 são regiões que apresentaram as temperaturas mais frequentes ao longo superfície da mama.

Procedimento semelhante foi efetuado no perfil de temperatura simulado para a geometria substituta e disponibilizado na Figura 4.8. Regiões correspondentes àquelas da Figura 4.7 foram destacadas na Figura 4.8 e as temperaturas identificadas através da escala de cores. Comparando-se as temperaturas em cada região equivalente nas Figuras 4.7 e 4.8, pode-se concluir que as temperaturas médias de cada região são compatíveis. Os erros  $e_{t\%}$ , da Eq. (4.1), foram calculados considerando as temperaturas médias. Para Ar3,  $e_{t\%}$  foi de 2,3%; para Ar4,  $e_{t\%}$  foi de 5,1%; para Ar5,  $e_{t\%}$  foi de 7,4%. Os erros para as regiões Ar1 e Ar2 não foram calculados porque estas regiões já foram analisadas.

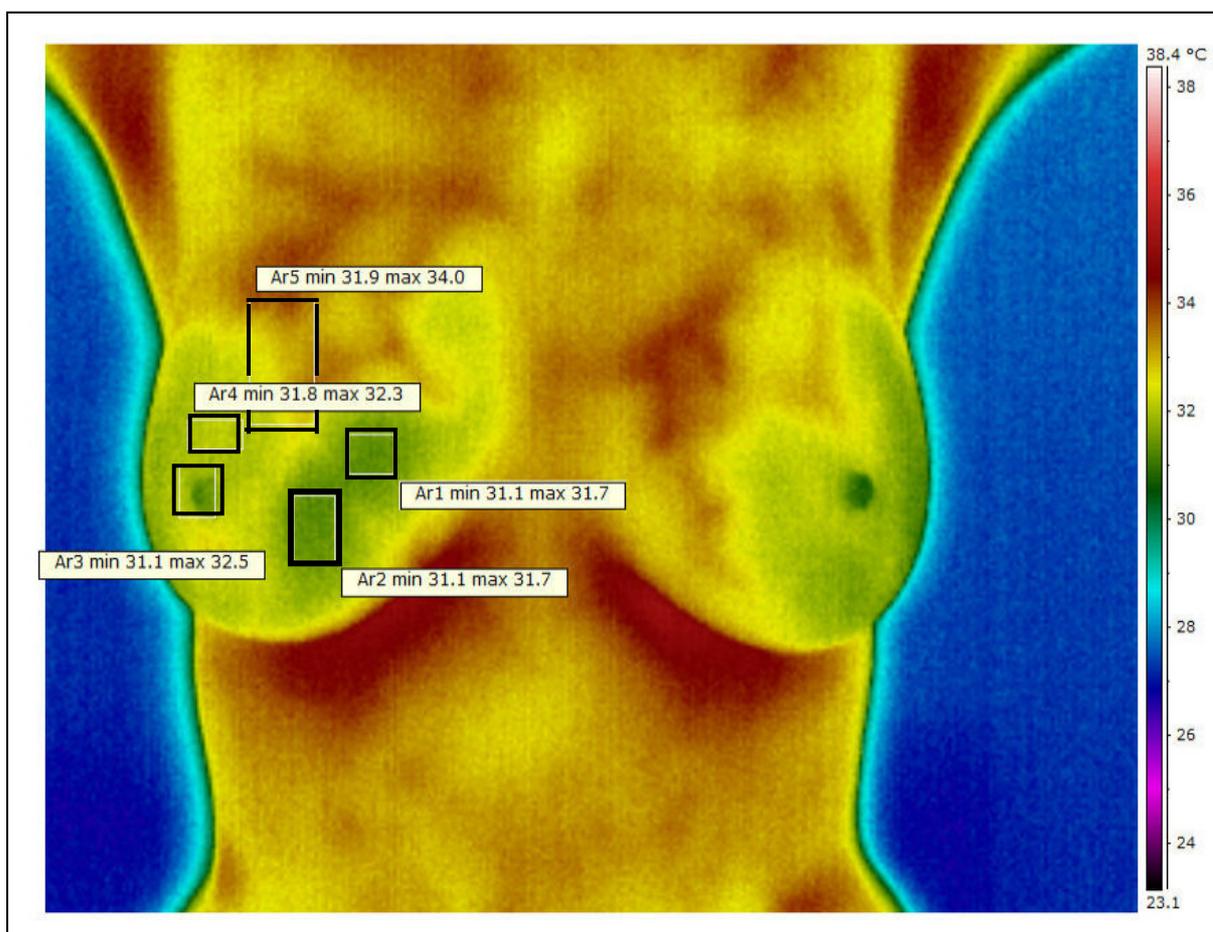


Figura 4.7 Termograma frontal da paciente 1640012-2, IR\_0860 de 05/10/2009 com temperaturas destacadas com o auxílio do *QUICKREPORT*<sup>®</sup> e ajuste na escala

O termograma da paciente apresentou um ponto mais aquecido na junção dos quadrantes inferiores que não apareceu nos perfis simulados, porque os exames não trouxeram informações sobre anormalidades nessa região. A Tabela 4.3 resume as temperaturas nas

regiões sem anormalidades com os respectivos erros  $e_t\%$ . Os valores indicados como temperatura do termograma correspondem aos valores médios, visualizados na Figura 4.7, após ajuste efetuado de acordo com a calibração.

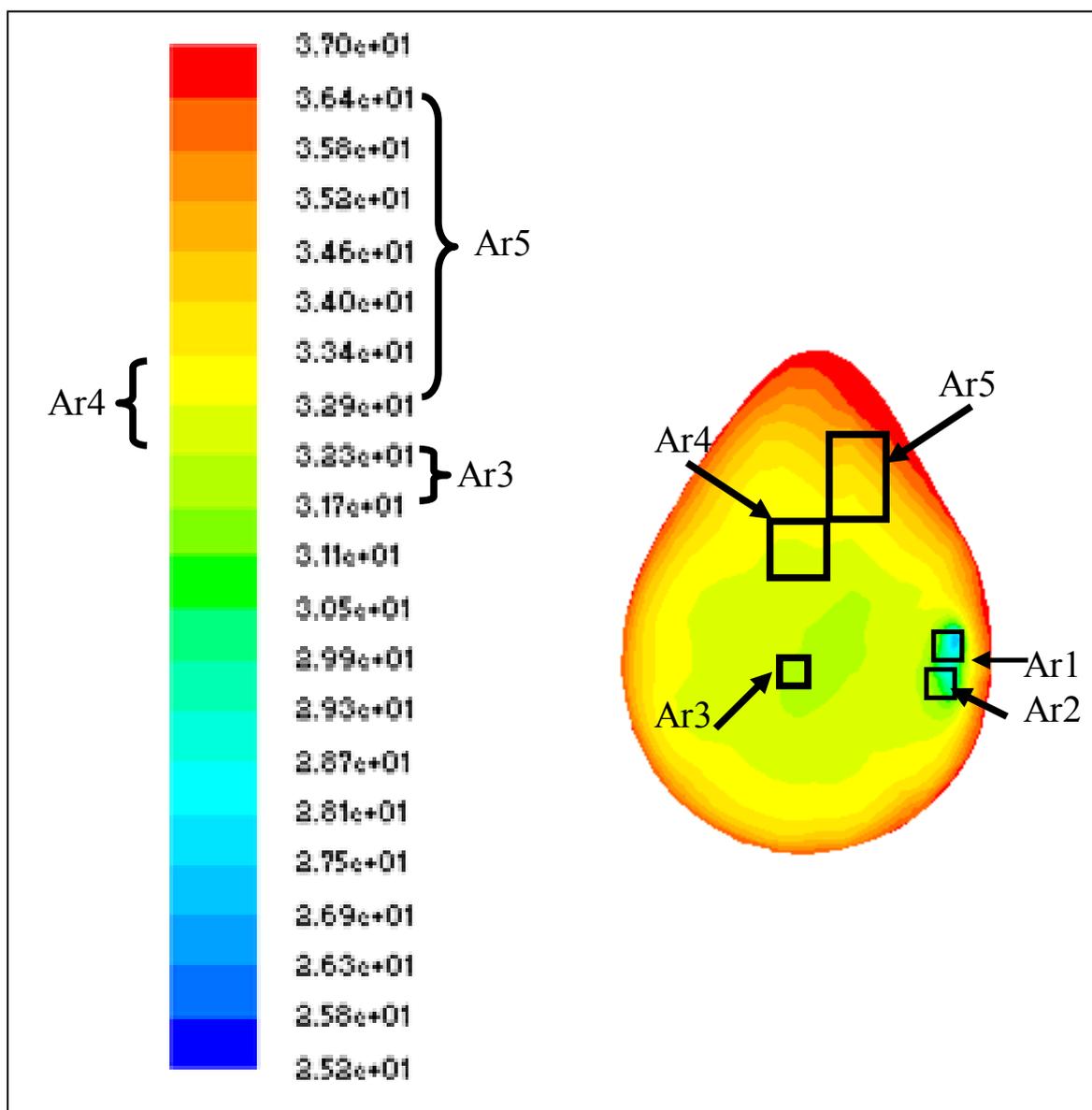


Figura 4.8 Perfil de temperatura simulado com as temperaturas indicadas para as regiões mais representativas

O gráfico inserido na Figura 4.9 descreveu o comportamento da temperatura ao longo da distância sobre uma reta com origem no mamilo e término na parede torácica, passando pelo cisto para a geometria substituta da mama da paciente nº1640012-2. As temperaturas apresentadas comportaram-se como o esperado: a temperatura aumenta à medida que se aproxima da parede do tórax, porém, ocorre um esfriamento na região do cisto.

Tabela 4.3 Resumo das temperaturas nas regiões sem anormalidades para paciente 1640012-2

Região	Temperatura média na região (°C)		$e_t\%$
	No termograma	No perfil simulado	
Ar3	31,0	31,7	2,3 %
Ar4	31,3	32,9	5,1 %
Ar5	32,3	34,7	7,4 %

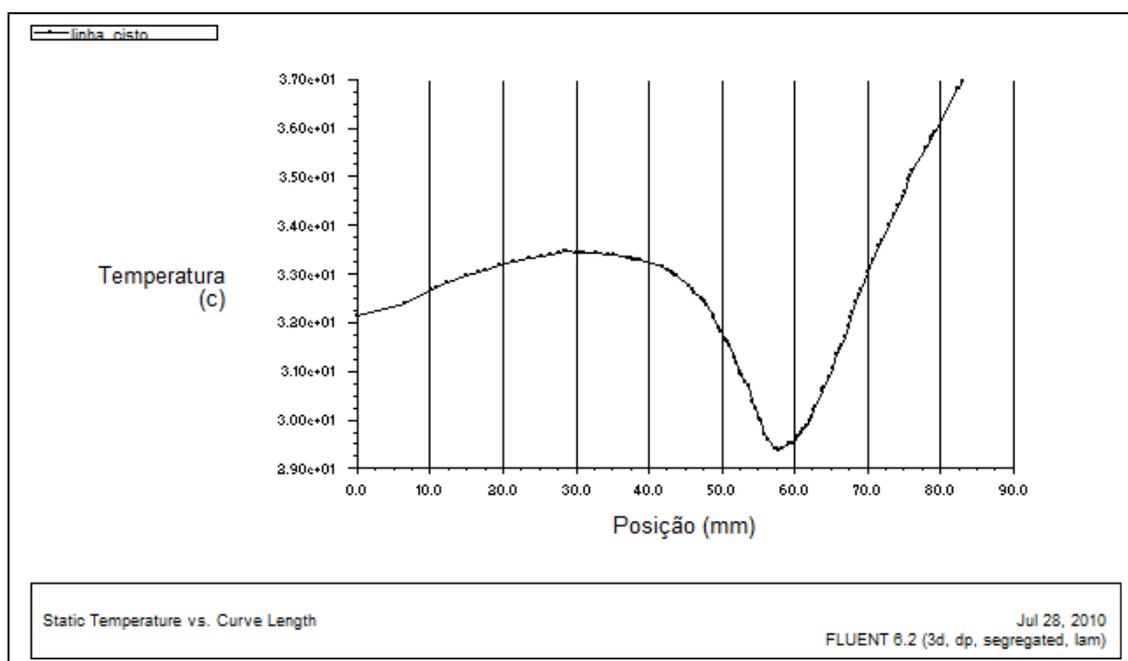


Figura 4.9 Gráfico da temperatura ao longo da distância sobre uma reta ligando o mamilo à parede torácica passando pelo cisto na geometria substituta da paciente 1640012-2

#### 4.2 PACIENTE DE PRONTUÁRIO Nº 114005-1

Esta paciente apresentou três patologias relevantes na mama esquerda destacados nos seus exames: um nódulo sólido, um cisto e um linfonodo intramamário. O exame do ultrassom dessa paciente informou com precisão a localização e o tamanho das anormalidades existentes e suas principais características foram transcritas para a Tabela 4.4. O termograma frontal da paciente, IR\_1031 do dia 30/11/2009, foi copiado para a Figura 4.10 com ajustes na escala

para permitir comparações com o perfil simulado. O termograma original encontra-se no Anexo A.

Tabela 4.4 Transcrição de parte do diagnóstico da paciente 114005-1

	Anormalidade nº1	Anormalidade nº 2	Anormalidade nº 3
Tipo	Nódulo sólido de contorno lobular	Cisto	Linfonodo intramamário
Formato	Cilíndrico com bases ovaladas	Cilíndrico com bases arredondadas	Cilíndrico com bases arredondadas
Dimensão	Altura = 4,0mm Eixos da elipse das bases: Maior=10,0 mm ; Menor= 9,0 mm	Raio das bases= 2,0 mm Altura =3,0mm	Raio das bases= 2,0 mm Altura =3,0mm

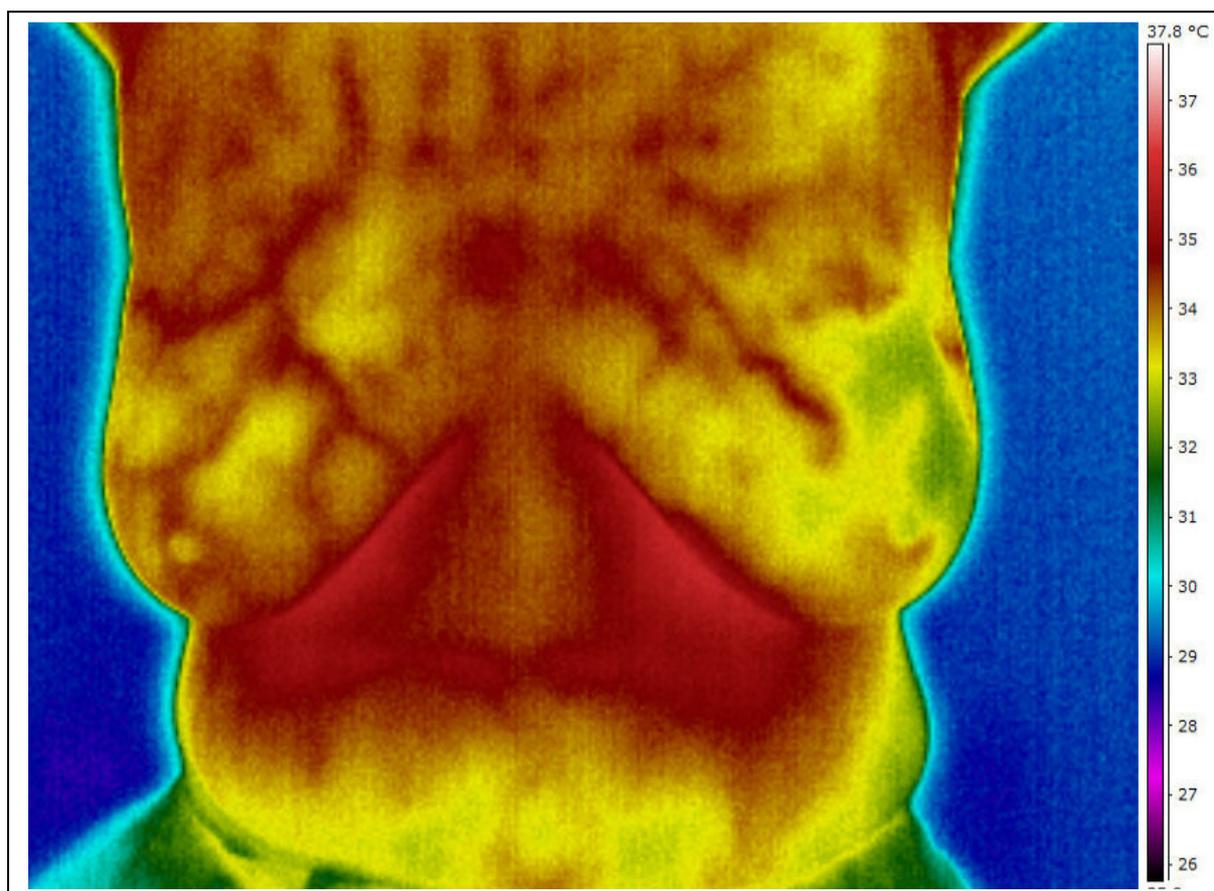


Figura 4.10 Termograma frontal da paciente 114005-1, IR\_1031 do dia 30/11/2009 com ajuste na escala efetuado com o auxílio do *QUICKREPORT*<sup>®</sup>

Segundo Sousa *et al.* (2000), o nódulo sólido é um achado mamográfico classificado como lesão provavelmente benigna com recomendação de acompanhamento mamográfico

periódico. Já o linfonodo é um achado mamográfico indicativo de lesão claramente benigna que dispensa exames periódicos de rastreamento, orientando-se controle clínico normal a cada seis meses e mamografia conforme a faixa etária. Devido ao exposto pelo referido autor, as propriedades termofísicas do nódulo sólido e do linfonodo foram consideradas iguais as do fibroadenoma por ser esse último um tumor benigno.

As propriedades termofísicas do cisto, conforme já comentado, são consideradas iguais a da água saturada a 26,85 °C e retiradas de Incropera (1992). O tecido saudável da mama foi considerado como sendo glandular. Adotaram-se as propriedades termofísicas dos tecidos transcritas na Tabela 2.2.

Os valores obtidos no ajuste da curva extraída do termograma foram:  $S_{y/x} = 0,608$  mm,  $r^2 = 0,998$  (aproximadamente 99,8 %).

A geometria substituta mais adequada à paciente foi encontrada pelos programas computacionais apresentados no Capítulo 3 e é a correspondente à prótese de número quatro. O erro entre os coeficientes da curva característica da geometria substituta escolhida e a curva ajustada do termograma,  $e_{gs}$ , é de, aproximadamente, 0,2. A curva característica da geometria substituta escolhida foi superposta à curva do termograma e este conjunto foi apresentado na Figura 4.11. A linha cheia representa a curva característica da geometria substituta escolhida e os pontos pretos representam os pontos extraídos do termograma da paciente em estudo.

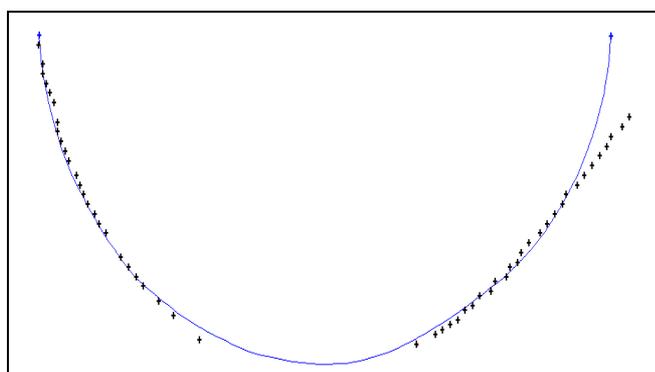


Figura 4.11 Superposição dos pontos retirados do termograma da paciente 1140005-1 com a curva característica da geometria substituta da prótese nº4

A geometria substituta da paciente 1140005-1, reproduzida na Figura 4.12, foi obtida usando-se a geometria da prótese nº4 com a inserção de cilindros representando as anormalidades posicionadas conforme os exames da paciente. Para tanto, cada cilindro foi gerado com o tamanho descrito no exame, rotacionado de forma a ficar paralelo à superfície da geometria e, em seguida, transladado para a posição indicada nos exames.

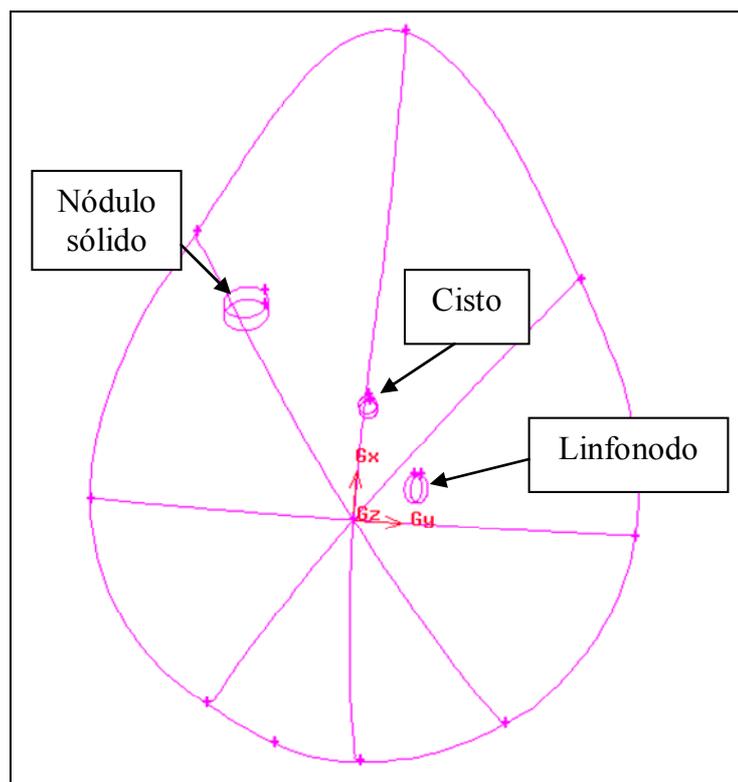


Figura 4.12 Vista frontal da geometria substituta da paciente 1140005-1 sem a textura da superfície externa para possibilitar a visualização das anormalidades em seu interior.

As temperaturas do termograma foram medidas com o auxílio do software comercial proprietário da FLIR, o *QUICKREPORT*<sup>®</sup> e as temperaturas nos perfis simulados para a geometria substituta foram medidas pelo *FLUENT*<sup>®</sup>. As temperaturas medidas indicadas a seguir correspondem as temperaturas obtidas no termograma, após a correção de acordo com os resultados da calibração da câmera.

No termograma IR\_1031, de 30/11/2009, a temperatura máxima medida na região do nódulo sólido foi de 34,2 °C. Na região do cisto, a temperatura máxima foi de 32,4 °C e a temperatura mínima foi de 32,1 °C. Na região do linfonodo, a temperatura mínima foi de 32,2 °C. A temperatura máxima na região do linfonodo foi medida no IR\_1033, de 30/11/2009, e seu valor foi de 32,6 °C. A Figura 4.13 mostra o termograma do perfil lateral da mama esquerda dessa paciente, IR\_1033, de 30/11/2010, com ajuste de escala de cores. O IR original encontra-se no Anexo A.

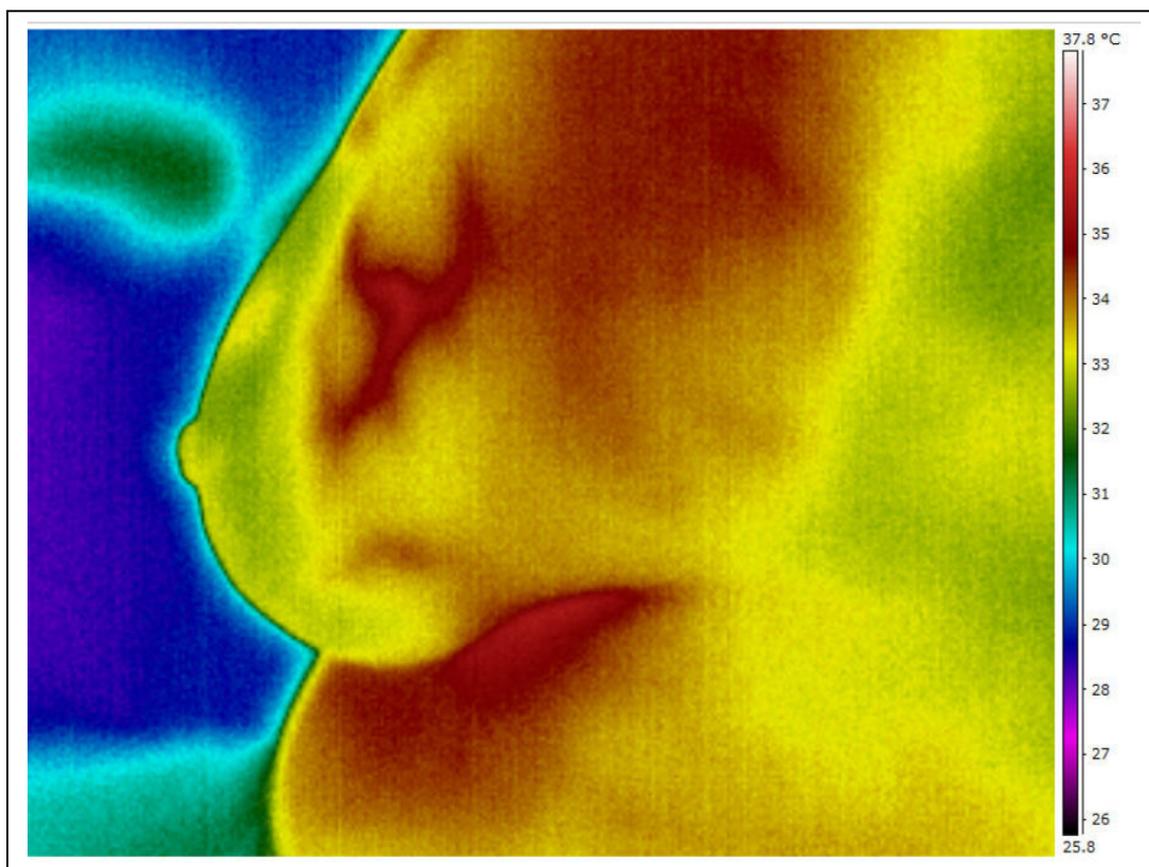


Figura 4.13 Termograma lateral da mama esquerda da paciente 1140005-1, IR\_1033 de 30/11/2009 com ajuste na escala com o auxílio do *QUICKREPORT*<sup>®</sup>

O perfil de temperatura da geometria substituta com a malha de 10754 nós e 59346 elementos é mostrado na Figura 4.14. A temperatura na superfície da geometria substituta na região do nódulo sólido atingiu os valores entre 34,1 °C e 34,6 °C. A região do cisto atingiu temperaturas entre 32,3 °C e 32,9 °C. A região do linfonodo atingiu temperaturas entre 32,9 °C e 33,5 °C.

O perfil de temperatura da geometria substituta com a malha de 17090 nós e 96043 elementos é mostrado na Figura 4.15. A temperatura na superfície da geometria substituta na região do nódulo sólido atingiu os valores entre 34,1 °C e 34,7 °C. A região do cisto atingiu temperaturas entre 31,9 °C e 32,4 °C. A região do linfonodo atingiu temperaturas entre 32,4 °C e 33,0 °C.

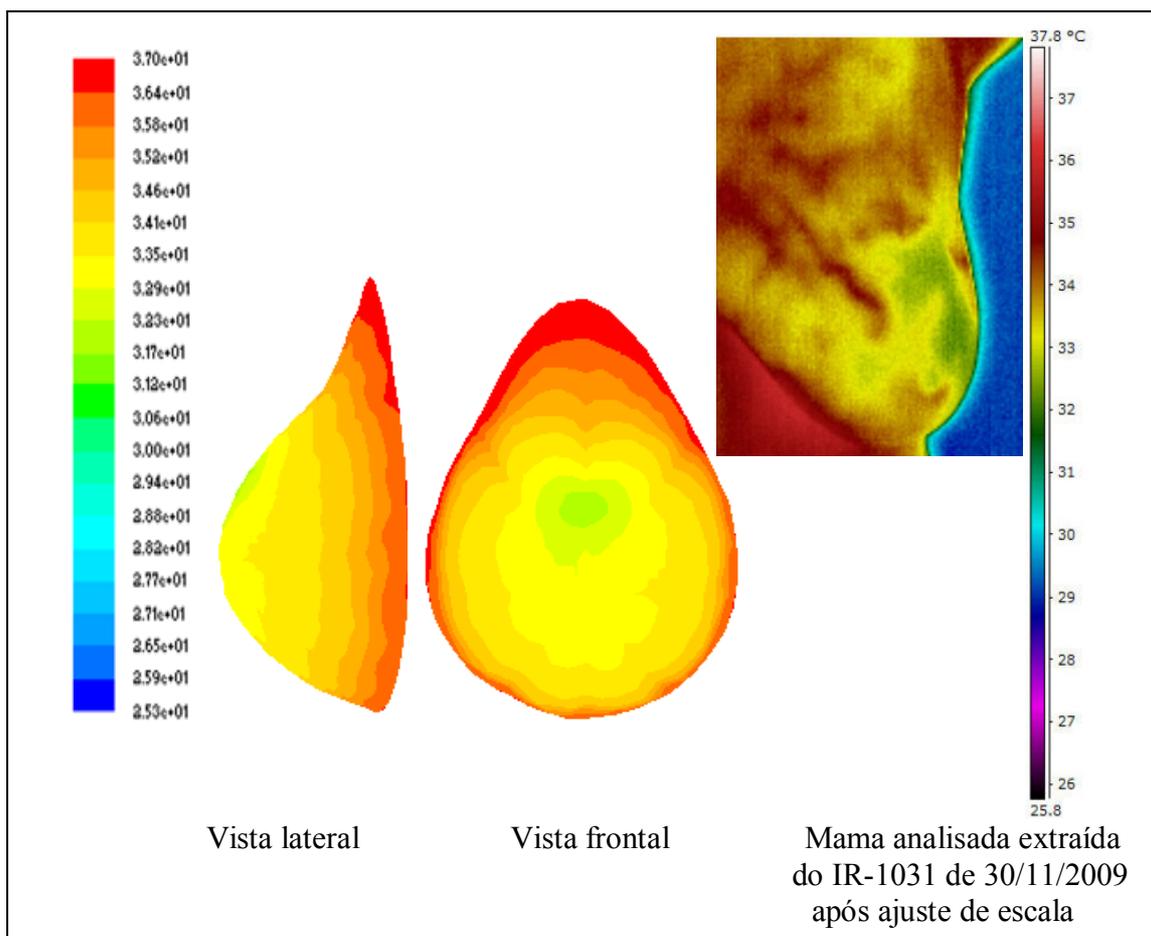


Figura 4.14 Perfil de temperatura simulado para paciente nº 1140005-1 com a primeira malha

O perfil de temperatura da geometria substituta com a malha de 26883 nós e 153575 elementos é mostrado na Figura 4.16. A temperatura na superfície da geometria substituta na região do nódulo sólido atingiu os valores entre 34,2 °C e 34,8 °C. A região do cisto atingiu temperaturas entre 32,0 °C e 32,6 °C. A região do linfonodo atingiu temperaturas entre 32,6 °C e 33,1 °C.

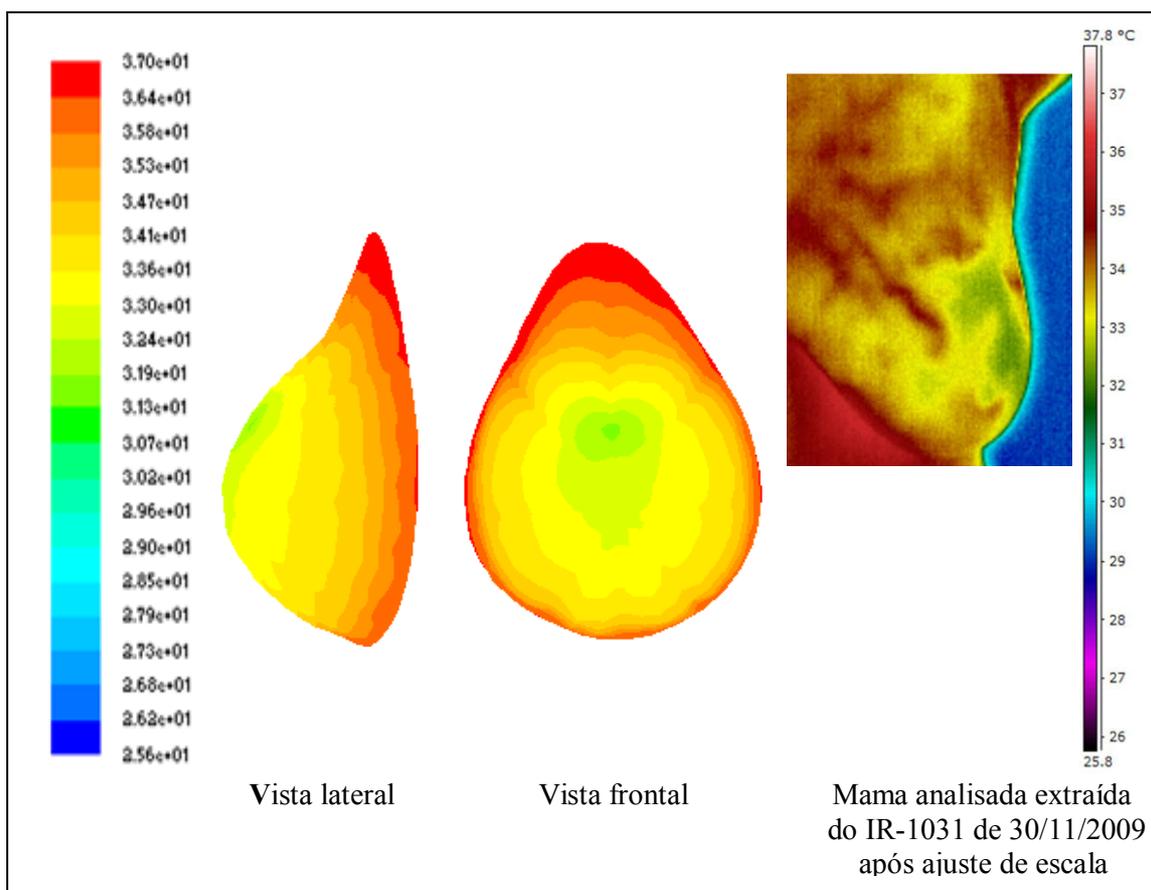


Figura 4.15 Perfil de temperatura simulado para paciente nº 1140005-1 com a segunda malha

Entendeu-se que a convergência da malha foi obtida porque a temperatura na região em estudo manteve-se aproximadamente constante. Aceitou-se como resultados finais o resultado obtido pela segunda malha para diminuir os esforços computacionais.

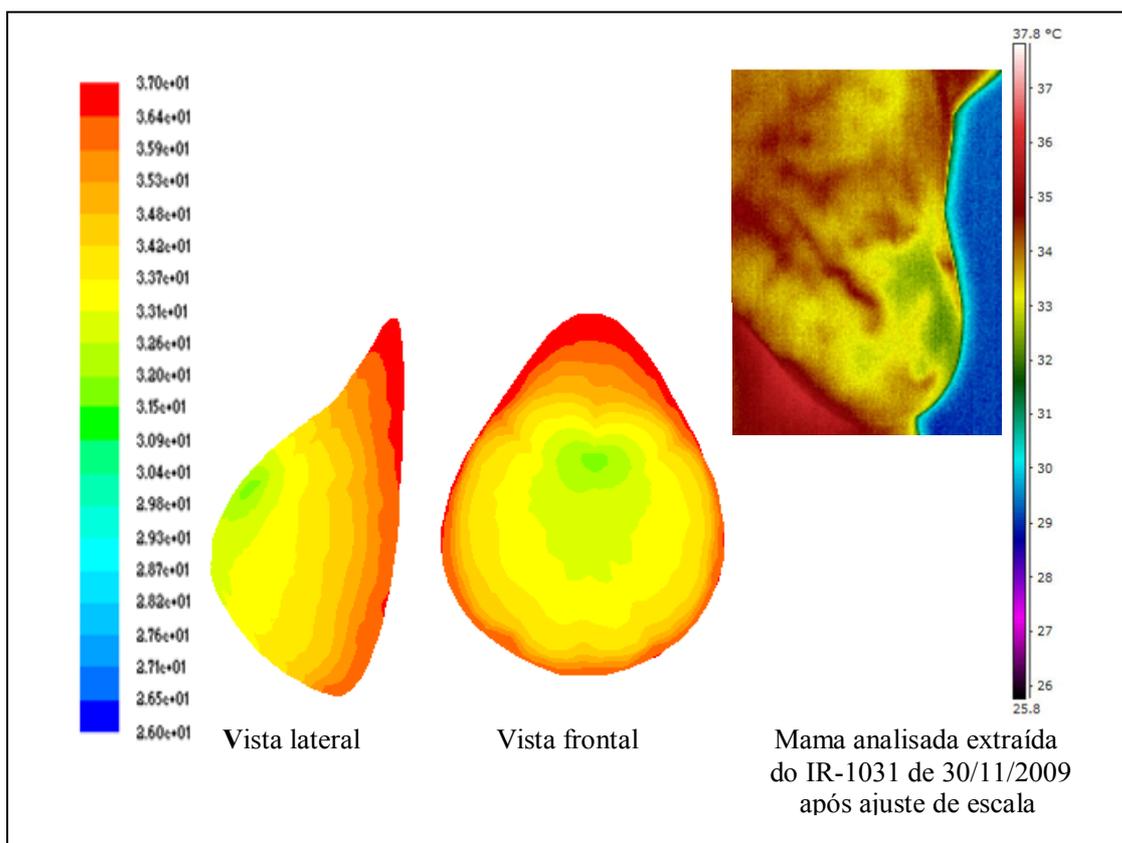


Figura 4.16 Perfil de temperatura simulado para paciente nº 1140005-1 com a terceira malha

#### 4.2.1 Análise dos resultados obtidos

A preocupação inicial foi verificar as diferenças entre as temperaturas mínimas da região das anormalidades obtidas com a simulação e aquelas medidas no termograma. Usou-se a temperatura mínima para o cisto por motivos já explicados e as temperaturas máximas para o linfonodo e o nódulo sólido, pois, nestes casos, a característica mais marcante é a elevação de temperatura em relação ao tecido saudável. Os erros foram calculados com a Eq. (4.1), utilizando os valores obtidos com a segunda malha. Para o nódulo sólido,  $e_{t\%} = 1,5 \%$ ; para o cisto,  $e_{t\%} = -0,6 \%$ ; para o linfonodo,  $e_{t\%} = 1,2 \%$ . Os resultados são resumidos na Tabela 4.5 com os respectivos erros  $e_{t\%}$ . As temperaturas indicadas como medidas no termograma foram corrigidas de acordo com o resultado da calibração.

O passo seguinte foi analisar as temperaturas sobre o restante da superfície da mama. O termograma da paciente em estudo, IR\_1031 de 30/11/2009, foi carregado pelo QUICKREPORT<sup>®</sup> e as temperaturas de duas áreas escolhidas foram medidas. Na Figura 4.17

foram destacadas duas regiões na mama em estudo, com suas respectivas temperaturas mínimas e máximas. Ar1, correspondente ao mamilo e Ar2 são regiões que apresentaram as temperaturas mais frequentes ao longo superfície da mama. As regiões com anormalidades não foram destacadas, pois as mesmas já foram analisadas no início desse tópico.

Tabela 4.5 Resumo das temperaturas na região dos cistos para a paciente de prontuário 114005-1

	Nódulo sólido Temperatura °C (máxima)	Cisto Temperatura °C (mínima)	Linfonodo Temperatura °C (máxima)
Termograma	34,2	32,1	32,6
Malha 1	34,6	32,3	33,5
Malha 2	34,7	31,9	33,0
Malha 3	34,8	32,0	33,1
$e_i\%$	1,5 %	-0,6%	1,2%

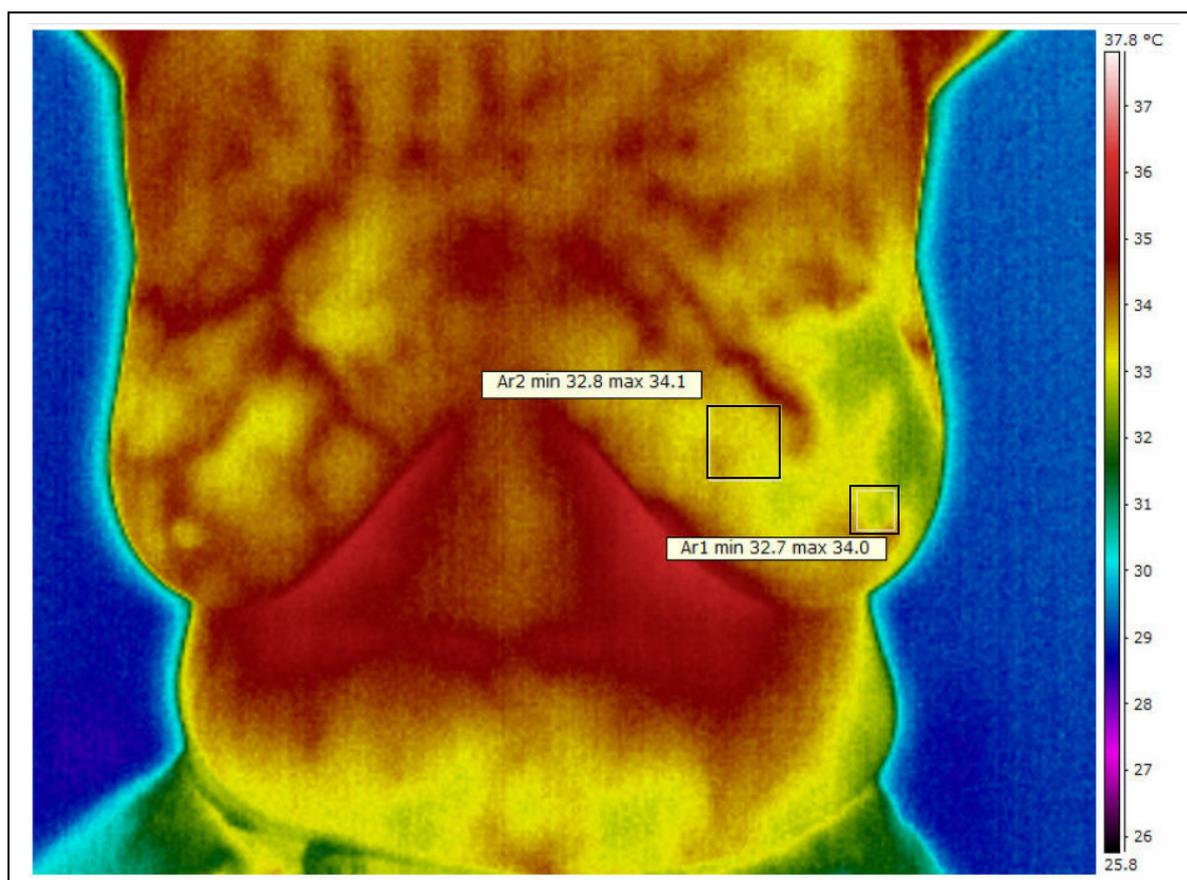


Figura 4.17 Termograma frontal da paciente 114005-1, IR\_1031 de 30/11/2009, com temperaturas destacadas com o auxílio do *QUICKREPORT*® e ajuste na escala

Procedimento semelhante foi efetuado no perfil de temperatura simulado para a geometria substituta e introduzido na Figura 4.18. Regiões correspondentes àquelas da Figura 4.17 foram destacadas na Figura 4.18 e as temperaturas identificadas através da escala de cores. Comparando-se as temperaturas em cada região equivalente nas Figuras 4.17 e 4.18, pode-se concluir que as temperaturas médias de cada região são compatíveis. Os erros  $e_{t\%}$  entre as temperaturas médias foram calculados conforme a Eq. 4.1. Para Ar1,  $e_{t\%}$  foi -2,8 %; para Ar2,  $e_{t\%}$  foi de 4,3 %.

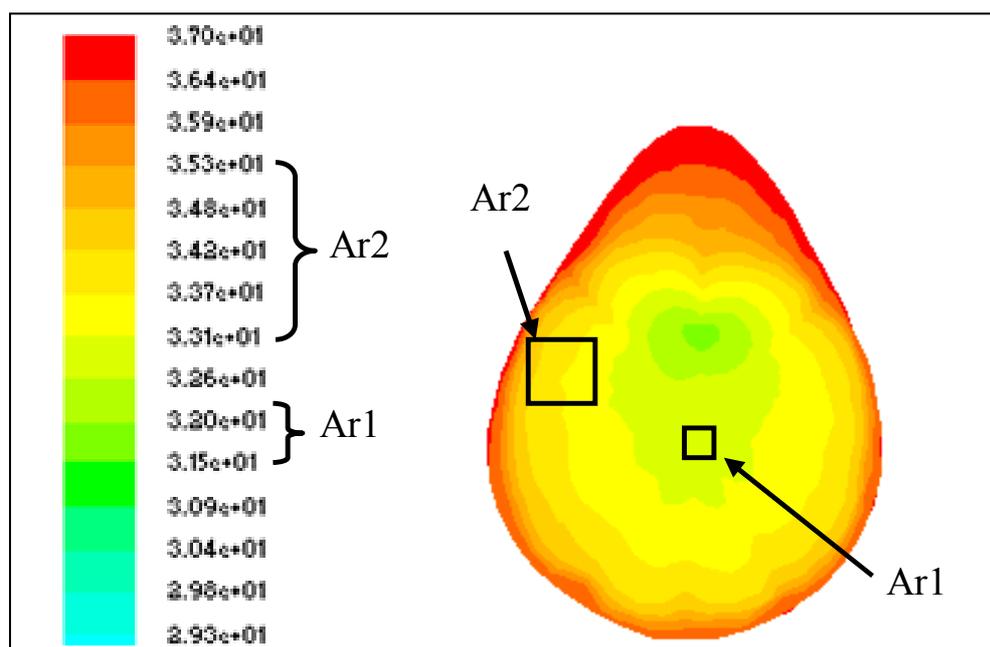


Figura 4.18 Perfil de temperatura simulado para a paciente 114005-1 com as temperaturas indicadas para as regiões mais representativas

Além dessas comparações pontuais, visualmente, observam-se áreas mais aquecidas na mama da paciente em estudo: quadrante superior interno da mama esquerda da paciente, provavelmente devido à maior vascularização existente nessa região, e um ponto na junção dos quadrantes inferiores. Usando as informações disponíveis no ultrassom da paciente, o perfil simulado pelo FLUENT<sup>®</sup> não apresentou aquecimento nessas áreas. Futuras comparações com a vista lateral deverão ser efetuadas. A Tabela 4.6 resume as temperaturas nas regiões escolhidas com respectivos erros  $e_{t\%}$ .

Tabela 4.6 Temperaturas em duas regiões selecionadas com respectivos erros  $e_{t\%}$  para a paciente 1140005-1

Região	Temperatura média na região (°C)		$e_{t\%}$
	No termograma	No perfil simulado	
Ar1	32,7	31,8	-2,8 %
Ar2	32,8	34,2	4,3 %

## 5 CONCLUSÕES E SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

---

Através do trabalho desenvolvido nesta dissertação, percebe-se que a análise de problemas usando programas de CFD é uma terceira visão que junto com outras técnicas pode levar à obtenção de resultados mais confiáveis na previsão e temperatura de mamas. Comparações pontuais e em áreas selecionadas entre os resultados calculados e as temperaturas medidas nos termogramas foram efetuadas nas áreas selecionadas utilizando a metodologia e os programas computacionais desenvolvidos. Demonstrou-se concordância entre as análises quantitativas e qualitativas realizadas para os resultados obtidos.

A análise quantitativa encontrou um erro entre as temperaturas simuladas e as temperaturas medidas no termograma nas regiões com anormalidades de -1,7 % para a primeira paciente e de 1,1 %, em média, para a segunda paciente. Nas regiões saudáveis, a média dos erros entre as temperaturas médias da região analisada no perfil simulado e no termograma foi de 4,9 % para a primeira paciente e de 3,6 % para a segunda paciente. De acordo com a última calibração, a câmera termográfica pode introduzir um erro de até  $\pm 1,5$  °C nas temperaturas indicadas no termograma. Uma vez que a temperatura média na superfície da pele medida nos termogramas foi de aproximadamente 33 °C, esse valor corresponde a aproximadamente  $\pm 4,5$  %, validando os resultados obtidos por ser da mesma ordem de grandeza dos erros gerados pela simulação. Identificou-se que o maior gradiente de temperatura ocorre na superfície da mama através da convecção com o ar à temperatura ambiente. Entretanto, não foi possível gerar um refinamento da malha nessa região, o que é uma provável fonte de erro.

A análise qualitativa estudou as imagens geradas pela simulação e as comparou com a imagem térmica correspondente. A visualização das regiões com anomalias descritas nos exames das pacientes mostrou-se aproximada daquelas observadas nos termogramas. Alguns pontos quentes presentes nos termogramas não foram visualizados na simulação. Esta falha pode ser devida à vascularização específica da mama das pacientes ou a outros fatores que contribuem para o aquecimento dos tecidos que não fazem parte da presente pesquisa.

O estudo de convergência das malhas mostrou uma ligeira oscilação em torno de um valor nas temperaturas atingidas nas sucessivas simulações. O GAMBIT<sup>®</sup> criou as malhas e não foi dada ao usuário a opção de controle sobre as coordenadas dos nós.

Para levar em consideração toda a geometria real da mama, tentou-se utilizar a curva da lateral da mama para complementar a escolha da geometria substituta. O programa que extraiu

os pontos do termograma depende de correlação entre os tamanhos da imagem, medida em *pixel*, e a real medida da mama, medida em milímetros, para escrever as coordenadas dos pontos em milímetros conforme exigido pelo GAMBIT<sup>®</sup>. Um único fator de conversão usado para todas as imagens foi obtido com o uso de uma grade metálica, conforme mostrado na Figura 3.1. A distância entre a câmera de IR e a paciente não foi mantida constante para a imagem frontal e lateral de uma mesma paciente devido às dimensões físicas da sala onde os termogramas foram gerados e ao fato de permitir uma melhor visualização nas imagens laterais. As imagens laterais têm sido obtidas a uma menor distância até o presente momento. Dessa forma, o fator de conversão não foi o mesmo para todas as imagens, impossibilitando o uso das duas curvas, sem outros tratamentos, na escolha da geometria substituta. Usou-se apenas a curva extraída da imagem frontal porque o fator de conversão foi obtido através da mesma. Entretanto, não se descartou a necessidade de uma escolha que considere as peculiaridades de cada mulher.

O uso de simulação de temperatura permite que seja observada a distribuição de temperatura em toda a geometria, o que não é possível de realizar com o termograma, que mede apenas a temperatura da superfície.

Considerando que as geometrias substitutas inicialmente utilizadas pelo grupo de pesquisa foram uma semi-esfera e, posteriormente, a mama de um fantoma, observou-se que a geometria substituta agora proposta está mais próxima da geometria real da paciente. Esse aperfeiçoamento refletiu-se em uma aproximação cada vez melhor dos resultados obtidos.

Para uma análise mais elaborada, é sugerido que a mesma seja realizada comparando-se as temperaturas calculadas para os perfis simulados e aquelas medidas no termograma sobre toda a superfície da mama e não apenas em algumas regiões. Para melhor validação, perfis laterais também devem ser comparados.

Foi possível observar que a imagem obtida com a simulação depende das propriedades termofísicas dos tecidos e da geometria adotada. As propriedades termofísicas do linfonodo e do cisto devem ser pesquisadas em outras fontes além daquelas citadas nas referências bibliográficas do presente texto.

A prótese mamária externa adotada nessa dissertação para substituir a mama foi mais semelhante a uma mama real do que as geometrias adotadas em trabalhos anteriores desse grupo de pesquisa. Entretanto, as particularidades da geometria de cada mulher fazem com que possa ocorrer um erro na escolha da geometria substituta. Assim, sugere-se que as curvas do perfil da mama sejam usadas em conjunto com as curvas da base da mama para possibilitar uma escolha mais refinada e baseada no volume da mama. Ao serem usadas as duas curvas

características (base e perfil) deveriam também ser estabelecidos critérios numéricos de desempate, quando houver indicação de mais de uma prótese para a mesma paciente

Uma melhoria na adequação à geometria real da paciente e simples de ser obtida, é a inserção do mamilo na geometria substituta de acordo com a correspondente localização na paciente estudada. Este simples fato pode possibilitar maior precisão na inserção das patologias descritas no ultrassom. A geometria substituta ideal será aquela construída com todos os pontos extraídos diretamente do termograma, em um formato compatível com os programas computacionais de CFD existentes.

Com relação à obtenção dos termogramas, sabe-se que trabalhar em hospital público não é uma tarefa das mais fáceis e os recursos são normalmente escassos. Então, uma sugestão relativamente barata e simples é que a paciente seja sentada em uma cadeira giratória, acoplada a um trilho fixo no chão, permitindo o seu posicionamento para as diversas imagens sem o deslocamento da câmera. Assim, o fator de conversão de *pixels* para milímetros seria constante para todas as imagens.

Para que as temperaturas se aproximem gradativamente do valor final nos estudos de convergência das malhas, sugere-se que o refinamento das malhas seja realizado com a sobreposição da malha mais refinada sobre a malha anterior.

Devido às razões citadas acima, concluiu-se que existe uma boa indicação para o uso em trabalhos futuros da geometria substituta, bem como dos programas computacionais aqui apresentados em simulações de perfis de temperatura da mama. Considerando a ordem de grandeza dos erros na obtenção das imagens IR e dos erros dos perfis simulados, concluiu-se, ainda, que as temperaturas calculadas numericamente para a geometria substituta foram validadas através da comparação com algumas das temperaturas medidas nos termogramas.

Ressalta-se a importância do projeto de pesquisa em dois pontos: a geração de um grande número de termogramas com o correspondente diagnóstico possibilitando o desenvolvimento de diversos estudos sobre o uso da termografia no diagnóstico das patologias de mama, bem como a forte cooperação entre a UFPE e a UFF na solução de problemas e no intercâmbio de informações.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

---

ABREU, E.; KOIFMAN, S. **Fatores prognósticos no câncer da mama feminina**. Revista Brasileira de cancerologia, 2002. Brasil, v. 48 n. 1, p. 113-131, 2002.

AMALU, W.C. **A Review of Breast Thermography**. Redwood City (EUA): International Academy of Clinical Thermography (IACT), 2002. 21p.

ANDERSON JR, J.D. **Computational fluid dynamics: the basics applications**. 1ª edição. EUA: McGraw-Hill, 1995. 547p.

ANSYS, Inc. Fluid Analysis Solutions **Ansys 12.1 release**, Canonsburg (EUA), nov. 2009. p. 1-4.

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: UFPE/BC, 2009. 55 p.

ARAÚJO, M. C.; LIMA, R. C. F.; MAGNANI, F. S.; SILVA, R. T. N.; SANTOS, F. G. S. The use of a database as an auxiliar tool in thermographic diagnosis for early detection of breast diseases. In: BRAZILIAN CONGRESS OF THERMAL SCIENCE AND ENGINEERING, 12, 2008, Belo Horizonte. **Anais...** Belo Horizonte: 2008. 6 p.

AZEVEDO, E.; CONCI, A.; LETA, F. **Computação gráfica: teoria e prática**, vol . II. 1ª edição. Rio de Janeiro: Campus-Elsevier, 2008. 408 p.

BEZERRA, L. A. **Uso de imagens termográficas em tumores mamários para validação de simulação computacional**. Recife: UFPE/BC, 2007. 73 p.

BEZERRA, L. A.; LIMA, ; R. C. F.; LYRA, P. R. M.; ARAÚJO, M. C.; SANTOS, F. G. S.; BEZERRA, K. M. 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. In: CONGRESSO ÍBEROAMERICANO DE INGENIERÍA MECÁNICA, 8, 2007, Cusco (Peru). **Anais...** Cusco (Peru): Universidad Católica del Perú, 2007. CD-ROM.

BEZERRA, L. A.; SILVA, R. N. T.; GUERRERO, J. R. H.; MAGNANI, F. S. Estudo da influência de parâmetros na medição por termografia. In: CONGRESSO NACIONAL DE ENGENHARIA MECÂNICA, 6, 2006, Recife. **Anais...** Recife: Universidade Federal de Pernambuco, 2006. CD-ROOM.

BORGES, C. Cisto de mama. **WordPress.com**, fev. 2008. Disponível em <<http://mastologia.wordpress.com/2008/02/16/cisto-de-mama/>>. Acessado em: 02 out. 2010.

BOSCH, J. A. Evolution machines on measurement. In: BOSCH, J. A. **Coordinate Measuring Machines and Systems**. New York (E.U.A.): Marcel Dekker, Inc., 1995. p. 01 – 38.

BRIOSCHI, M. L.; MACEDO, J. F.; MACEDO, R. A. C. Termometria cutânea: novos conceitos. **Jornal Vascular Brasileiro**, São Paulo, 2(2), p. 151-160, jun. 2003.

CAPONE, M.; ENGEL, P. C. Investigation coenzyme specificity in glutamate dehydrogenase from *Clostridium symbiosum*. In: **National Symposium of The Irish Research Council for Science, Engineering and Technology**. Dublin (Irlanda): The Irish Research Council for Science, Engineering and Technology, 2004. 7, p. 293.

CHAPRA, S. C.; CANALE, R. P. **Numerical methods for engineers:with programming and software applications**. 3ª edição. EUA: WCB, 1998. 924 p.

DURAND, C. **Geometria, uma abordagem Analítica**. 1ª edição. Recife: Ed Universitária - UFPE, 1992. 311 p.

ESAB - GRUPO DE INFORMÁTICA **Aproximação de curvas – Método dos mínimos quadrados**. Bragança (Portugal): Instituto Politécnico de Bragança, 2000. 12 p.

FERZIGER, J. H.; PERIC, M. **Computational methods for fluid dynamics**. 3ª edição. Alemanha: Springer, 2002. 423 p.

FLIR Systems **ThermaCam S45HS user's manual**. rev a155. Niceville (EUA), 2006. 218p.

FLIR Systems WebViewer <<http://support.flir.se/CustHelp/webViewer/webViewerUL.aspx>> acessado em 02/03/2010.

FLUENT, Incorporated **Tutorial 2: Geometry Creation**. Lebanon - New Hampshire (EUA): Fluent INC., 2002. 6p.

HANSEN, G. A. ; DOUGLASS, R. W.; ZARDECKI, A. Chapter 1: Basic Concepts. In: \_\_\_\_\_ . **Mesh Enhancement: Selected Elliptic Methods, Foundations and Applications**. Londres (Inglaterra): Imperial College, 2005. p. 1-24.

HEAD, J. F.; ELLIOT, R. I. Infrared imaging: making progress in fulfilling its medical promise. **Engineering in Medicine and Biology Magazine, IEEE**, Houghton (EUA), v. 21, n. 6, p. 80-85, novembro-dezembro, 2002.

IARC - AGÊNCIA INTERNACIONAL PARA PESQUISA DE CÂNCER Breast Cancer Screening. In: **IARC Handbooks of Cancer Prevention, 7**. 1ª edição. Lyon (França): IARC Press, 2002. 243 p.

INCA - INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER **Câncer de mama**. Disponível em: <[http://www.inca.gov.br/conteudo\\_view.asp?id=336](http://www.inca.gov.br/conteudo_view.asp?id=336)> Acesso em: 25/12/2009.

INCA - INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER **Estimativa 2010: incidência de câncer no Brasil**. 1ª edição. Rio de Janeiro: Ministério da Saúde, 2009. 98 p.

INCA - INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER **Controle do câncer de mama – documento do consenso**. 1ª edição. Rio de Janeiro: Ministério da Saúde, 2004. 38 p.

INCROPERA, F.; de WITT, D. P. **Fundamentos de transferência de calor e massa**. 3ª edição. Rio de Janeiro: Guanabara-Koogan, 1992. 455 p.

INSTRUTHERM INSTRUMENTOS DE MEDIÇÃO LTDA **THAL-300.jpg** 2010. Altura: 150 *pixels*. Largura: 104 *pixels*. 5280 bites. Formato JPEG. Disponível em: <<http://www.instrutherm.com.br/>> Acesso em: 2/3/2010.

IRVINE, J. M. Targeting breast cancer detection with military technology. **Engineering in Medicine and Biology Magazine, IEEE**, Houghton (EUA), v. 1, n. 6, p. 36-40, novembro-dezembro, 2002.

KEYSERLINK, J. R.; AHLGREN, P. D.; YU, E.; BELLIVEAU, N.; YASSA, M. Functional infrared imaging of the breast. **Engineering in Medicine and Biology Magazine, IEEE**, Houghton (EUA), v. 19, n. 3, p. 30-41, maio-junho, 2000.

MANEA, S.; IHA, K.; ROCCO, J. A. F. F. Termografia infravermelha: aplicações em defesa. **Revista UNIFA**, Rio de Janeiro, v. 20, n. 23, p. 23-32, novembro, 2008.

MCHUGH, S. Basics of digital camera pixels. **Cambridge in Colour**. Disponível em: <<http://www.cambridgeincolour.com/tutorials/digital-camera-pixel.htm>>. Acessado em: 02 out. 2010.

MIGUEZ, M. C.; THOMAS, K.; BENTES, M.; AGUIAR, R. Força para recomeçar. **Revista Rede Câncer**, Rio de Janeiro, jun. 2008, 5, p. 28-29.

NASH, W. **Resistência dos Materiais**. 1ª edição. São Paulo: McGraw-Hill do Brasil, 1976. 384 p.

RIFF, C. Computational Fluid Dynamics (CFD) Modeling - Laboratory for Product and Process Design. In: NSF RESEARCH EXPERIENCE FOR TEACHERS PROGRAM, Illinios (EUA), 2004. **The National Science Foundation Research experience for teachers report**. Illinios (EUA), 2004, 29 p.

ROCHA, A. D. M. **Resistência dos Materiais**, vol I. 1ª edição. Rio de Janeiro: Editora Científica, 1969. 431 p.

ROLIM, T. L. **Sistemática Indicadora de Método para Calibração de Máquinas de Medição por Coordenadas**. Campina Grande: UFPB/BC, 2003. 139p.

ROLIM, T. L. Informação pessoal. Recife, 2010.

RUGGIERO, M. A. G.; LOPES, V. L. R. **Cálculo numérico: aspectos teóricos e computacionais**. 1ªedição. São Paulo: McGraw-Hill, 1988. 295 p.

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. 73 p.

SANTOS, S. K. S. L.; LIMA, R. C. F.; CANDEIAS, A. L. B.; CANUTO, G. H.; VIEIRA, J. W. 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 monte carlo a ser usada para a validação da análise numérica, In: CONGRESSO ÍBEROAMERICANO DE INGINIERÍA MECÁNICA 8, 2007, Cusco (Peru). **Anais...** Cusco (Peru): Universidad Católica del Perú, 2007. CD-ROM.

SAVITCH, W. **C++ absoluto**. 4ª edição. São Paulo: Addison Wesley, 2004. 612 p.

SILVA, R. T. **Estudo da termografia por infravermelho: aplicações na engenharia e determinação de parâmetros termofísicos e geométricos de materiais**. Recife: UFPE/BC, 2007. 105 p.

SILVA, R. T. Informação pessoal. Recife, 2010.

SOUSA, J. A.; CAMPOS, M. P. P.; ALBERNAZ, M. A. Avaliação das lesões não palpáveis. In: **Revista Brasileira de Medicina Ginecologia e Obstétrica**, v. 57, Mai 2000. Disponível em: <[http://www.cibersaude.com.br/revistas.asp?fase=r003&id\\_materia=320](http://www.cibersaude.com.br/revistas.asp?fase=r003&id_materia=320)> Acessado em: 03/02/2010.

TIMOSHENKO, S. P.; GERE, J. **Mecânica dos sólidos**, vol. I. Rio de Janeiro: Livros Técnicos e Científicos, 1983. 256 p.

VASCONCELOS, S. Modelagem tridimensional de mama a partir de imagens termográficas. In: WORKSHOP OF MEDICAL IMAGE PROCESSING, 17, 2010, Rio de Janeiro. Não publicado nos anais do evento.

WÄLDELE, F.; NI, J. Coordinate Measuring Machines. In: BOSCH, J. A., **Coordinate Measuring Machine and Systems**. New York (E.U.A.): Marcel Dekker, Inc., 1995. p. 39–74.

WOLF, P. R.; GHILANI, C. D. **Adjustment computations: statistics and least squares in surveying and GIS**. 3ª edição. EUA: John Wiley & Sons, Inc, 1997. 564 p.

ZHANG, Y.; NOVIETO, D.; JI, Y. Human environmental heat transfer simulation with cfd – the advances and challenges. In: INTERNATIONAL IBPSA CONFERENCE, 11, 2009, Glasgow, Escócia. **Anais eletrônico**. Disponível em <[http://www.ibpsa.org/proceedings/BS2009/BS09\\_2162\\_2168.pdf](http://www.ibpsa.org/proceedings/BS2009/BS09_2162_2168.pdf)>. Acesso em: 15 abr. 2010.

## APÊNDICE A – RELATÓRIO DE AJUSTE DAS TEMPERATURAS MEDIDAS NOS TERMOGRAMAS DEVIDO À CALIBRAÇÃO

---

AJUSTE DE TEMPERATURA DE ACORDO COM A CALIBRAÇÃO DA CÂMERA

Responsável pela calibração: Renata N. T. Silva

Temperatura medida (°C)	Temperatura do gerador (°C)
21.5	20.0
59.0	60.0
107.0	110.0

Ajuste de temperatura para o IR\_0859

Temperatura medida (°C)	Temperatura ajustada (°C)
26.9	25.9
29.5	28.6
30.8	30.0
32.5	31.8
32.7	32.0
34.2	33.6
34.5	33.9
37.1	36.6
37.5	37.0

## AJUSTE DE TEMPERATURA DE ACORDO COM A CALIBRAÇÃO DA CÂMERA

Responsável pela calibração: Renata N. T. Silva

Temperatura medida (°C)	Temperatura do gerador (°C)
21.5	20.0
59.0	60.0
107.0	110.0

Ajuste de temperatura para o IR\_0860

Temperatura medida (°C)	Temperatura ajustada (°C)
23.5	22.3
31.1	30.3
31.7	30.9
31.8	31.0
31.9	31.1
32.1	31.3
32.3	31.6
32.5	31.8
32.8	32.1
33.0	32.3
34.0	33.3

## AJUSTE DE TEMPERATURA DE ACORDO COM A CALIBRAÇÃO DA CÂMERA

Responsável pela calibração: Renata N. T. Silva

Temperatura medida (°C)	Temperatura do gerador (°C)
21.5	20.0
59.0	60.0
107.0	110.0

Ajuste de temperatura para o IR\_1031

Temperatura medida (°C)	Temperatura ajustada (°C)
26.9	25.9
30.0	29.1
32.0	31.2
32.7	32.0
32.8	32.1
32.9	32.2
33.1	32.4
33.3	32.6
33.4	32.7
33.5	32.8
34.0	33.3
34.1	33.5
34.8	34.2
37.5	37.0

## ANEXO A - TERMOGRAMAS DAS PACIENTES ANALISADAS

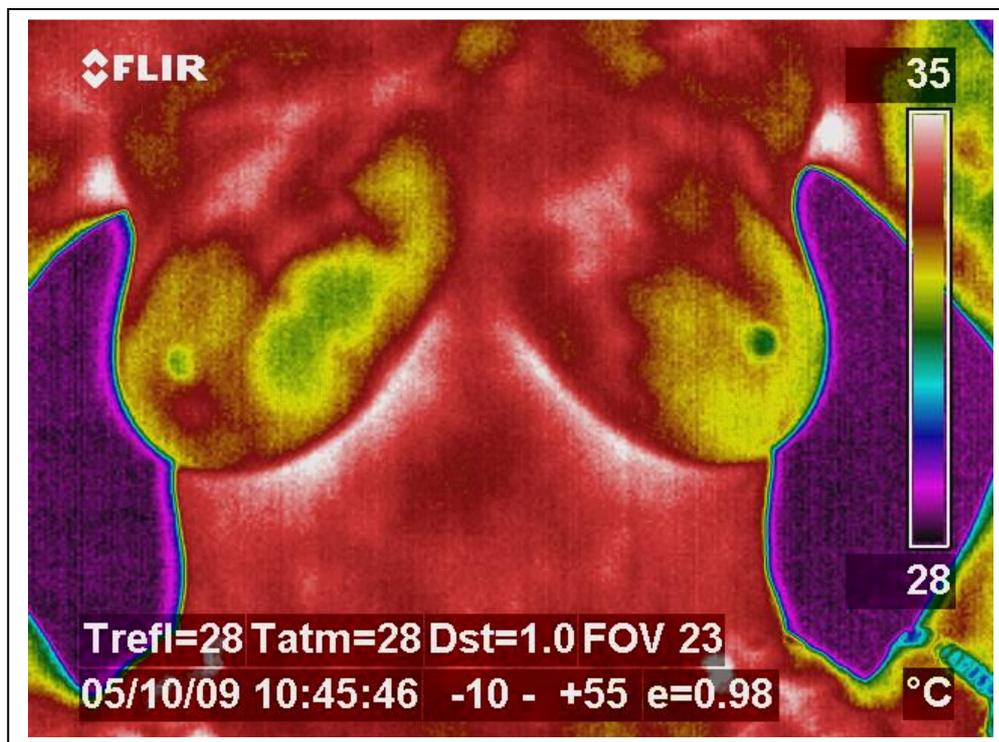


Figura Anexo A.1 IR\_0856 de 05/10/2009: Termograma frontal com braços abaixados da paciente 1640012-2

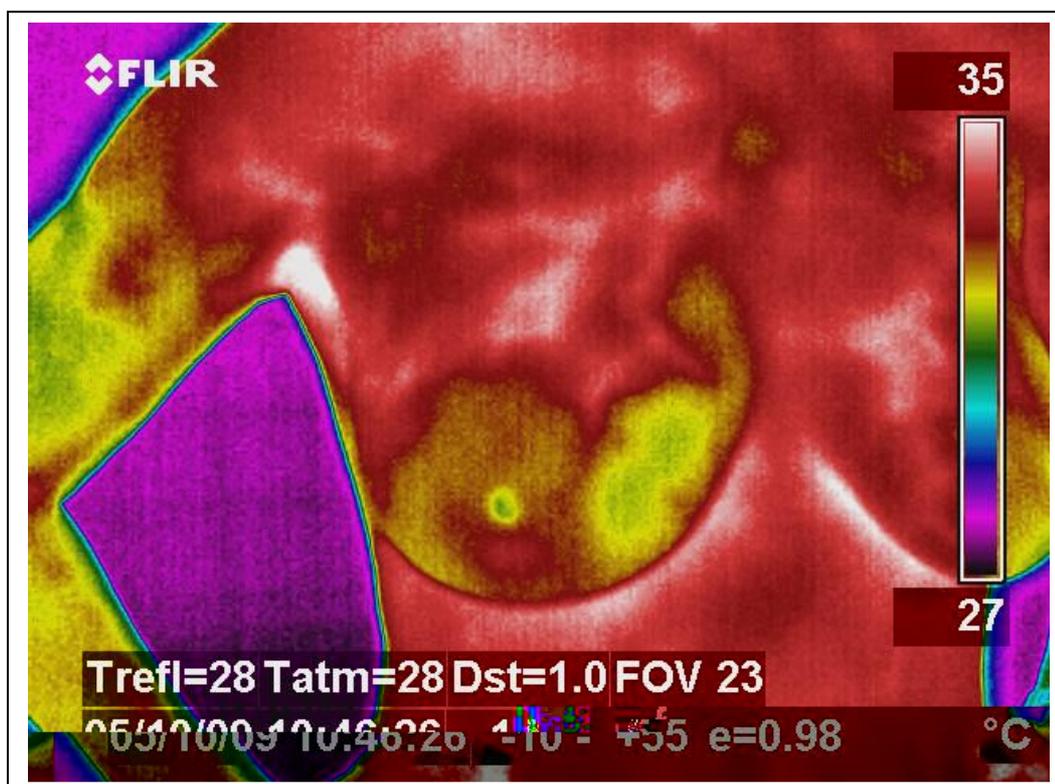


Figura Anexo A.2 IR\_0857 de 05/10/2009: Termograma frontal da mama direita da paciente 1640012-2 (Imagem original com defeito na legenda inferior)

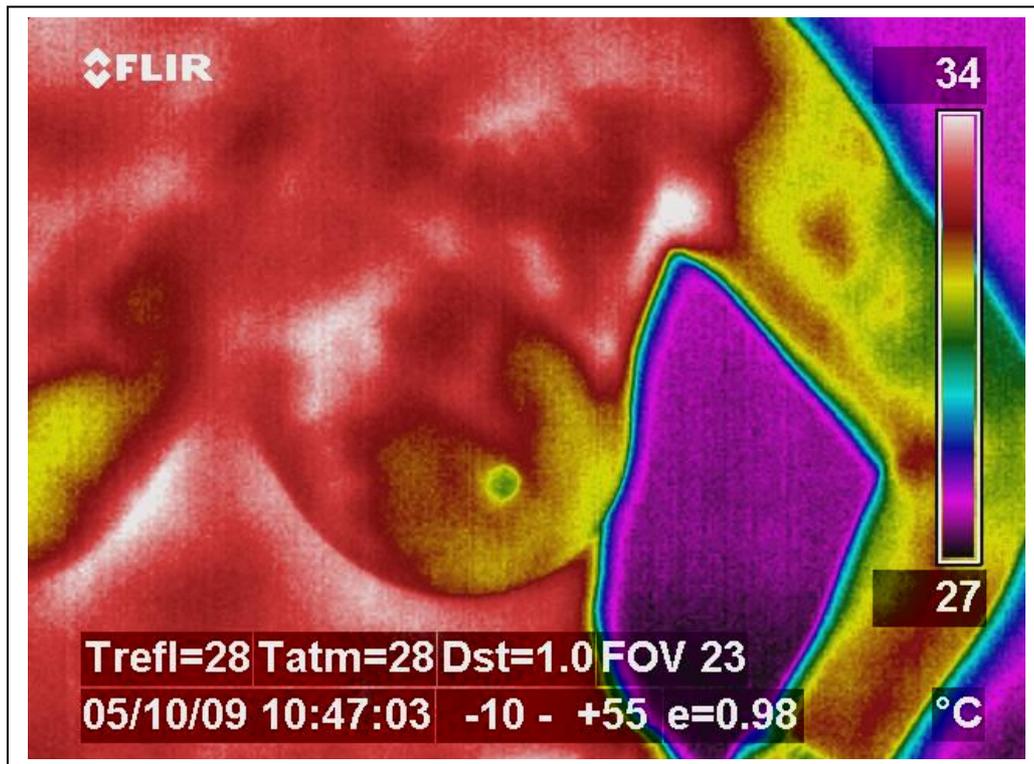


Figura Anexo A.3 IR\_0859 de 05/10/2009: Termograma frontal da mama esquerda da paciente 1640012-2

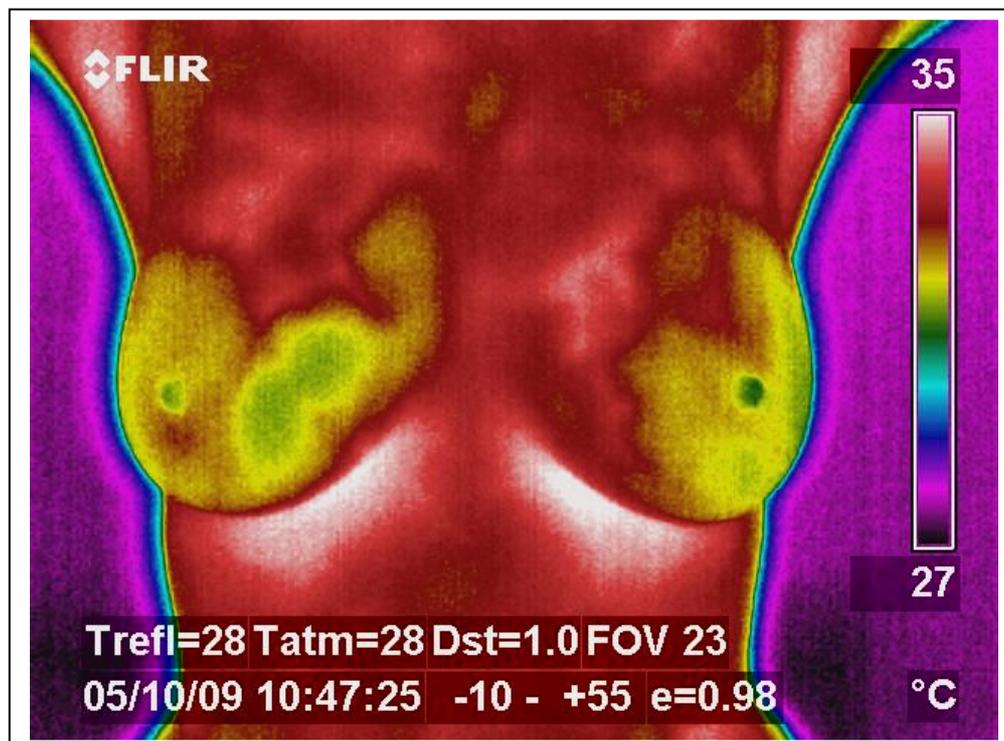


Figura Anexo A.4 IR\_0860 de 05/10/2009: Termograma frontal com braços levantados da paciente 1640012-2

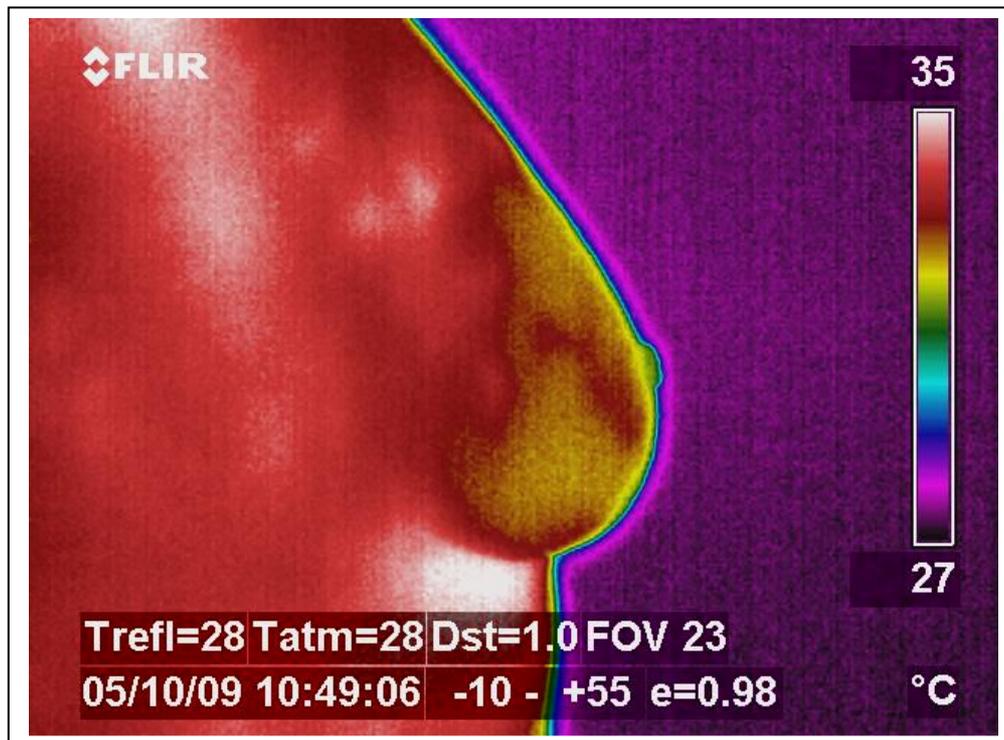


Figura Anexo A.5 IR\_0862 de 05/10/2009: Termograma da lateral externa da mama direita da paciente 1640012-2

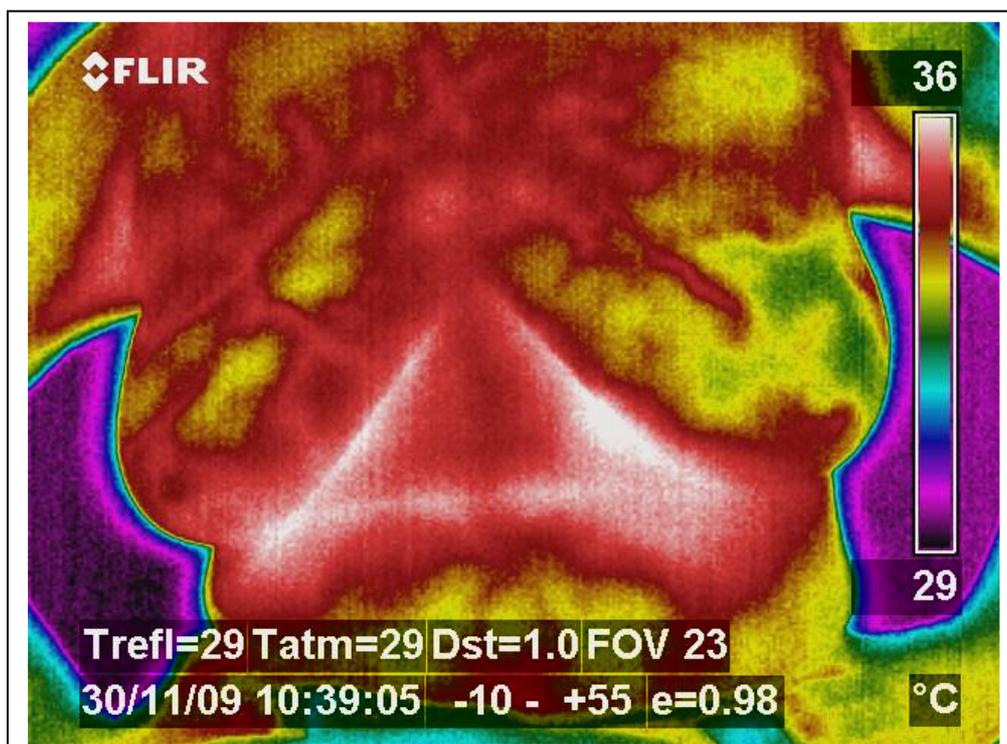


Figura Anexo A.6 IR\_1027 de 30/11/2009: Termograma frontal com braços abaixados da paciente 114005-1

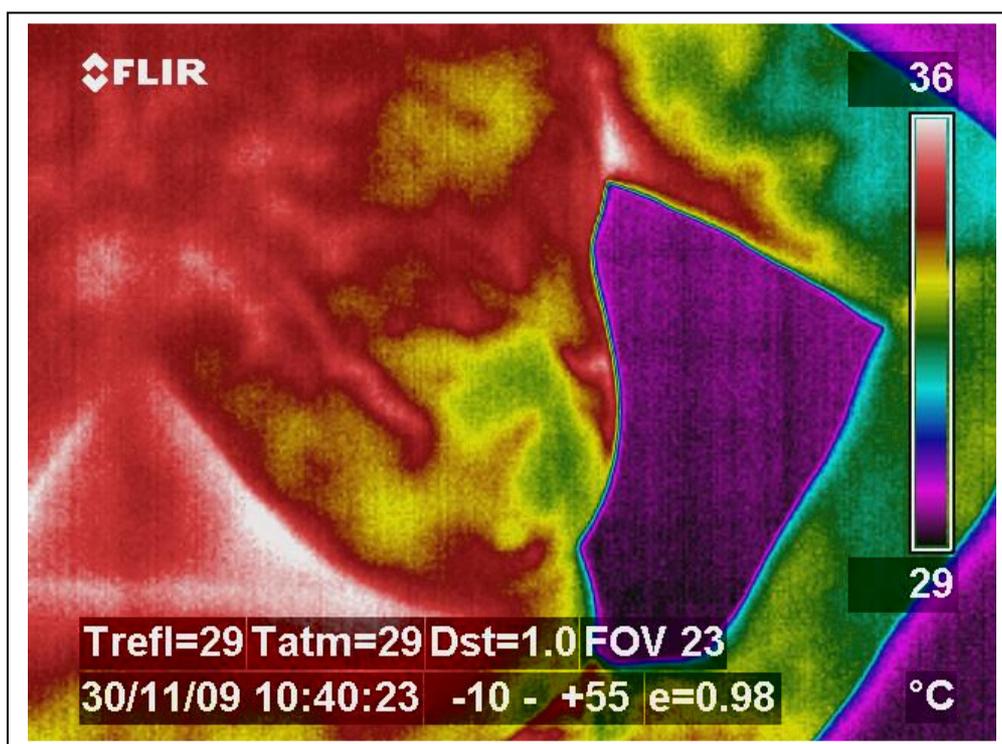


Figura Anexo A.7 IR\_1029 de 30/11/2009: Termograma frontal da mama esquerda da paciente 114005-1

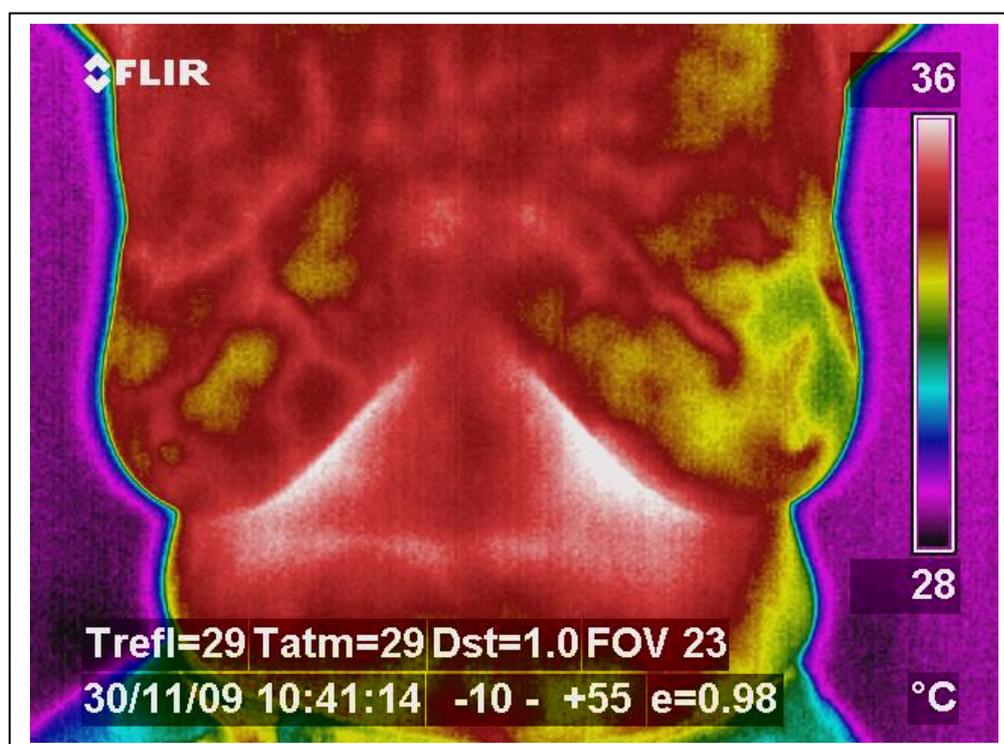


Figura Anexo A.8 IR\_1031 de 30/11/2009: Termograma frontal com braços levantados da paciente 114005-1

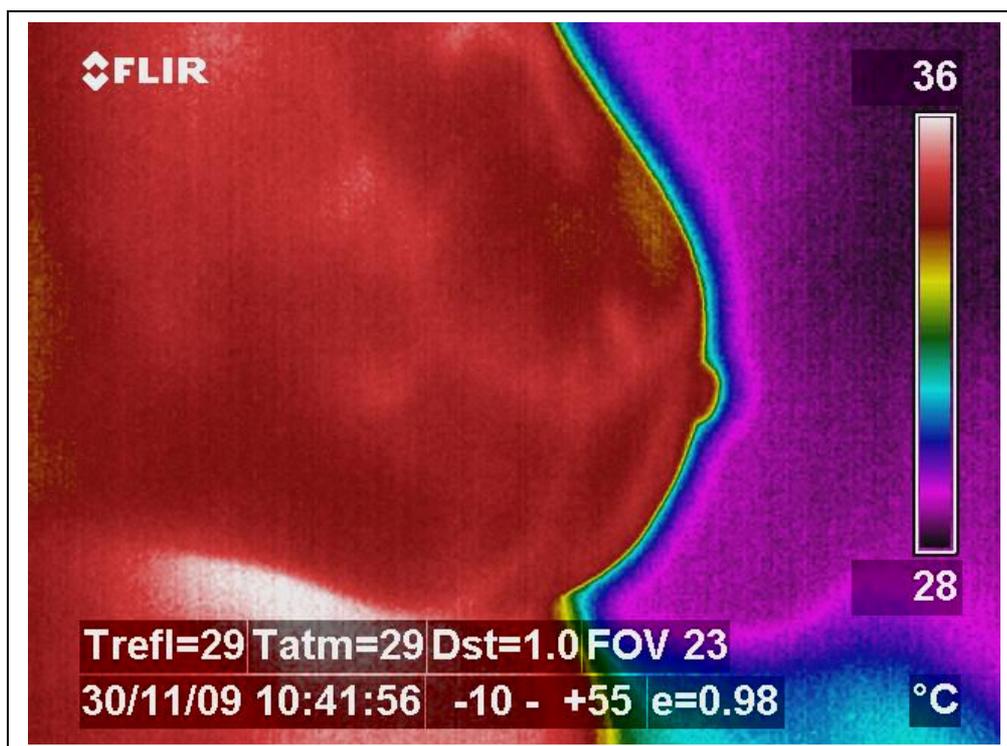


Figura Anexo A.9 IR\_1033 de 30/11/2009: Termograma da lateral externa da mama direita da paciente 114005-1

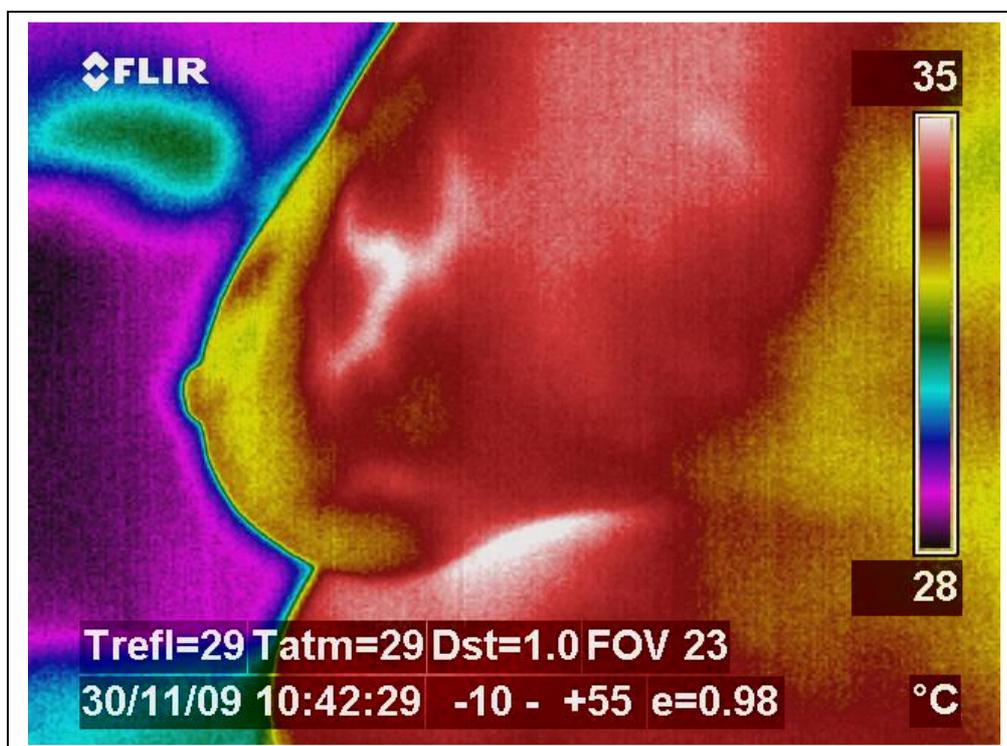


Figura Anexo A.10 IR\_1033 de 30/11/2009: Termograma da lateral externa da mama esquerda da paciente 114005-1