



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

**USO DE IMAGENS TERMOGRÁFICAS EM TUMORES MAMÁRIOS
PARA VALIDAÇÃO DE SIMULAÇÃO COMPUTACIONAL**

LUCIETE ALVES BEZERRA

Orientadora: Rita de Cássia Fernandes de Lima

Co-orientador: Paulo Roberto Maciel Lyra

**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, Outubro de 2007

B574u Bezerra, Luciete Alves

Uso de imagens termográficas em tumores mamários para validação de simulação computacional / Luciete Alves Bezerra. - Recife: O Autor, 2007.

viii, 59 f.; il., gráfs.

Dissertação (Mestrado) – Universidade Federal de Pernambuco. CTG. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, 2007.

Inclui referências bibliográficas.

1. Engenharia Mecânica. 2. Método dos Volumes Finitos. 3. Termografia. 4. Câncer de Mama. I. Título.

621 CDD (22.ed.)

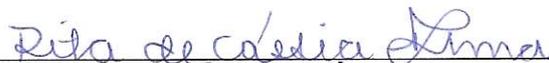
UFPE/BCTG/2008-103

“USO DE IMAGENS TERMOGRÁFICAS EM TUMORES MAMÁRIOS PARA
VALIDAÇÃO DE SIMULAÇÃO COMPUTACIONAL”.

LUCIETE ALVES BEZERRA

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

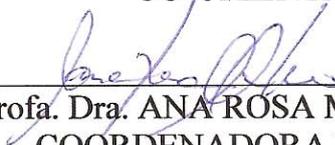
ÁREA DE CONCENTRAÇÃO: PROCESSOS E SISTEMAS TÉRMICOS
APROVADA EM SUA FORMA FINAL PELO
CURSO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECÂNICA/CTG/EEP/UFPE



Profa. Dra. RITA DE CÁSSIA FERNANDES DE LIMA
ORIENTADORA/PRESIDENTE

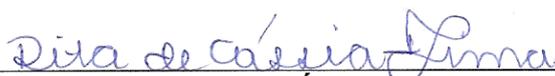


Prof. Dr. PAULO ROBERTO MACIEL LYRA
CO-ORIENTADOR

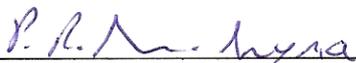


Profa. Dra. ANA ROSA MENDES PRIMO
COORDENADORA DO CURSO

BANCA EXAMINADORA:



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



Prof. Dr. PAULO ROBERTO MACIEL LYRA (UFPE)



Prof. Dr. FÁBIO SANTANA MAGNANI (UFPE)



Profa. Dra. AURA CONCI (UFF)

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho a Deus, a Nossa Senhora e aos meus pais Luiz e Elisabete, exemplos para minha vida.

AGRADECIMENTOS

Sou muito grata, em primeiro lugar, a Deus, que me ajudou a encontrar o meu caminho e colocou pessoas maravilhosas em minha vida.

Agradeço aos meus pais e ao meu irmão Luciel por todo apoio e compreensão neste árduo período, pois sem eles não teria conseguido.

Ao meu namorado, Germano, pelo amor, compreensão e por todo incentivo.

Às minhas avós Maria e Mãezinha, por todo o carinho e por fazerem parte da minha vida.

À Professora Rita, pela orientação, amizade, confiança, apoio e incentivo em todos os momentos.

Ao Professor Paulo Lyra, pela co-orientação e profundo envolvimento neste trabalho;

Ao Professor João Sabino Pinho, chefe do Ambulatório de Mastologia da Clínica Ginecológica do Departamento Materno-Infantil do Hospital das Clínicas da UFPE.

Ao Dr. Francisco George e à Dr^a. Elza Cavalcante, médicos do Ambulatório de Mastologia da Clínica Ginecológica do Departamento Materno-Infantil do Hospital das Clínicas da UFPE, pela participação e apoio neste projeto de pesquisa.

A Katiane Bezerra pela amizade e ajuda com o processamento das imagens.

A Dr. Ana Lúcia Candeias pela orientação à Katiane.

A Giselle Holanda, pela amizade, disponibilidade em me ajudar e força dada neste trabalho.

Aos amigos Giselle Lopes, Ladjane Coelho, Marcus Araújo e Sylvana Karla que ajudaram na concretização desse projeto

A Ravi, por tirar algumas dúvidas sobre o FLUENT.

A José Júnio e Carlos Alexandre e a todos os colegas do curso de pós-graduação pelos momentos em que vivemos juntos.

Ao Programa de pós-graduação em Engenharia Mecânica da UFPE pela oportunidade e por oferecer condições para o desenvolvimento desse trabalho.

À CAPES pela bolsa concedida para a realização deste trabalho.

Às pacientes do Ambulatório de Mastologia da Clínica Ginecológica do Departamento Materno-Infantil do Hospital das Clínicas da UFPE.

A todas as pessoas que de alguma forma contribuíram para a realização deste trabalho.

USO DE IMAGENS TERMOGRÁFICAS EM TUMORES MAMÁRIOS PARA VALIDAÇÃO DE SIMULAÇÃO COMPUTACIONAL

Luciete Alves Bezerra

RESUMO

O câncer de mama é o tipo de tumor mais freqüente entre as mulheres e a segunda causa de morte no Brasil, ficando atrás apenas da hipertensão arterial. O diagnóstico precoce pode proporcionar grandes chances de cura. Atualmente, o procedimento mais usado e o mais importante para o rastreamento do câncer, é a mamografia, que tem uma sensibilidade de 85%. Tal sensibilidade está diretamente relacionada à idade da mulher. Mulheres mais jovens apresentam uma mama mais densa, ao contrário das mulheres que se aproximam da menopausa que têm uma maior quantidade de tecido adiposo. Dessa forma, a análise visual da mamografia de uma mama densa torna-se mais suscetível a enganos. O número de casos de câncer de mama em mulheres jovens tem aumentado consideravelmente, e a termografia pode ter um papel importante no diagnóstico precoce do mesmo. Como esta técnica é não-invasiva e não emite radiações ionizantes, ela tem várias aplicações na medicina e uma delas é a sua utilização na detecção de tumores mamários. O crescimento de tumores cria uma neovascularização, e a nova perfusão sanguínea proporciona um aumento da temperatura da mama. Esse aumento pode ser detectado na pele da paciente dependendo do tamanho e da profundidade do tumor. De maneira geral, conjuntamente com exame clínico, a termografia tem uma sensibilidade de 84%, e somada ao uso da mamografia e do exame clínico, essa sensibilidade cresce para 98% na detecção de câncer. O presente trabalho está inserido em um projeto que pretende verificar a aplicabilidade do uso da termografia na identificação precoce de câncer de mama em clima tropical e efetua uma comparação entre a análise numérica da transferência de calor na mama, através de uma simulação computacional, onde inicialmente foi utilizado um modelo bidimensional. Em seguida, efetua uma análise tridimensional simplificada usando o programa comercial de CFD, o FLUENT, que usa o Método dos Volumes Finitos para resolver a Equação de Biotransferência de Calor (BHTE). Estas ferramentas possibilitam uma comparação entre os valores das temperaturas, medidas através de imagens de infravermelho, e aquelas calculadas através de simulações computacionais. A análise tridimensional é efetuada com geometrias bastante simplificadas. Apesar disto, obteve-se uma boa precisão na temperatura máxima dos tumores, quando comparada com a obtida pela termografia. Portanto o presente trabalho fornece subsídios para uma comparação posterior mais realista, após a reconstrução da imagem tridimensional real de uma mama, através de ferramentas de CAD.

Palavras-chaves: Métodos dos Volumes Finitos, termografia, câncer de mama.

THE USE OF INFRARED IMAGES OF BREAST TUMORS FOR THE VALIDATION OF COMPUTATIONAL SIMULATION

Luciete Alves Bezerra

ABSTRACT

The breast cancer is the most frequent type of tumor on women and the second cause of death in Brazil, losing only for arterial hypertension. The precocious diagnosis can provide higher chances of cure. Now a days, the most used and important procedure for tracking cancer, is mammography, that has a sensibility of 85%. Such sensibility is directly related with the woman's age. Younger women have more dense breast, unlike the women that approach the menopause that have larger amount of fat. In that way, the visual analysis of the mammography of a dense breast is more susceptible to error. The number of cases of breast cancer in young women has been increasing considerably, and the thermography can have an important impact in the early diagnosis of such cancers. As this technique is noninvasive and has no radiation risk, it has several applications in medicine and one of them is the use in the detection of breast tumors. The growth of tumors generates a neovascularization, and the new blood perfusion provides an increase on the temperature of the breast. That increase can be detected in the patient's skin depending on the size and on the depth of the tumor. In general, the combination of clinical exam and thermography has a sensibility of 84%, and by adding also the use of mammography the sensibility of cancer detection grows to 98%. The present work is part of a project that intend to verify the usefulness of thermography for a precocious identification of breast cancer in tropical climate and also to compare the thermography with the numeric analysis of the heat transfer in the breast through a computational simulation, which initially adopted a two-dimensional model. Some analysis using a simplified three-dimensional model was performed using the CFD commercial program called FLUENT, that uses the Finite Volume Method to solve the Bioheat Transfer Equation (BHTE). These tools allow to compare the values of the measured temperatures from infrared images and those from the simulations. The three-dimensional analysis was made using very simplified geometry, and a good result in terms of the maximum temperature of the tumors when was obtained compared with the thermography. Therefore, supplying subsidies for a posteriori more realist comparison, after the reconstruction of the real three-dimensional image of the breast using CAD's tools.

Keywords: Finite Volume Method, thermography, breast cancer.

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO.....	1
1.1 MOTIVAÇÃO.....	1
1.2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....	2
1.3 MÉTODO NUMÉRICO.....	10
1.4 OBJETIVOS.....	11
1.5 ORGANIZAÇÃO DO PRESENTE TRABALHO.....	11
2. AQUISIÇÃO DAS IMAGENS TERMOGRÁFICAS.....	13
2.1 AQUISIÇÃO DE IMAGENS.....	13
2.1.1 As condições da sala de exame.....	13
2.1.2 Preparação do paciente.....	13
2.2 MÉTODO DE OBTENÇÃO DAS IMAGENS.....	14
2.3 MÉTODO DE ANÁLISE DAS IMAGENS.....	14
2.4 ALGUMAS APLICAÇÕES DAS IMAGENS TERMOGRÁFICAS PARA DIAGNÓSTICOS MÉDICOS.....	14
2.4.1 Doenças vasculares.....	14
2.4.2 Vascularização da cabeça e do pescoço.....	15
2.4.3 Distúrbios de tireóide.....	15
2.4.4 Nódulos mamários.....	16
2.5 OUTRAS APLICAÇÕES MÉDICAS DA TERMOGRAFIA.....	17
2.6 IMAGEM DE ESTUDO – PACIENTE 1.....	18
2.7 IMAGEM DE ESTUDO – PACIENTE 2.....	20
3. SIMULAÇÃO COMPUTACIONAL.....	22
3.1 INTRODUÇÃO.....	22
3.2 EQUAÇÃO DA BIOTRANSFERÊNCIA DE CALOR.....	22
3.3 CÓDIGOS COMPUTACIONAIS EMPREGADOS.....	25
3.3.1 Programa HEATFVM2D.....	25
3.3.1.1 Formulação dos volumes finitos.....	26
3.3.2 FLUENT.....	27

3.4	Comparação de soluções de problemas simples de transferência de calor através de FLUENT e HEATFVM2D.....	29
4.	PROBLEMA ANALISADO.....	35
4.1	PROBLEMA ANALISADO.....	35
4.2	CASO BIDIMENSIONAL – PROGRAMA FLUENT.....	37
4.3	CASO TRIDIMENSIONAL.....	40
4.3.1	Paciente 1.....	40
4.3.2	Paciente 2.....	41
4.3.2.1	Mama Esquerda.....	41
4.3.2.2	Mama Direita.....	42
5.	RESULTADOS E DISCUSSÕES.....	44
5.1	INTRODUÇÃO.....	44
5.2	ANÁLISE BIDIMENSIONAL.....	44
5.3	ANÁLISE TRIDIMENSIONAL.....	47
5.3.1	Resultados da Paciente 1.....	47
5.3.2	Resultados da Paciente 2.....	50
5.3.2.1	Mama Esquerda.....	50
5.3.2.2	Mama Direita.....	52
6.	CONCLUSÕES.....	54
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	56

LISTA DE SÍMBOLOS

A	Constante pré-exponencial de Henriques
A_I	Área da secção transversal de um volume de controle associado ao nó I
c	Calor específico do tecido
c_s	Calor específico do sangue
$C_{IJ_L}^{AX(j)}$	Coefficiente de peso referente ao domínio
$D_{IJ_L}^{AX(j)}$	Coefficiente de peso referente ao contorno
E	Taxa de evaporação do filme lacrimal
h	Coefficiente de transferência de calor
k	Condutividade térmica
k_t	Condutividade térmica do tecido
\mathbf{K}	Matriz diagonal de condutividade térmica
\mathbf{M}	Matriz diagonal de capacidade calorífica
n_j	Cossenos diretores da normal externa ao domínio
q	Fluxo de calor convectivo
q_j	Fluxo de calor convectivo na direção x_j
\bar{q}_n	Fluxo de calor prescrito
Q	Taxa volumétrica de geração de calor
Q_m	Taxa volumétrica de calor devido à geração de calor metabólico
Q_p	Taxa volumétrica de calor devido à perfusão sanguínea
Q_e	Taxa volumétrica de calor devido à fonte externa
\mathbf{R}	Vetor de termos independentes
t	Tempo
t^i	Tempo inicial
t^f	Tempo final
T	Temperatura
\bar{T}	Temperatura prescrita
\hat{T}	Temperatura calculada numericamente
\bar{T}^i	Temperatura inicial
T_a	Temperatura do sangue arterial

T_v	Temperatura do sangue venoso
T_∞, T_{amb}	Temperatura média do ambiente externo
\mathbf{T}	Vetor de temperaturas nodais
T	Intervalo de tempo de integração
x_j	Variável espacial independente
z	Coordenada axial

Símbolos Gregos

α	Coeficiente de transferência de calor
α_s	Coeficiente de transferência de calor
Γ_C	Porção do contorno sujeita à condição de contorno de Cauchy ou Robin
Γ_D	Porção do contorno sujeita à condição de contorno de Dirichlet
Γ_N	Porção do contorno sujeita à condição de contorno de Neumann
π	Constante pi, [3,14159265...]
ρ	Massa específica do tecido
ρ_σ	Massa específica do sangue
ω	Taxa volumétrica de perfusão sangüínea
Ω	Volume de controle axissimétrico

Subscritos

a	sangue arterial
I	referente ao nó I
IJ_L	aresta formada pelos nós I e J_L
j	varia de um ao número de dimensões espaciais
J_L	referente ao nó J_L
s	Sangue
v	sangue venoso
z	direção axial (z)

Sobrescritos

j	direção j
-----	-------------

LISTA DE FIGURAS

- Figura 1.1** - Estrutura da mama. (Fonte: www.cancerdemama.org.br). 3
- Figura 1.2** – Lesão nodular de bordas espiculadas, (Kemp, 2007). 5
- Figura 1.3 - Nódulo de contorno lobular e limites parcialmente definidos com 6 microcalcificações no seu interior, (Santos, 2002).
- Figura 1.4** - Nódulo de contorno lobular e limites bem definidos, com calcificações 6 grosseiras no seu interior, (Santos, 2002).
- Figura 1.5** - (a) Imagem mamográfica de nódulo sólido de contorno regular e limites 7 nítidos e ovalados, (b) imagem de ultrassom de um cisto e (c) imagem de ultrassom de um fibroadenoma, (Kemp, 2007).
- Figura 1.6** – Mamografias de mama com baixa densidade (a) e mama densa (b). 8
- Figura 2.1** - Paciente com problema de vascularização, (Aldeias,2003). 15
- Figura 2.2** - (a) Arteriosclerose e (b) Hipertensão intra craniana, (www.ctnc.com.pt). 15
- Figura 2.3** - Termogramas da tireóide. a) antes do resfriamento; b) imediatamente 16 após o resfriamento; c) 1 min. após o resfriamento; d) 3,5 min. após o resfriamento.
- Figura 2.4** - (a) Imagem por infravermelho de paciente jovem. A região marcada 17 como círculo representa um tumor benigno (fibroadenoma). (b) Paciente com acentuada assimetria na vascularização das mamas (carcinoma de Paget).
- Figura 2.5** - Termogramas de pacientes nas quais foram diagnosticadas algumas 17 patologias, (www.ctnc.com.pt).
- Figura 2.6** - Termograma da Paciente 1 com visão frontal. 18
- Figura 2.7** - Imagem termográfica da mama direita da Paciente 1, (visão frontal). 18
- Figura 2.8** - Termografia da mama esquerda da Paciente 1, (visão frontal). 19
- Figura 2.9** - Termograma da Paciente 1 com uma alteração significativa na 19 temperatura da mama esquerda, (visão lateral externa).
- Figura 2.10** - Termograma da Paciente 2 com visão frontal. 20
- Figura 2.11** - Termograma da mama direita da Paciente 2 com visão frontal. 20
- Figura 2.12** - Termografia da mama esquerda da Paciente 2 (visão frontal). 21
- Figura 2.13** - Imagem termográfica da mama esquerda da Paciente 2 (visão lateral 21 externa).

Figura 3.1 - Exemplo de malha não-estruturada mista de um carro de corrida.	29
Figura 3.2 - Domínio para o problema de condução de calor com materiais diferentes.	30
Figura 3.3 - Visualização da malha adotada.	30
Figura 3.4 - Isofaixas de temperatura no problema com materiais diferentes (HEATFVM2D).	31
Figura 3.5 - Distribuição de temperatura da placa composta por dois materiais (FLUENT).	31
Figura 3.6 - Perfil de temperatura ao longo do eixo $y = 0$ para $0 \leq x \leq 2$.	32
Figura 3.7 - Domínio para o problema de condução de calor com duas regiões.	32
Figura 3.8 - Visualização da malha adotada.	33
Figura 3.9 - Isofaixas de temperatura obtidas para o problema (HEATFVM2D).	33
Figura 3.10 - Distribuição de temperatura da placa composta por duas regiões (FLUENT).	34
Figura 3.11 - Perfil de temperatura ao longo do eixo $y = 0$ para $0 \leq x \leq 2$.	34
Figura 4.1 - Imagem termográfica de uma paciente com câncer de mama.	35
Figura 4.2 – Domínio computacional extraído através de programa de CAD.	37
Figura 4.3 – Malha bidimensional não-estruturada gerada pelo GAMBIT.	38
Figura 4.4 – (a) Imagem Original e (b) Componente H (matiz).	38
Figura 4.5 - (a) Bordas obtidas pelo método de Canny, (b) Imagem após fechamento, (c) Preenchimento da área do tumor.	39
Figura 4.6 - Diagrama de blocos das etapas do processamento.	39
Figura 4.7 - Seção plana da geometria da mama	40
Figura 4.8 - Malha não-estruturada da mama da Paciente 1.	41
Figura 4.9 - Malha não-estruturada da mama esquerda da Paciente 2.	42
Figura 4.10 - Malha não-estruturada da mama direita da Paciente 2.	43
Figura 5.1 - Distribuição de temperatura na parte central da mama.	45
Figura 5.2 - Perfil de temperatura ao longo de uma reta.	45
Figura 5.3 - Distribuição de temperatura do domínio extraído digitalmente, obtida pelo FLUENT.	46
Figura 5.4 - Comparação entre os perfis de temperatura ao longo de uma reta.	47

- Figura 5.5** - Distribuição de temperatura na mama da Paciente 1 usando a taxa de calor metabólico de 29.000 W/m^3 . 48
- Figura 5.6**-Perfil de temperatura sobre a linha 1 da imagem termográfica da Paciente 1 48
- Figura 5.7** - Distribuição de temperatura considerando-se um tumor maligno. 49
- Figura 5.8** - Distribuição de temperatura da Paciente 1 com propriedades físicas de um tumor benigno. 50
- Figura 5.9** - Termograma da mama esquerda de Paciente 2, portadora de fibroadenoma. 51
- Figura 5.10** - Distribuição de temperatura na mama esquerda da Paciente 2. 51
- Figura 5.11** - Termograma da mama direita da Paciente 2 com fibroadenoma. 52
- Figura 5.12** - Distribuição de temperatura na mama direita da Paciente 2 (vista frontal). 53
- Figura 5.13** - Distribuição de temperatura na mama direita da Paciente 2 (vista lateral). 53

1. INTRODUÇÃO

1.1 MOTIVAÇÃO

O Método dos Volumes Finitos (MVF) em malhas não-estruturadas tornou-se uma ferramenta importante para o cálculo de temperaturas em procedimentos médicos que usam hipertermia, devido às irregularidades geométricas do corpo humano. O uso desta metodologia vinha sendo validada através de alguns problemas de engenharia, dos quais são conhecidas soluções analíticas, ou através de bancos de dados numéricos.

Em janeiro de 2005, chegou ao Departamento de Engenharia Mecânica da UFPE, uma câmera de infravermelho (FLIR S45), que foi adquirida através do Edital FINEP 2003, de Laboratórios Multiusuários. O novo equipamento motivou a busca de novas aplicações médicas, tais como analisar a viabilidade do seu uso como ferramenta auxiliar na detecção precoce de câncer de mama, em clima tropical. Seu uso em regiões de clima temperado (Ng, 2004), apresenta uma sensibilidade de 84%, similar à da mamografia (83%) e estas duas técnicas, aliadas ao exame clínico aumentam esta sensibilidade para 98%. Porém, em climas quentes a diferença de temperaturas entre a temperatura do corpo humano e a ambiente, é bem menor, dificultando e até inviabilizando algumas aplicações da termografia. Em novembro de 2005, um projeto intitulado, “Análise da viabilidade do uso de câmera termográfica como ferramenta auxiliar no diagnóstico de câncer de mama em hospital público localizado em clima tropical”, foi aprovado pelo Comitê de Ética da Universidade Federal de Pernambuco (UFPE) – Brasil, registrado no Ministério da Saúde sob o número CEP/CCS/UFPE N°279/05. Nesse projeto, pretende-se captar imagens termográficas de aproximadamente trezentas mulheres, tendo sido examinadas até o presente aproximadamente 150 mulheres, maiores de 35 anos, todas pacientes do Ambulatório de Mastologia da Clínica Ginecológica do Departamento Materno-Infantil do Hospital das Clínicas da UFPE. Neste projeto está sendo analisada a viabilidade da utilização de uma câmera termográfica como ferramenta auxiliar no diagnóstico de distúrbios mamários, em hospital público situado em clima tropical. Também está sendo desenvolvido um banco de dados para cadastramento das pacientes e cruzamento posterior de dados.

A termografia é uma técnica não-destrutiva que utiliza a radiação infravermelha emitida pelos corpos para medir temperaturas ou observar padrões diferenciais de distribuição de temperatura, com o objetivo de propiciar informações relativas à condição operacional de um componente, equipamento ou processo. O seu uso em aplicações médicas e biológicas mostrou-se viável devido principalmente ao fato de não usar radiações ionizantes e de ser uma técnica não-invasiva e indolor. Dentre as aplicações da termografia na medicina, pode-se destacar a sua utilização no estudo de processos inflamatórios, na determinação de alguns problemas circulatórios, na avaliação da resposta do organismo à medicação, em tratamentos de fisioterapia e na detecção de diversos tipos de câncer, incluindo os tumores mamários.

Tumores de mama, de forma geral, necessitam de um fluxo constante de nutrientes para se desenvolverem. Para este fim, as células produzem substâncias responsáveis pela angiogênese (criação de novos vasos) ao redor do tumor. Estes novos vasos elevam o fluxo sanguíneo naquela região, causando assim um aumento da temperatura no local. Em tumores de mama, essa elevação da temperatura local pode ser observada sobre a superfície da mama através da termografia.

Como a cura do câncer em estágio inicial é possível em alguns casos, o uso da termografia pode-se constituir em uma ferramenta auxiliar na detecção precoce de câncer de mama em clima tropical. Em climas temperados a termografia tem-se mostrado como ferramenta

útil, junto ao exame clínico e demais exames tradicionais. Particularmente é utilizado no diagnóstico de nódulos mamários em pacientes jovens, não indicadas para a mamografia por apresentarem mamas com estrutura densa, também é possível. Imagens termográficas podem servir para validação para o cálculo numérico das temperaturas em tecidos mamários, possibilitando uma comparação entre os valores das temperaturas medidas e os obtidos através de simulações tridimensionais, efetuadas através de um modelo simplificado, usando o programa comercial de CFD (*Computational Fluid Dynamics*), o FLUENT. Esse *software* usa o Método de Volumes Finitos para resolver a equação de conservação de energia em sólidos. Inicialmente, utilizou-se um programa que usa o Método dos Volumes Finitos adequado ao uso de malhas não-estruturadas, em duas dimensões que foi desenvolvido por membros do grupo de pesquisa dos professores orientadores, como forma de aprendizado. Para o trabalho aqui apresentado, dentre as imagens obtidas por infravermelho, do projeto foram escolhidas algumas para serem analisadas.

Com o uso das imagens termográficas, pretende-se eliminar uma grande dificuldade que é a medição de temperaturas em partes internas do corpo humano. A termografia é capaz de identificar algumas patologias que se traduzam em um aumento de temperatura na pele dos pacientes.

1.1 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Câncer de Mama

O câncer de mama é o tipo de tumor mais freqüente entre as mulheres e a segunda causa de morte no Brasil, ficando atrás apenas da hipertensão arterial. Se diagnosticado em fases iniciais, o câncer de mama tem ótimas chances de cura. Novos exames e novos tratamentos têm possibilitado detecção mais rápida da doença fazendo com que tratamentos mais eficazes sejam aplicados e que muitas mulheres apresentem uma boa qualidade de vida. Mesmo com chances verdadeiras de cura, no Brasil, 60% dos casos descobertos estão em estágio avançado, ou seja, o câncer já comprometeu outras áreas e as chances de obter resultados positivos com o tratamento caem para 20%. Apesar de ser considerada uma doença feminina, o câncer de mama também atinge cerca de 1% dos homens no mundo.

Segundo o INCA (Instituto Nacional de Câncer), atualmente no Brasil, 27 mulheres morrem diariamente em decorrência do câncer de mama. Por dia, cerca de 130 novos casos da doença são detectados. O número representa aproximadamente cinco novos casos por hora. A projeção para o ano de 2007 é o surgimento de 53 mil novos casos no país, com um índice de 12 mil mortes. A incidência maior é entre mulheres com mais de 40 anos, mas o número de caso de jovens com câncer de mama está aumentando assustadoramente a cada ano. Em 2006 a maior incidência foi localizada na região Sudeste, um risco estimado de 71 casos por 100 mil habitantes. No estado de São Paulo, foram 15 mil novos casos neste mesmo ano.

As células dos diversos órgãos do nosso corpo estão constantemente se reproduzindo, isto é, uma célula adulta divide-se em duas, e por este processo, chamado mitose, há o crescimento e a renovação das células durante os anos. A mitose é realizada de maneira controlada dentro das necessidades do organismo. Porém, em determinadas ocasiões e por razões ainda desconhecidas, certas células reproduzem-se com uma velocidade maior, desencadeando o aparecimento de massas celulares denominadas neoplasias. Nas neoplasias malignas o crescimento é mais rápido, desordenado e infiltrativo; as células não guardam semelhança com as que lhes deram origem e têm capacidade de se desenvolver em outras partes do corpo, fenômeno este denominado metástase, que é a característica principal dos tumores malignos, (www.cancerdemama.org.br).

As causas para o aparecimento do câncer na mama ainda não são totalmente conhecidas. Sabe-se que a combinação de mutações genéticas, estilo de vida e influência ambiental podem levar, sem uma razão específica, a mudanças no funcionamento dos genes das células mamárias. Pode-se passar a vida inteira com uma mutação genética sem desenvolver o tumor. O problema é quando ela ocorre em duas categorias específicas de genes: nos oncogênese, que são os causadores de câncer, ou nos genes supressores de tumor, responsáveis por prevenir qualquer alteração no DNA e conter o crescimento celular descontrolado (Santos, 2002).

Existem estudos que indicam que mulheres expostas a longos períodos de tratamento com hormônio feminino estrógeno estão mais propícias a desenvolver câncer de mama, como por exemplo, mulheres que tiveram a primeira menstruação muito cedo, antes dos 12 anos, e entram tardiamente na menopausa, as que engravidam pela primeira vez após os 30 anos ou, as que chegam à meia idade sem filhos. Segundo Maria Elisabeth de Mesquita, mastologista do Hospital das Clínicas de São Paulo, o amadurecimento total das células mamárias só ocorre com as mudanças orgânicas trazidas pela gravidez e pela amamentação, (Santos, 2002).

O estilo de vida também desempenha um papel importante: alimentação rica em gordura e frituras e pobres em frutas, verduras e cereais integrais, além do sedentarismo, também propiciam o aparecimento de câncer. Outro fator para o desenvolvimento do câncer é a genética, genes modificados que passam de pais para filhos. Somente 8% dos casos são hereditários. Homens que não apresentam a doença, podem transmiti-las aos seus filhos, pois são portadores de mutações nos genes.

Cerca de 80% dos tumores são descobertos pela própria mulher, palpando suas mamas incidentalmente. Geralmente se apresentam como um nódulo na mama. Quando isso ocorre, eles já apresentam um tamanho grande, o que dificulta o tratamento. O que se pretende é a descoberta desses tumores de tamanho o menor possível, de maneira que a doença seja tratada ainda em fase inicial. Calcula-se em seis a oito anos o período necessário para que um nódulo atinja um centímetro de diâmetro. Esta lenta evolução possibilita a descoberta ainda cedo destas lesões, se as mamas são periodicamente, examinadas (www.cancerdemama.org.br). Assim, os recursos terapêuticos são mais eficazes, e evitando tratamentos mais agressivos. As primeiras metástases geralmente aparecem nos gânglios linfáticos das axilas. Outros órgãos que podem apresentar metástases de câncer de mama são: os ossos, fígado, pulmão e cérebro.

A Figura 1.1, mostra a estrutura da mama. No seu interior estão as glândulas mamárias, que têm como principal função a secreção do leite. Tais glândulas estão situadas na parede anterior do tórax.

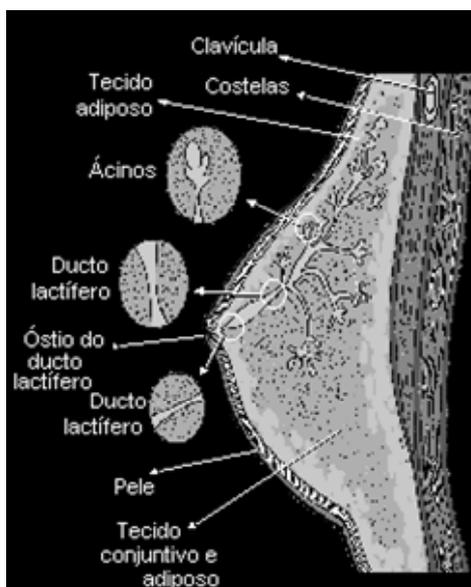


Figura 1.1 – Estrutura da mama. (Fonte: www.cancerdemama.org.br).

Na figura acima, pode-se observar:

- Ácino - menor parte da glândula e responsável pela produção do leite durante a lactação;
- Lóbulo mamário - conjunto de ácinos;
- Lobo mamário - conjunto de lóbulos mamários que se liga à papila através de um ducto;
- Ductos mamários - conduzem a secreção até a papila, em número de 15 a 20 canais;
- Tecido glandular - conjunto de lobos e ductos;
- Papila - protuberância elástica onde desembocam os ductos mamários;
- Aréola - estrutura central da mama onde se projeta a papila;
- Tecido adiposo - preenche todo o restante da mama e, a quantidade varia com a idade da mulher.

Pequenos ductos ligam as glândulas, lóbulos e lobos e levam o leite para o mamilo localizado no centro da aréola. Vasos sanguíneos e linfáticos percorrem toda a mama para nutrir as células e drenar seus resíduos. Perto de 90% de todos os tumores de mama ocorrem nos ductos ou lobos, com quase 75% deles, se iniciando na camada de células dos ductos lactíferos. Estes tumores são denominados carcinoma ductal. Tumores que aparecem nos lobos são chamados de carcinoma lobular e são mais propensos a aparecer simultaneamente nas duas mamas. Se ocorrer a metástase, o carcinoma ductal ou lobular é chamado de invasivo ou infiltrativo, mas se ela não ocorrer é chamado carcinoma *in situ*. A evolução da doença *in situ*, assim como seu tratamento varia dependendo do local de origem. Atualmente, os oncologistas recomendam que o carcinoma ductal *in situ*, seja cirurgicamente removido para prevenir a progressão para doença invasiva, (www.andre.sasse.com).

Outros tipos de tumores de mama menos comuns incluem: os tumores medulares (responsáveis por 5% dos tumores de mama), mucinosos, tubulares, papilares ou inflamatórios. A doença de Paget, por exemplo, é uma variedade de carcinoma ductal *in situ* da mama que se caracteriza por infiltrar a epiderme da região do mamilo e aréola, causando irritação no estágio inicial seguida de intenso prurido, e levando-a ulceração da pele. Muitas vezes essa irritação é confundida com uma dermatite e tratada com cremes e outros produtos dermatológicos, retardando uma ação efetiva contra a doença. (<http://icavc.com.br>)

As células neoplásicas, chamadas células de Paget, provêm de um carcinoma ductal profundo, e crescem ao longo dos ductos mamários em direção à superfície. Tanto nos ductos como na epiderme, as células de Paget não atravessam a membrana basal, ficando contidas no interior do ducto ou distribuídas entre os queratinócitos, especialmente entre os das camadas profundas da epiderme. A presença do tumor e a ulceração da epiderme causam intenso infiltrado inflamatório crônico inespecífico na derme comprometendo não apenas o mamilo, mas também a aréola, (<http://anatpat.unicamp.br>).

Nódulo mamário

O nódulo mamário (tumor) é uma área definida, de consistência variada, de limites precisos ou não, que pode ser a manifestação de um simples cisto, tumor de conteúdo líquido ou sólido (benigno ou maligno).

O nódulo sólido benigno mais freqüente é o fibroadenoma, que apresenta consistência dura e elástica, não-doloroso, móvel à apalpação, de superfície lobulada e limites precisos e mede de 1 a 3 cm. Surge quase sempre na mulher jovem, entre 15 e 30 anos. Trata-se de uma lesão sem potencial de ser maligno e de crescimento limitado (Barros, 1998). O tratamento resume-se à remoção do nódulo, e o seu estudo ao microscópio, o que permite o diagnóstico diferencial de certeza com o câncer.

Os cistos são tumores de conteúdo líquido, facilmente palpados, de consistência amolecida e podem atingir grandes volumes. Existem cistos pequenos, chamados microcistos,

que não são palpáveis e que são detectados pela ultra-sonografia. Quase sempre são múltiplos, não representam problema clínico e não precisam receber qualquer atenção específica. Alguns tipos de cistos grandes podem exibir crescimento tumoral no seu interior lembrando uma vegetação em desenvolvimento. Estas vegetações intra-císticas merecem investigação, pois podem representar lesões pré-malignas ou malignas. Na mamografia e na ultra-sonografia os cistos se apresentam como nódulo de contornos bem definidos e sem calcificações. A ultra-sonografia é o método diagnóstico ideal da doença cística. O tratamento do cisto é a punção aspirativa esvaziadora com agulha. Ele deve ser extraído cirurgicamente nos casos de conteúdo sanguinolento à punção, persistência de tumor após punção, vegetação intra-cística ao ultra-som ou em casos de reaparecimento do cisto no local já puncionado (Barros, 1998).

O câncer de mama apresenta-se como um tumor de consistência dura, de limites mal definidos, de tamanho que pode variar de um até vários centímetros de diâmetro, de acordo com o tempo de evolução. O tumor menor que 1 cm dificilmente será detectado clinicamente. Pode estar com a mobilidade preservada ou aderido à pele, ao gradil costal ou a ambos, (Barros, 1998).

Os nódulos têm características morfológicas peculiares que servem para diferenciá-los em benignos e malignos, como por exemplo, os contornos e o tamanho do tumor.

Contorno Espiculado ou Estrelado: geralmente é diagnosticado como carcinoma, apresentam-se como nódulos hiperdensos ou como microcalcificações agrupadas, ou ainda com ambos os aspectos. Têm forma e contornos irregulares e a presença de espículas, são os sinais mamográficos, mais preditivos para sugerir malignidade, como mostra a Figura 1.2.

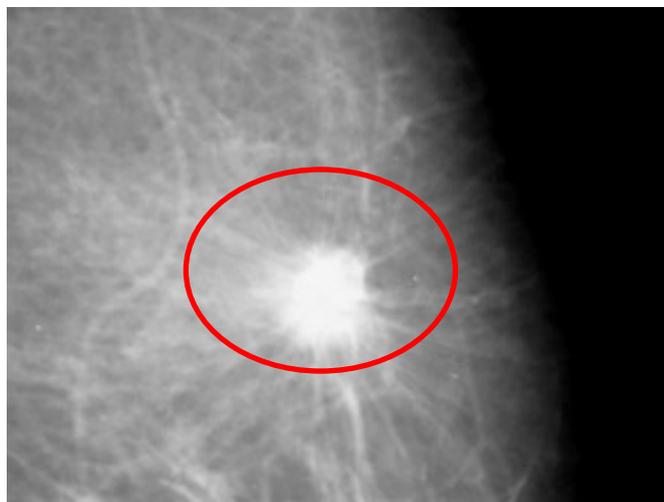


Figura 1.2 – Lesão nodular de bordas espiculadas, (Kemp, 2007).

Contorno lobular: o aspecto lobulado representa um crescimento tumoral e essa característica autoriza uma suspeição de malignidade, sobretudo se parte do contorno é mal definida ou atenuada. Entretanto algumas lesões benignas como fibroadenomas, também podem exibir um aspecto lobulado (Figuras 1.3, 1.4), (Santos, 2002).



Figura 1.3 – Nódulo de contorno lobular e limites parcialmente definidos com microcalcificações no seu interior, (Santos, 2002).

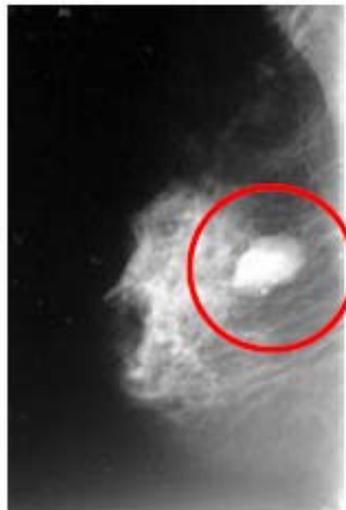


Figura 1.4 – Nódulo de contorno lobular e limites bem definidos, com calcificações grosseiras no seu interior, (Santos, 2002).

Contorno bem definido: neste caso, geralmente trata-se de moléstia benigna como cisto, fibroadenoma ou linfonodo intramamário. Quando a imagem se apresenta com forma ovóide ou redonda, contornos nítidos, anecóica, com reforço acústico posterior, corresponde a lesão cística. Em face de imagem nodular hipocóica, ovalada, contornos nítidos, ecos internos homogêneos, reforço acústico posterior e discreta sombra lateral, faz-se o diagnóstico da lesão sólida benigna na maioria das vezes, como se pode observar na Figura 1.5. No entanto, os tumores do tipo medular, colóide e mucinoso podem apresentar contorno bem definido, e muitas vezes, a imagem obtida pela ultra-sonografia, também não permite o diagnóstico diferencial necessitando, pois, de um procedimento invasivo (Kemp, 2007).

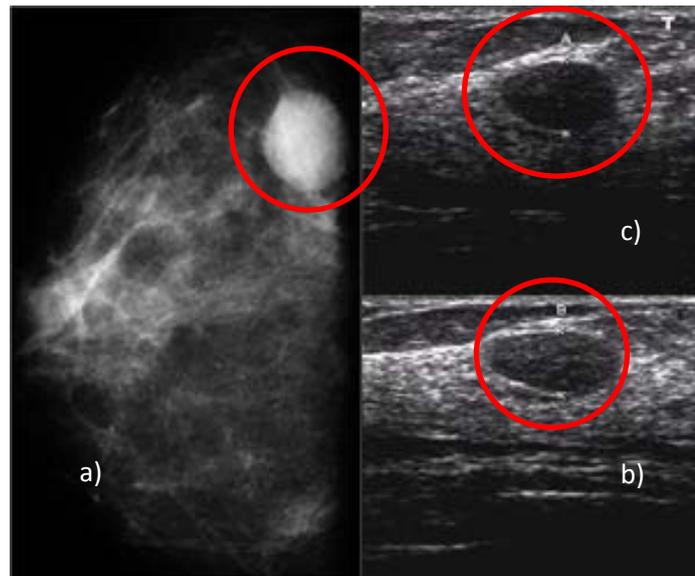


Figura 1.5 – (a) Imagem mamográfica de nódulo sólido de contorno regular e limites nítidos e ovalados, (b) imagem de ultra-som de um cisto e (c) imagem de ultra-som de um fibroadenoma, (Kemp, 2007).

Um estudo realizado por Calas (2007) mostrou que 91% dos tumores que apresentaram forma indefinida foram malignos e os que apresentaram formas definidas 94,5% foram benignos. Das lesões que apresentaram contorno regular, 99% foram benignas e das que apresentaram contorno irregular 70,4% foram malignas. Dos tumores que apresentaram limites precisos 97,1% foram benignos e dos que apresentaram limites imprecisos, 71,4% foram malignas.

Em relação ao tamanho do tumor sabe-se que o benigno tem um crescimento mais lento que o maligno, sendo este mais agressivo e um correto acompanhamento do tamanho do tumor pode ajudar no diagnóstico.

Então, a arma mais eficaz contra o câncer de mama é uma detecção precoce, fazendo o auto-exame, exames clínicos e mamografia. A mamografia é o procedimento mais importante para o rastreamento do câncer. É um exame de alta sensibilidade, porém esta sensibilidade está diretamente relacionada com a idade da mulher. As mulheres mais jovens apresentam uma maior quantidade de tecido glandular nas mamas, o que torna esses órgãos mais densos e firmes. Ao se aproximar da menopausa, o tecido mamário vai se atrofiando e sendo substituído progressivamente por tecido gorduroso, até se constituir, quase que exclusivamente, de gordura e resquícios de tecido glandular na fase pós-menopausa. A maior densidade de uma mama jovem tem efeitos negativos sobre a sensibilidade do exame, como pode ser visto comparando-se a mamografia de uma paciente jovem, como a da Figura 1.6 (b), apresentando extensas áreas brancas, com a mamografia de uma mama com muita gordura e, portanto menos densa, (Figura 1.6 (a)).

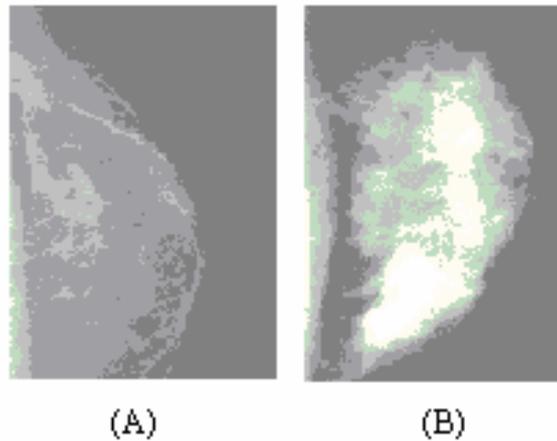


Figura 1.6 – Mamografias de mama com baixa densidade (a) e mama densa (b).

Pode-se observar a maior extensão de áreas brancas na mama mais densa, e isto se deve a uma maior absorção dos raios-X pelo seu estroma (tecido que forma a substância básica ou matriz de um órgão). As microcalcificações, de forma semelhante ao estroma das mamas densas, também apresentam uma absorção maior aos raios-X. Portanto, em mamas de pacientes jovens, as extensas áreas brancas verificadas devido à densidade maior do estroma, mascaram as microcalcificações, que também se apresentam na mamografia como pontos ou áreas brancas. Já nas mamas menos densas, há um destaque bem maior para as microcalcificações, devido ao contraste destas com o fundo mais escuro da mamografia. Dessa forma, a análise visual diferencial da mamografia de uma mama densa é menos sensível, portanto mais suscetível a enganos. Devido a isto, e ao fato da radiação ionizante utilizada na mamografia, ser considerado um fator de risco para o câncer de mama, a mamografia não deve ser feita em mulheres muito jovens, sendo recomendado para mulheres com mais de 40 anos, (www.joinville.udesc.br). Porém o aparecimento de câncer de mama em mulheres cada vez mais jovens tem feito com que alguns médicos e serviços de saúde passassem recentemente a recomendar o exame a partir dos 35 anos.

Termografia

O número de casos de câncer de mama em mulheres jovens aumentou consideravelmente, e a termografia pode ter um papel importante no diagnóstico precoce nesse tipo de câncer. Conjuntamente com exame clínico a técnica apresenta uma sensibilidade, para detecção de câncer de mama, próxima à da mamografia, para mulheres com menos de 40 anos. Também para uma detecção precoce do câncer de Paget, pois, apenas 50 - 60% das pacientes diagnosticadas com o carcinoma de Paget apresentam massa palpável, (<http://anatpat.unicamp.br>). Esta técnica pode detectar um câncer oito a dez anos antes da mamografia, (Thomassin, 1984).

A termografia é uma tecnologia de obtenção de imagens térmicas de objetos que estejam numa temperatura acima do zero absoluto. Pode ser considerada como a extensão da visão humana através do espectro de infravermelho, pois apenas a partir de 650°C os corpos começam a emitir radiação visível, (FLIR, (2005)). As câmeras de infravermelho captam a radiação térmica emitida pelo corpo e a convertem numa imagem que representa a distribuição de temperaturas superficiais desse corpo. O infravermelho é a faixa do espectro de ondas eletromagnéticas que se inicia no limite das frequências de comunicações (ondas de rádio e microondas) e se estende até o limite com a radiação da cor vermelha da luz visível. No que diz respeito à interação com a matéria, o infravermelho tem energia apenas para levar as moléculas à vibra-

ção e o efeito de sua absorção é o aquecimento do material à medida que a atividade vibracional aumenta (Bezerra, 2006).

A termografia infravermelha tem um extenso campo de aplicação que vai desde uma simples medida de temperatura à localização de defeitos em instalações elétricas ou em materiais compostos, no controle de processos de fabricação, na vigilância em condições noturnas ou de visibilidade reduzida, na detecção de perdas energéticas em edifícios e fornos, no estudo de dispositivos mecânicos etc. A técnica também é utilizada no controle da qualidade das frutas (estudos são realizados para detectar a existência de falhas nas superfícies de maçãs e tomates), (Veraverbeke, (2005)). Na medicina, pelo fato de não usar radiações ionizantes pode ser utilizada no estudo de processos inflamatórios, na determinação de problemas circulatórios, na avaliação da resposta do organismo à medicação, em tratamentos de fisioterapia e na detecção de diversos tipos de câncer, inclusive o de mama.

Os primeiros relatos do uso da termobiologia podem ter sido escritos por Hipócrates a cerca de 480 a.C. Depois dessa descoberta, pesquisas continuaram e observações clínicas provaram que as temperaturas do corpo humano foram de fato indicativas de processos fisiológicos normais e anormais.

Em 1956, aconteceu o primeiro diagnóstico médico usando imagens de infravermelho, quando Lawson descobriu que a temperatura da pele sobre um câncer na mama era maior que a do tecido normal. Ele também mostrou que o sangue venoso que drena o tumor maligno é freqüentemente mais quente que o fornecido pelo sistema arterial. Depois das primeiras descobertas feitas por Lawson, vários avanços tecnológicos foram realizados nos sistemas de detecção por infravermelho (Lawson, (1984): in Bronzino, (2006)).

Gershon-Cohem ((1965) in: Bronzino, (2006)), introduziu imagens de infravermelho nos Estados Unidos. Usando uma câmera de infravermelho de Barnes, ele apresentou nos 4.000 casos de câncer uma sensibilidade de 94% e uma taxa de falso positivo de 6%.

Spitalier ((1983) in: Bronzino, (2006)), examinou 61.000 mulheres usando termografia por um período de 10 anos. Observou que a termografia detectou 91% dos tumores malignos não palpáveis. Gros e Gautherie (1980), com 85.000 pacientes, mostraram que a sensibilidade da termografia é de 90%.

Em estudo realizado por Nyirfesy, (1986 in: Bronzino, 2006) comparando exame clínico, mamografia e termografia em diagnósticos de câncer de mama, três grupos de pacientes foram usados: 4.716 pacientes com carcinoma confirmado; 3.305 pacientes com tumor benigno e 8.757 pacientes em geral totalizando 16.778 pacientes. Neste estudo os exames clínicos tiveram uma sensibilidade de 75% na detecção de todos os tumores e de 50% em tumores menores de 1 cm. A mamografia teve uma média de 80% de sensibilidade e a termografia teve em média uma sensibilidade de 88% (85% em tumores pequenos menores de 1 cm). Os autores sugeriram que nenhuma das técnicas é suficientemente precisa para ser usada sozinha para a detecção de câncer de mama. Outro estudo realizado em 1986, Usuki também observou uma sensibilidade de 88% da termografia na detecção de câncer de mama.

Em 1984 Thomassin realizou um estudo, onde em 4.000 pacientes diagnosticadas com câncer de mama, ele observou 130 carcinomas com diâmetro de 3 a 5 mm. Dos 130 casos, a termografia detectou a metade dos casos precoces de câncer, enquanto a mamografia identificou apenas 10% dos casos. A precisão do teste é semelhante ou melhor do que os auto-exames (Thomassin, (1984) in: Bronzino, (2006)).

Vários pesquisadores estudaram os efeitos da termografia na detecção de câncer de mama. Segundo Gautherie (1983), existe uma simetria em relação à distribuição de temperatura em mamas normais e esta simetria pode ser observada por longos períodos de tempo. As variações térmicas estão associadas com o ciclo menstrual e uma possível gravidez. Tais mudanças fisiológicas afetam de alguma maneira ambas as mamas. Quando a mama está “doente” esta simetria se perde e começam a ocorrer mudanças nos níveis de temperatura. Em caso de tumores essas mudanças ocorrem, devido à produção excessiva de óxido nítrico (NO) pelas células cancerígenas, sendo este óxido um dos responsáveis por uma nova vascularização (an-

giogênese) próxima a região do tumor e o principal contribuinte para a vasodilatação presente na angiogênese (Thomsen, (1995)). A nova vascularização eleva o fluxo sanguíneo provocando um aumento da temperatura na região do tumor. Em tumores de mama, essa elevação da temperatura local pode ser observada sobre a superfície da mama através da termografia. A diferença na energia de dissipação entre o tecido normal e o canceroso pode ser expressa com o aumento da temperatura local de 2 a 3 °C na superfície da pele onde se localiza o tumor (Harris, (1966) in: Hu, (2004)), pois nessa região a taxa de perfusão sanguínea e a geração de calor metabólico são maiores do que em uma mama normal (Gautherie, (1975) in: Hu, (2004)). A termografia, portanto, está intimamente ligada à perfusão sanguínea dos pacientes, refletindo a dinâmica microcirculatória da superfície da pele do paciente. Representa, portanto um teste fisiológico, enquanto que outras formas de diagnóstico, como mamografia e ultra-som, representam testes anatômicos (Love, 1985).

Gautherie (1980) examinou 147 pacientes com câncer de mama e mediu a temperatura local e a condutividade térmica usando uma sonda termelétrica. Ele usou um modelo baseado na analogia elétrica para investigar a correlação entre parâmetros térmicos e geométricos que apareceram durante troca de calor entre o tumor e o tecido. A taxa de geração de calor metabólico do tumor foi deduzida do mesmo modelo. A diferença da condutividade térmica do tumor e do tecido saudável da mama foi descrito como uma função da taxa de perfusão sanguínea local.

Osman et al. (1988 in: Gore 2003) desenvolveu um modelo matemático tridimensional para calcular a distribuição de temperatura na mama usando o Método de Elementos Finitos. Eles modelaram o tumor como um ponto de fonte de calor com a geração de calor igual a geração de calor metabólico total do tecido neoplásico. A distribuição de temperatura da superfície foi plotada para uma mama com tumor maligno. Porém, a distribuição de temperatura no interior da mama não foi discutida nem comparada com os obtidos por Gautherie (1980).

1.1 MÉTODO NUMÉRICO

Com o desenvolvimento da área de dinâmica dos fluidos computacional (CFD- *Computational Fluid Dynamics*), as ferramentas de CFD têm sido integradas com outras ferramentas numéricas criando um ambiente de trabalho interativo. Praticamente permite se chegar ao projeto final através de simulações computacionais, deixando-se para o laboratório as experiências finais de ajustes e testes de funcionamento. Nos pacotes comerciais de CFD, o Método de Volumes Finitos (MVF) é o mais empregado, devida as suas características conservativas que deixam o método mais robusto. Em escoamentos fluidos é muito importante satisfazer os princípios de conservação no nível discreto, que é característico deste método.

Um grande empenho de pesquisadores está sendo dedicado ao desenvolvimento de métodos numéricos para escoamento de fluidos usando o Método de Volumes Finitos juntamente com malhas não-estruturadas (Maliska, 1995). O uso destas malhas sempre esteve associado ao Método dos Elementos Finitos (MEF), geralmente empregando malhas triangulares quando em duas dimensões. Estas malhas permitem resolver com maior flexibilidade problemas de geometria complexa, na simulação de vários problemas científicos e da engenharia. O Método dos Volumes Finitos é particularmente atraente na solução de equações de conservação sendo bastante flexível quando da implementação adequada à utilização de malhas não-estruturadas, pois garante conservação discreta local e global, permitindo ainda tratar problemas de geometrias complexas e a utilização de técnicas de adaptação de malhas (Maliska, 1995; Lyra et al., 2002).

O Método dos Volumes Finitos pode ser centrado no nó ou vértice, onde as variáveis do problema são definidas para os nós da malha, ou centrados no elemento ou célula, onde as incógnitas são definidas dentro da célula, usualmente no centróide da célula. Porém, as formulações centradas nos nós requerem menor memória e menos cálculos quando estendidas às

malhas tetraédricas tridimensionais, e possuem também uma forte semelhança com uma formulação em elementos finitos por arestas quando elementos triangulares (tetraedros) lineares são usados (Barth, (1992); Peraire et al., (1993) & Sorensen, (2001)).

O uso de malhas não-estruturadas requer o armazenamento de informações topológicas da malha (conectividades), aumentando assim, o uso da memória do computador e o endereçamento indireto para recuperar informação local requerida durante a análise via MVF. Para reduzir o tempo de CPU e a memória requerida, uma estrutura de dados baseada nas arestas é adotada (Lyra et al., 2002).

Para o programa HEATFVM2D desenvolvido no Departamento de Engenharia Mecânica da UFPE e utilizado neste trabalho. O método de solução numérica baseia-se numa formulação de volumes finitos centrada no vértice (ou nó) em malhas não-estruturadas com elementos triangulares. Os volumes de controle são formados pelo método das medianas. O método consiste em ligar os centróides dos triângulos com os pontos médios dos lados destes triângulos a fim de formar o volume de controle em torno de um nó (Maliska, 1995). A integração no tempo é feita utilizando-se uma formulação explícita tipo Euler “Forward”.

O programa comercial FLUENT (www.fluent.com) também faz uso do MFV e a formulação que foi utilizada também foi de volumes finitos centrada no vértice (ou nó) em malhas não-estruturadas.

1.2 OBJETIVOS

Objetivos gerais

O presente trabalho tem como objetivo contribuir na investigação da viabilidade da utilização da termografia como ferramenta auxiliar no diagnóstico de distúrbios mamários em países de clima tropical.

Objetivos específicos

Usar imagens termográficas para fazer uma primeira validação de cálculos de temperaturas de tumores em tecidos mamários. Nos citados cálculos, para aprendizado inicial da análise bidimensional, foi utilizado o programa HEATFVM2D, que usa o Método dos Volumes Finitos em malhas não-estruturadas. As temperaturas foram obtidas numericamente através da solução da Equação da Biotransferência de Calor (BHTE). Em seguida, foi utilizado o FLUENT, um programa de CFD (*Computational Fluids Dynamics*), inicialmente em duas dimensões para se efetuar os mesmos cálculos. O passo seguinte foi usar este mesmo código computacional para executar simulações tridimensionais, considerando-se uma geometria simplificada para a mama.

1.5 ORGANIZAÇÃO DO PRESENTE TRABALHO

Nesta seção descreve-se como está dividido o presente trabalho de dissertação.

O Capítulo 1 mostra alguns fundamentos sobre câncer de mama tais como: conceito, alguns tipos de câncer e exames clínicos. Apresenta a termografia como auxiliar na detecção do câncer de mama e descreve brevemente a metodologia numérica adotada.

No Capítulo 2 é feita a descrição da metodologia de obtenção das imagens termográficas das pacientes do Ambulatório de Mastologia do Hospital das Clínicas da UFPE.

No Capítulo 3 é feita a descrição do modelo físico-matemático utilizado, apresentando a Equação da Biotransferência de Calor e suas características de aplicação. Neste capítulo tam-

bém se faz uma breve explanação sobre os programas computacionais utilizados para a realização deste trabalho.

No Capítulo 4 são discutidos os casos analisados da transferência de calor na mama são efetuadas através de um modelo numérico bidimensional e de um modelo tridimensional simplificado. A modelagem geométrica e a geração da malha. O problema da distribuição de temperatura na mama é descrito apresentando-se os parâmetros físicos e geométricos necessários (propriedades termofísicas, dimensões, condições de contorno, descrição da malha utilizada, etc.) para se efetuar uma simulação mais realista.

No Capítulo 5, apresentam-se os resultados e discussões do problema analisado no Capítulo 4.

O Capítulo 6 traz as conclusões obtidas além de sugestões para trabalhos futuros.

Por fim, apresentam-se as referências bibliográficas.

2. AQUISIÇÃO DAS IMAGENS TERMOGRÁFICAS

2.1 AQUISIÇÃO DE IMAGENS

As imagens termográficas utilizadas no presente trabalho foram obtidas através de uma câmera de infravermelho FLIR S45, adquirida pelo Departamento de Engenharia Mecânica da UFPE através do Edital FINEP 2003 de Laboratórios Multiusuários. As pessoas examinadas são pacientes do Ambulatório de Mastologia do Hospital das Clínicas da UFPE e assinaram um Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE), uma exigência do Ministério da Saúde. O projeto está registrado neste órgão desde 2005 sob o N°279/05. As imagens obtidas estão sendo analisadas visual e quantitativamente através do programa fornecido pelo fabricante da câmera, o *ThermaCAM QuickView*.

Para a realização dos exames termográficos alguns procedimentos devem ser seguidos em relação às condições térmicas da sala de exame, e dos cuidados a serem tomados com as pacientes. Tais procedimentos estão descritos brevemente nos itens a seguir.

2.1.1 As Condições da Sala de Exame

A sala de exame onde será realizada a aquisição das imagens termográficas deve ser grande o suficiente para acomodar o paciente e os técnicos que acompanharão o exame (HealingWell, 1996). Deve ter o espaço necessário para movimentar a câmera em relação ao paciente, a fim de se obter a melhor imagem do objeto de estudo (membros superiores, membros inferiores, tronco, rosto, etc.). A temperatura e umidade devem ser medidas e controladas. Não deve haver mudanças de temperatura da sala durante o exame e não deve haver fluxo de ar direto no paciente. A temperatura deve ser agradável para o paciente, para que este não transpire ou sinta frio durante o exame (HealingWell, 1996), o que pode resultar em erros na interpretação do termograma.

Vários autores têm mencionado temperatura na sala de exame entre 19° e 22° C. Para este estudo, a temperatura foi mantida entre 24° e 27 °C, a qual seria a temperatura de conforto para a nossa região (Araújo, 2006).

2.1.2 Preparação do Paciente

Ao chegar para a realização do exame é solicitado ao paciente que retire toda a roupa que cobre a área de interesse a ser analisada, e que coloque uma bata descartável. O mesmo é então acomodado na sala de exame por 10 minutos, afim que a temperatura de sua pele não se altere com o tempo. O paciente não poderá tocar na área a ser examinada, pois ocorrerá o aquecimento da região, alterando o resultado do exame termográfico. Este procedimento simples é de grande importância para o bom resultado das imagens.

2.2 MÉTODO DE OBTENÇÃO DAS IMAGENS

Existem dois métodos bastante discutidos na literatura para obtenção de imagens térmicas.

O método de obtenção da imagem pode ser tanto estático, detectando qualquer assimetria na temperatura: áreas quentes ou áreas frias, quanto dinâmico, como por exemplo, no diagnóstico da síndrome de Raynaud, onde as mãos são resfriadas por 1 minuto em água a 15°C e a taxa de reaquecimento pode ser mensurada (Herrick, 2004).

- 1- **MÉTODO ESTÁTICO:** São obtidas imagens do paciente logo após aclimatação térmica com a sala de exame. Estas imagens são posteriormente visualizadas no ThermaCam QuickView (programa de visualização, fornecido pelo fabricante da câmera) e analisadas quanto à distribuição da temperatura, forma, e assimetria em relação à respectiva área contralateral.
- 2- **MÉTODO DINÂMICO:** A área a ser examinada é resfriada por aproximadamente 1 minuto. A forma de resfriamento varia de acordo com o exame a ser realizado. Para análise da presença de nódulos da tireóide resfria-se o pescoço. Para analisar as mamas, pode-se resfriar as pontas dos dedos. Várias imagens são então obtidas a partir do resfriamento, com tempo entre imagens de 30 a 60 segundos, durante 10 minutos ou até que seja atingido novo estágio estacionário. Estas imagens são então analisadas quanto à variação de temperatura entre as áreas simétricas durante o reaquecimento espontâneo.

No presente trabalho está sendo usado o método estático que apresenta resultados satisfatórios para análise de tumores de mama simplificando o procedimento e tempo necessário a análise.

2.3 MÉTODO DE ANÁLISE DAS IMAGENS

As imagens obtidas foram analisadas com o ThermaCAM QuickView, programa fornecido pelo fabricante da câmera. Com este aplicativo é possível se observar a mesma imagem através de diversas paletas de cor, assim como alteração no intervalo de temperaturas, para melhorar a visualização em regiões específicas. Essas manipulações não alteram a medida feita. Além disso, é possível verificar a temperatura em qualquer ponto da imagem, através da ferramenta “Flying Spot”. Este programa, porém, apresenta algumas deficiências. Para contorná-las está sendo desenvolvido um aplicativo, usando o LabView, (www.ni.com/labview), onde um dos objetivos é ler automaticamente e editar temperaturas em regiões de interesse, como por exemplo, sobre uma linha ou direto de uma área específica.

2.4 ALGUMAS APLICAÇÕES DAS IMAGENS TERMOGRÁFICAS PARA DIAGNÓSTICOS MÉDICOS

2.4.1 Doenças Vasculares

As informações fornecidas pela termometria cutânea infravermelha são valiosas no diagnóstico das insuficiências vasculares periféricas causadas por arteriosclerose, doenças colagenosas, síndrome de Raynaud, distrofia simpático-reflexa e outras causas. Em algumas condições, as mudanças são bem específicas, tais como oclusão da artéria femoral, cuja causa é

detectável pela análise do perfil térmico, que é alterado, gerado pela circulação colateral ao redor do joelho (Brioschi, 2003). Muitos estudos também demonstram sua grande aplicabilidade na delimitação do nível de amputação de membros isquêmicos muitas vezes causada por diabetes melito.

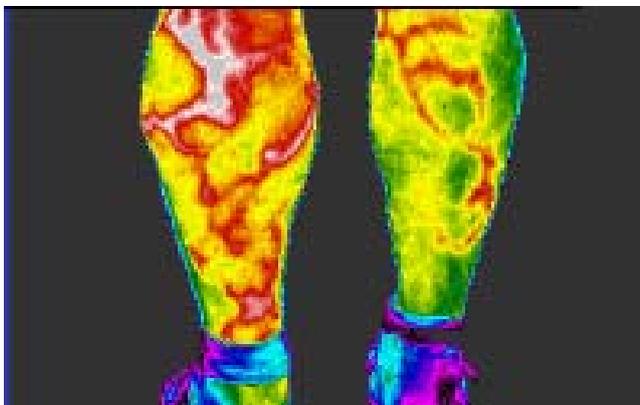


Figura 2.1 – Paciente com problema de vascularização, (Aldeias,2003).

2.4.2 Vascularização da cabeça e do pescoço

Muitos autores são favoráveis à termografia no diagnóstico das estenoses de carótida extracraniana, das enxaquecas e das dores de cabeça. Pacientes que são propensos à arteriosclerose ou à hipertensão intracraniana também são indicados para a termografia. O esfriamento unilateral periocular e supra-orbital, particularmente após a compressão da artéria temporal superficial, é sinal de insuficiência da carótida interna, devendo ser confirmada por angiografia. Neurocirurgiões também admitem que a termografia proporciona uma técnica ideal para acompanhamento de pacientes no pós-operatório, uma vez que é uma forma não-invasiva de exame, e que pode ser repetida tão freqüente quanto for necessário, sem nenhum risco ou desconforto para o paciente (Brioschi, 2003).

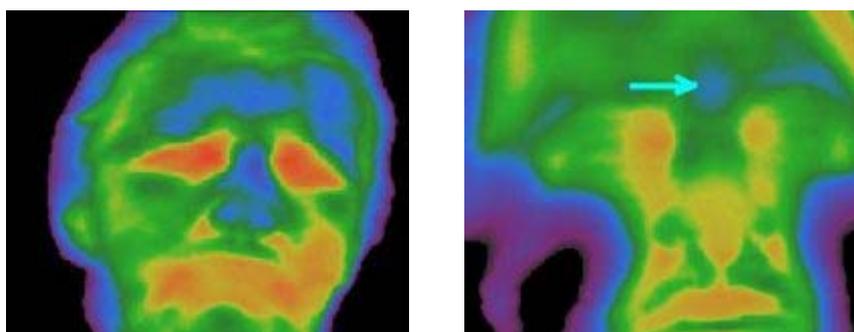


Figura 2.2 – (a) Arteriosclerose e (b) Hipertensão intra craniana, (www.ctnc.com.pt).

2.4.3 Distúrbios de tireóide

Os nódulos na tireóide são inativos no exame de medicina nuclear podendo ser identificados pelo uso da termografia. Eles demonstram um modelo térmico elevado tendo grandes probabilidades de serem malignos (Love, in: Shitzer, (1985)). Para a obtenção da imagem, recomenda-se o uso do método dinâmico. A região do pescoço, onde se localiza a glândula da tireóide, deve ser resfriada com o auxílio de uma bolsa térmica fria, por aproximadamente um

minuto. Após o resfriamento, são obtidas imagens sucessivas da região de interesse, para observar seu reaquecimento. Um aumento assimétrico na temperatura durante este processo pode indicar a presença de nódulos na tireóide.

A Figura 2.3 apresenta os termogramas de uma jovem mulher com histórico médico de nódulos de tireóide. Foi realizado o resfriamento do pescoço com auxílio de uma bolsa térmica de gel. As imagens foram obtidas após aclimatação térmica do paciente à sala de exame. As imagens (b), (c) e (d) demonstram um reaquecimento desigual entre áreas simétricas, possível indicativo da presença de nódulos.

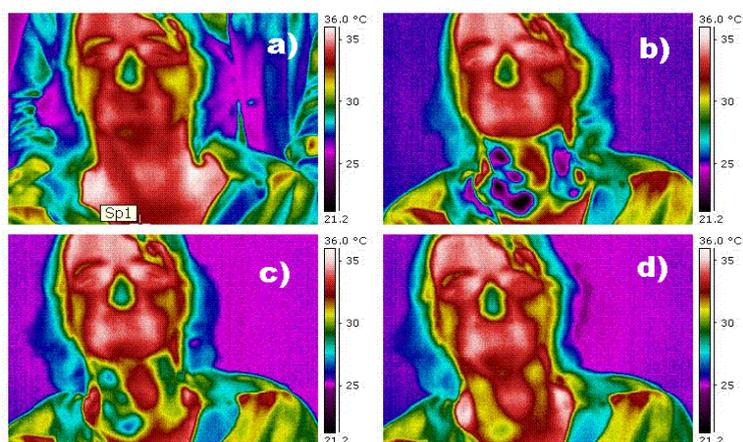


Figura 2.3 – Termogramas da tireóide. a) antes do resfriamento; b) imediatamente após o resfriamento; c) 1 min. após o resfriamento; d) 3,5 min. após o resfriamento.

2.4.4 Nódulos Mamários

Tumores necessitam de um fluxo constante de nutrientes para se desenvolverem. Para este fim, suas células produzem substâncias responsáveis pela angiogênese ao redor do tumor. Estes novos vasos elevam o fluxo de sangue naquela região, causando assim um aumento da temperatura no local. Em tumores de mama, esse aumento na temperatura local pode ser observado sobre a superfície da mama através da termografia. Como a formação dos novos vasos ocorre antes do aparecimento dos nódulos, a termografia pode ter um papel importante no diagnóstico precoce desse tipo de câncer.

Vários autores mencionam um procedimento de resfriamento através de resposta neurológica: ao mergulhar a mão do paciente em água gelada, o sistema nervoso força a vasoconstrição periférica. Por não possuírem ligações nervosas, os vasos criados pelo tumor não são afetados pela vasoconstrição periférica, mantendo o fluxo sanguíneo elevado. Ou seja, tecido normal apresentará temperatura bem menor que o tumor, no termograma. Este procedimento também pode ser adotado para se obter uma melhoria nas imagens obtidas. No projeto em andamento como mencionado na Seção 2.2 esse procedimento não é realizado.

São geralmente obtidas imagens de cada mama separadamente, imagens frontais e laterais, e de ambas as mamas, com os braços levantados e abaixados, conforme orientação dos médicos envolvidos no projeto.

A Figura 2.4 mostra termogramas de duas pacientes: uma jovem e outra paciente portadora de carcinoma de Paget. Os dois exemplos mostram a importância da termografia para detecção de câncer de mama, onde a mamografia não pode rastrear o tumor, o primeiro por se tratar de uma paciente jovem com a mama mais densa e o segundo, um carcinoma de Paget que geralmente não forma uma massa palpável, porém apresenta uma acentuada assimetria na vascularização das mamas.

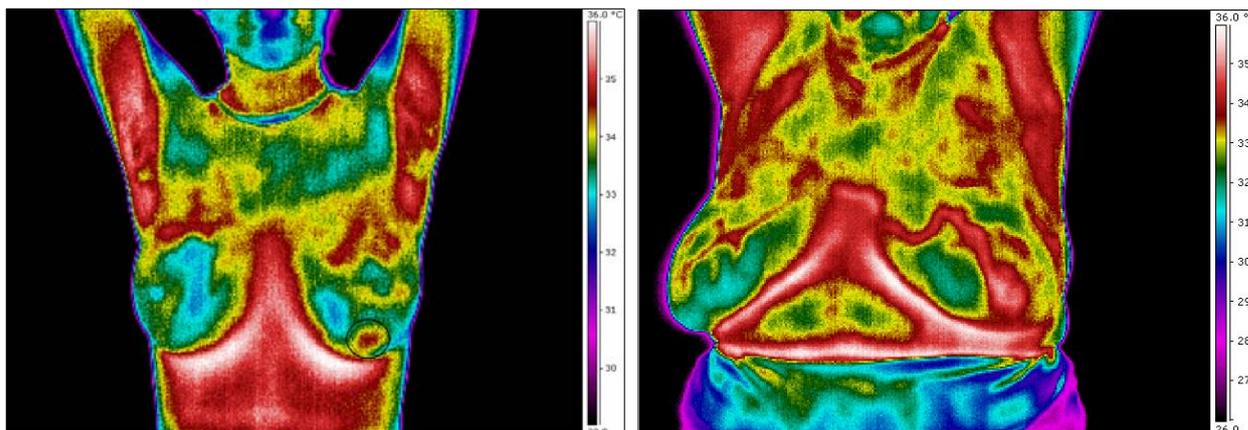


Figura 2.4 – (a) Imagem por infravermelho de paciente jovem. A região marcada como círculo representa um tumor benigno (fibroadenoma). (b) Paciente com acentuada assimetria na vascularização das mamas (carcinoma de Paget).

A paciente da Figura 2.4 (a) por ser bastante jovem, ainda não é recomendada para mamografia. Apresenta um fibroadenoma pericanalicular na mama esquerda, já confirmado por biópsia efetuada após a cirurgia. A Figura 2.4 (b) mostra uma grande alteração da vascularização da mama esquerda de uma paciente de meia idade. Não há formação visível de tumor, mas o exame clínico constatou a destruição do mamilo, decorrente do carcinoma de Paget, e que foi confirmado por biópsia.

2.5 OUTRAS APLICAÇÕES MÉDICAS DA TERMOGRAFIA

Na Figura 2.5 podem ser visualizados alguns termogramas de pacientes que foram usadas para diagnosticar precocemente várias patologias.

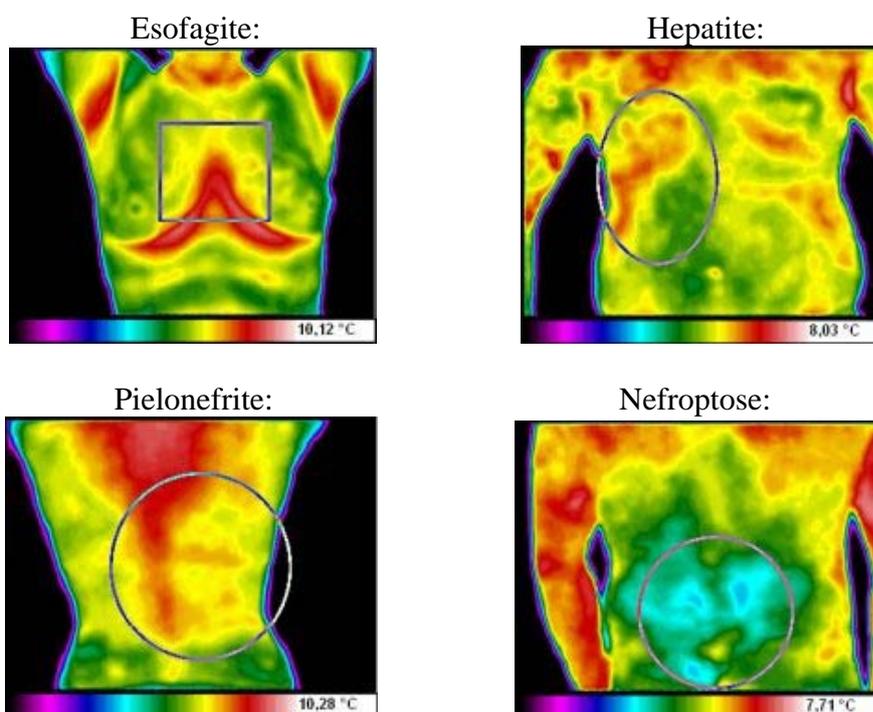


Figura 2.5 – Termogramas de pacientes nas quais foram diagnosticadas algumas patologias, (www.ctnc.com.pt).

Segundo o Centro de Terapias Não Convencionais (www.ctnc.com.pt), algumas outras patologias tais como prostatite, câncer de testículos, tromboflebite, sinusite, otite, miomas, artrose, são exemplos bem sucedidos do uso de imagens térmicas para auxílio de diagnóstico.

2.6 IMAGEM DE ESTUDO – PACIENTE 1

A imagem escolhida foi de uma paciente de 42 anos do Hospital das Clínicas de Pernambuco, portadora de um tumor maligno na mama esquerda, confirmado posteriormente por biópsia. A seguir estão algumas imagens obtidas da paciente. A Figura 2.6 é um termograma com visão frontal da paciente, esta imagem é a preferida pelos médicos, pois eles podem fazer uma comparação entre as mamas, observando a contralateralidade. Na Figura 2.7 e 2.8 temos imagens termográficas frontais da mama direita e mama esquerda respectivamente.

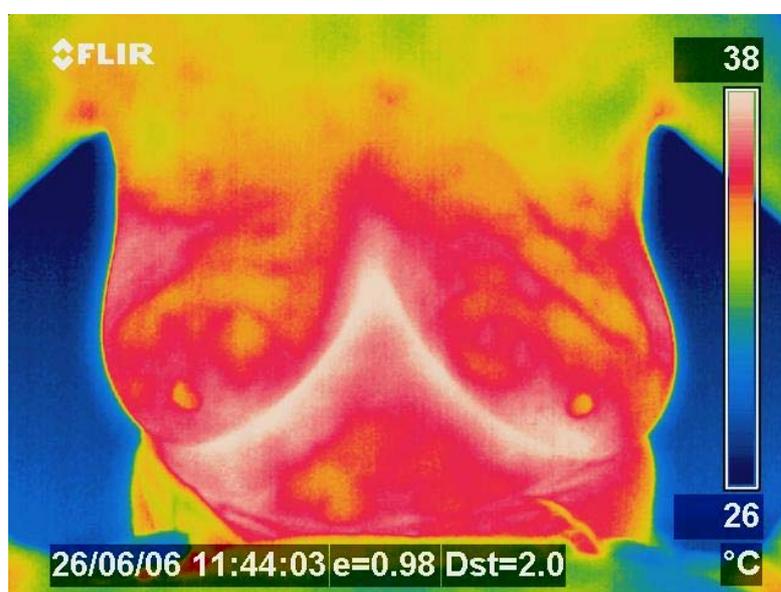


Figura 2.6 – Termograma da Paciente 1 com visão frontal.

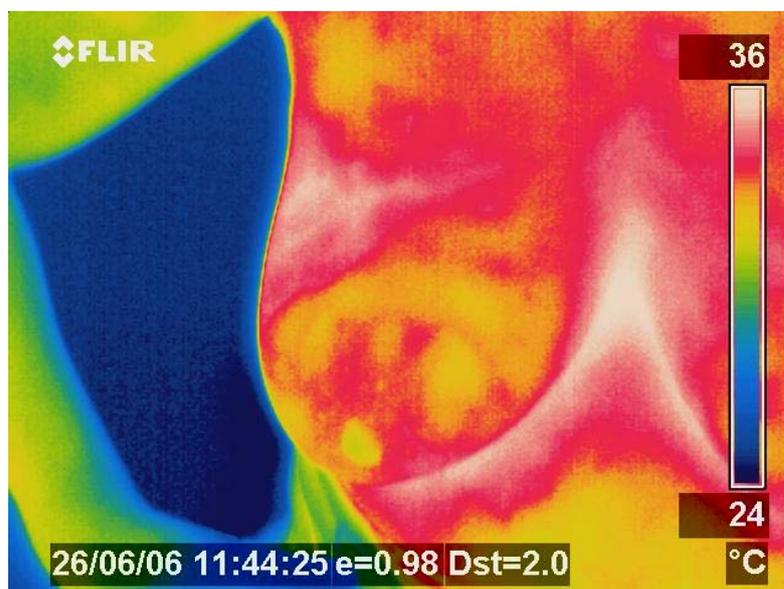


Figura 2.7 – Imagem termográfica da mama direita da Paciente 1, (visão frontal).

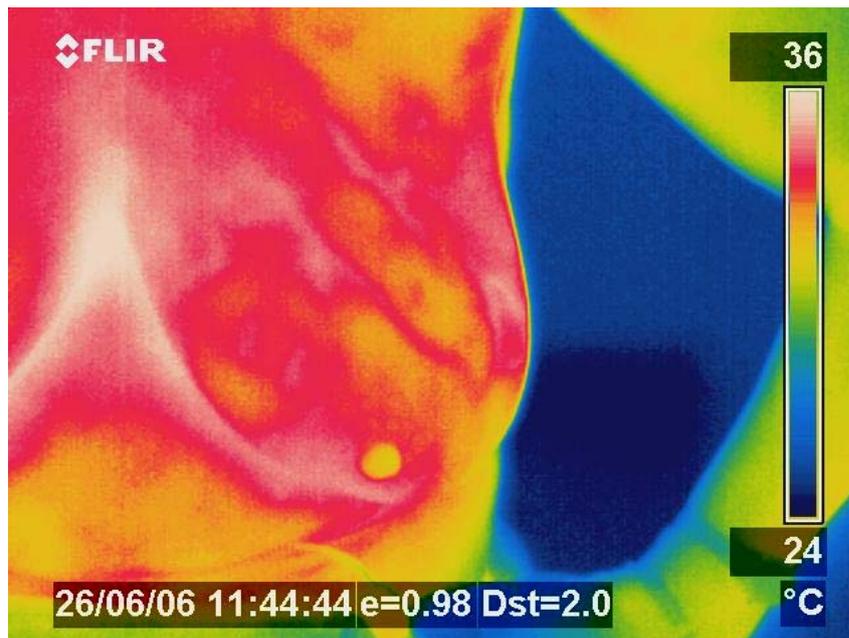


Figura 2.8 – Termografia da mama esquerda da Paciente 1, (visão frontal)

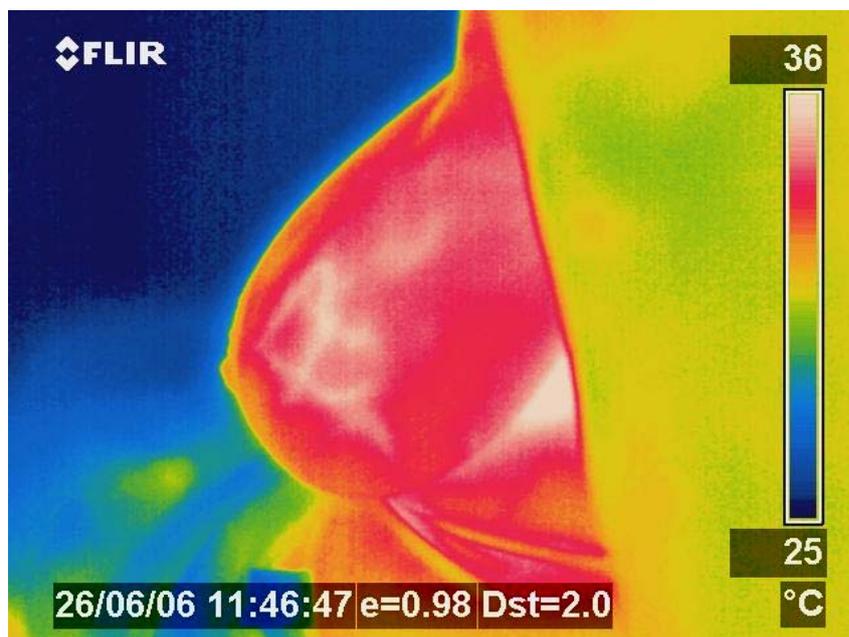


Figura 2.9 – Termograma da Paciente 1 com uma alteração significativa na temperatura da mama esquerda, (visão lateral externa).

A imagem da Figura 2.9, será tomada como base para algumas simulações computacionais desenvolvidas no presente trabalho. Um dos critérios de escolha foi o fato de a visão lateral da mama ter uma clara definição da região mais quente, indicativa da presença de um tumor. Outro foi que a biópsia desta paciente fornecia dados dos fragmentos retirados que permitiram uma estimativa mais razoável de tamanho do tumor.

2.7 IMAGEM DE ESTUDO – PACIENTE 2

Para segunda simulação foram escolhidas duas imagens de uma paciente de 55 anos do Hospital das Clínicas de Pernambuco, diagnosticada com tumor benigno em ambas as mamas, confirmado por exame clínico, ultra-sonografia, mamografia e biópsia. A seguir estão algumas imagens obtidas da paciente. A Figura 2.10 é um termograma com visão frontal da paciente. Na Figura 2.11 e 2.12 temos imagens termográficas frontais da mama direita e mama esquerda respectivamente.

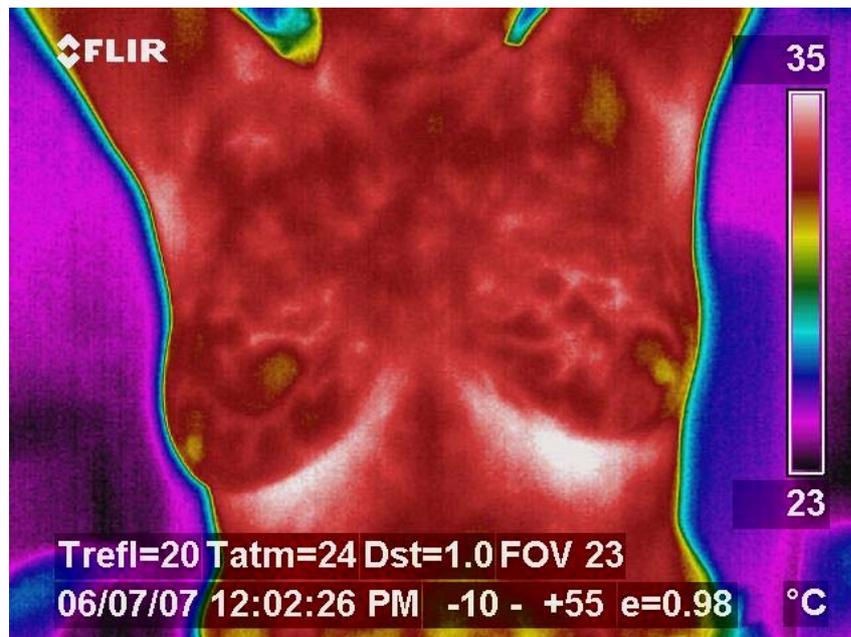


Figura 2.10 – Termograma da Paciente 2 com visão frontal.

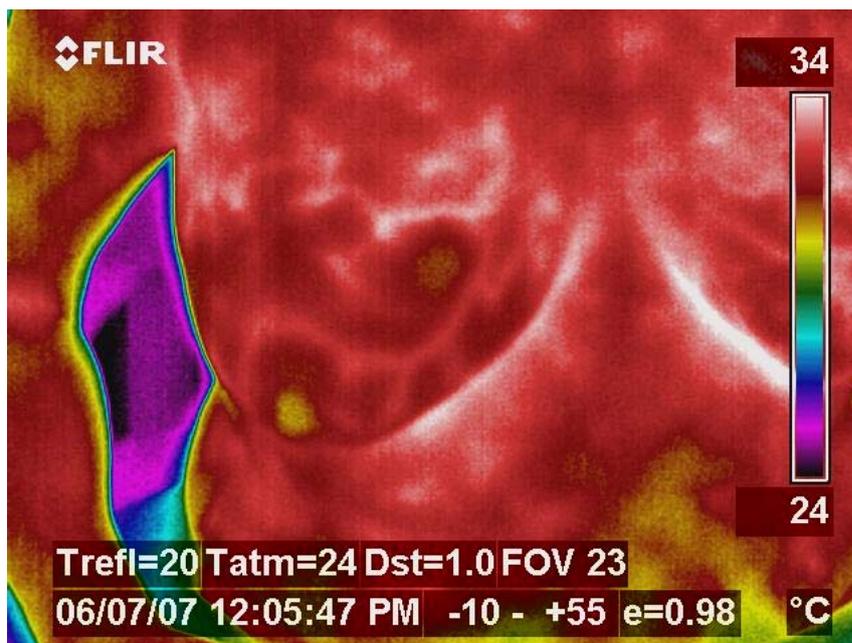


Figura 2.11 – Termograma da mama direita da Paciente 2 com visão frontal.

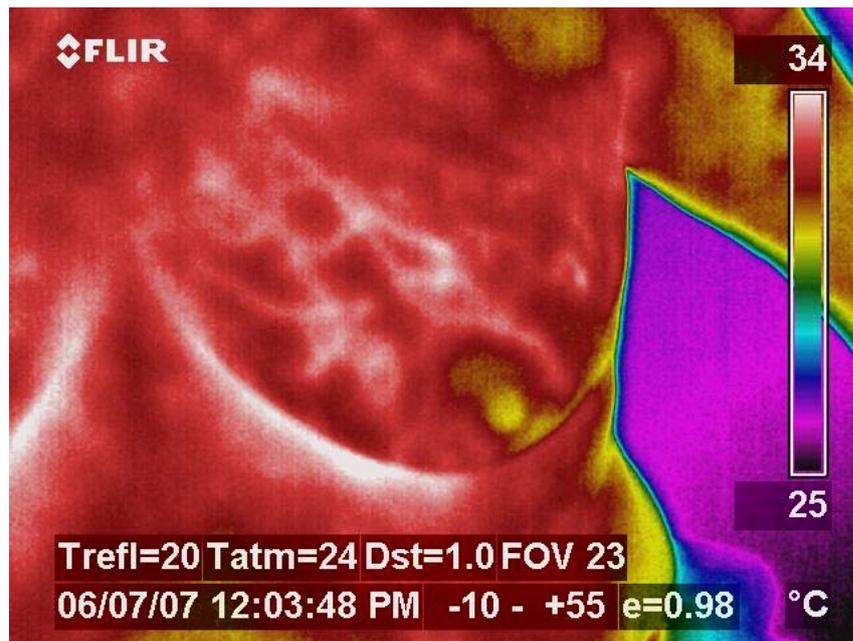


Figura 2.12 – Termografia da mama esquerda da Paciente 2 (visão frontal).

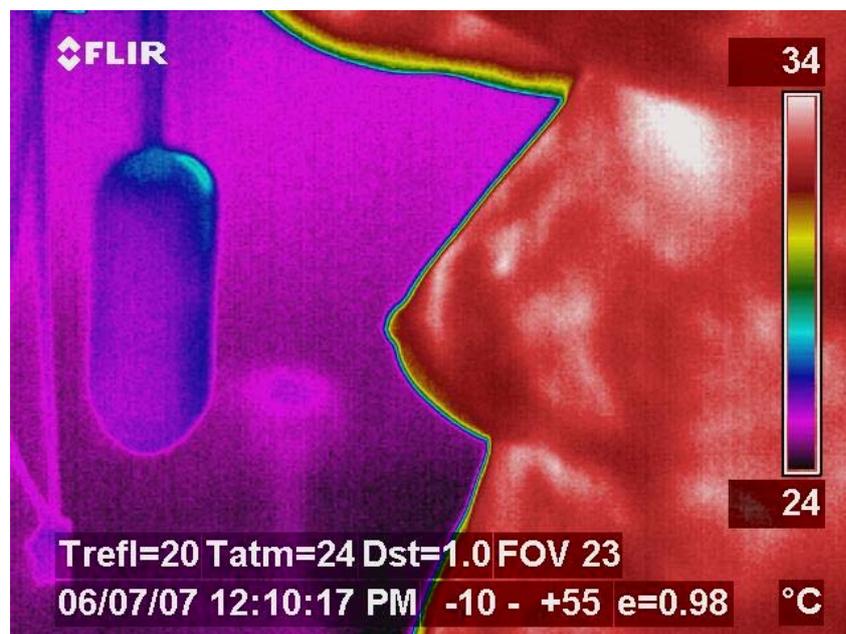


Figura 2.13 – Imagem termográfica da mama esquerda da Paciente 2 (visão lateral externa).

As imagens (Figuras 2.11 e 2.13) serão tomadas como base para algumas simulações computacionais desenvolvidas no presente trabalho.

3. SIMULAÇÃO COMPUTACIONAL

3.1 INTRODUÇÃO

Até o início da década de 70, para a solução numérica de equações diferenciais, tinha-se o Método das Diferenças Finitas (MDF) com grande experiência na área de fluidos, mas sem habilidades para tratar geometria complexas; e o Método dos Elementos Finitos (MEF), hábil no tratamento da geometria, mas sem ferramentas para tratar os termos convectivos presentes nas equações do movimento (Maliska, 1995). Este e outros problemas similares motivaram pesquisas para o aparecimento do Método dos Volumes Finitos (MVF). A aproximação numérica de uma equação diferencial pelo Método dos Volumes Finitos é feita através da integração desta equação sobre os volumes de controle da malha utilizada para discretizar o domínio do problema. Desta maneira obtém-se uma equação aproximada para cada volume. O conjunto destas equações forma um sistema de equações linearizadas, o qual deve ser resolvido para solucionar o problema de interesse.

Neste capítulo, serão brevemente descritas a Equação da Biotransferência de Calor, a formulação numérica e os códigos computacionais empregados neste trabalho.

3.2 EQUAÇÃO DA BIOTRANSFERÊNCIA DE CALOR

A primeira relação quantitativa que descreveu a transferência de calor em tecidos humanos e incluiu os efeitos do fluxo sanguíneo na temperatura do tecido em uma base contínua foi apresentado por Harry H. Pennes (Charny, 1992). Esta é a representação da distribuição temporal e espacial da temperatura em sistemas vivos e é chamada de “*Bioheat Transfer Equation*”, ou pode ser referida como a Equação da Biotransferência de Calor “*Tradicional*” ou “*Clássica*” ou de “*Pennes*”.

Esta equação é obtida do balanço total de energia considerando-se o armazenamento, a taxa de energia interna, a condução de calor, a convecção do meio, e a geração local de calor, e na qual foram desprezados efeitos químicos, físicos, nucleares e elétricos. O campo de temperaturas é obtido para um meio biológico homogêneo, sólido e linear com propriedades térmicas isotrópicas. O balanço de energia assume que o fluxo sanguíneo dentro do tecido é não-direcional para o nível capilar, isto é, os capilares são assumidos como orientados com respeito às suas conexões arteriolar e venular. É suposto também que a troca de calor convectiva ocorre apenas no sistema capilar (Bowman, 1985).

A Equação da Biotransferência de Calor (BHTE - “*Bioheat Transfer Equation*”), mostrada a seguir, é uma equação de condução de calor, com um termo específico de geração de calor devida à perfusão sanguínea, Q_p .

$$\rho c \frac{\partial T}{\partial t} = k_t \nabla^2 T + Q_p + Q_m + Q_e \quad (3.1)$$

onde:

- k_t = condutividade térmica do tecido;
- ρ = massa específica do tecido;

- c = calor específico do tecido;
 T = temperatura;
 t = tempo;
 Q_m = taxa volumétrica de geração de calor metabólico;
 Q_p = fonte de calor devido à perfusão sanguínea;
 Q_e = fonte externa de calor no domínio.

A fonte externa de calor Q_e pode ser devida a qualquer meio de aquecimento, como sementes ferromagnéticas e radiação eletromagnética, incluindo radiofrequência, microondas, ultra-som e laser. A fonte de calor devida à perfusão é dada por Q_p , e representa um sumidouro de calor devido à remoção convectiva de calor efetuada pelo sangue através da vascularização capilar presente nos tecidos vivos. O termo é representado por (Diller, 1982):

$$Q_p = \omega \rho_s c_s (T_a - T_v) \quad (3.2)$$

onde:

- ω = taxa volumétrica de perfusão sanguínea;
 ρ_s = massa específica do sangue;
 c_s = calor específico do sangue;
 T_a = temperatura do sangue arterial entrando no tecido;
 T_v = temperatura do sangue venoso deixando o tecido.

Normalmente se supõe que a temperatura do sangue que entra na região capilar é igual à temperatura do sangue arterial ($T_s = T_a$), e que a temperatura do sangue que a deixa é a temperatura do sangue venoso, T_v , e que pode ser considerada igual à temperatura local (T) do tecido. A velocidade do sangue nos vasos capilares é muito pequena, com um número de Peclet (que expressa a razão entre a transferência de calor por convecção e a transferência de calor por condução) muito menor que a unidade. Este fato justifica a consideração de que a temperatura do sangue venoso saindo do tecido seja igual à temperatura desse (Charny, 1992). Logo Q_p se torna:

$$Q_p = \omega \rho_s c_s (T_a - T) \quad (3.3)$$

Geralmente, a taxa de perfusão, sendo esta um fator primordial no transporte local de calor, não pode ser medida diretamente (Charny, 1992), havendo uma grande dificuldade em se obter valores reais, para os diversos tipos de tecidos. Mas os valores das taxas de perfusão do tumor maligno e do fibroadenoma utilizados neste trabalho, foram medidas diretamente através de ressonância magnética em pacientes com lesões malignas e benignas na mama, e foram medidas usando-se uma imagem de ressonância magnética de alta resolução (DCE-MRI), (Furman-Haran et. al, 2005).

O presente trabalho pretende simular a distribuição de calor em uma mama com um tumor. Para fazer uma simulação realista através da Equação da Biotransferência de Calor faz-se necessário conhecer as propriedades térmicas e parâmetros físicos dos tecidos analisados. A grande dificuldade consiste na obtenção destes parâmetros termofísicos, para o tecido da mama (adiposo), e em especial, para os tumores, pois, os valores são diferentes para cada pessoa e para cada tipo de tumor, que será visto com mais detalhe no Capítulo 4.

A Equação da Biotransferência de Calor de Pennes (BHTE), (Eq. (3.1)) pode ser escrita em coordenadas cartesianas:

$$\rho c \frac{\partial T}{\partial t} = \frac{\partial}{\partial x} \left(k_x \frac{\partial T}{\partial x} \right) + \frac{\partial}{\partial y} \left(k_y \frac{\partial T}{\partial y} \right) + \frac{\partial}{\partial z} \left(k_z \frac{\partial T}{\partial z} \right) + Q_p + Q_m + Q_e \quad (3.4)$$

Ou ainda de uma forma mais adequada em termos de fluxo, para a descrição da formulação do Método dos Volumes Finitos, como:

$$\rho c \frac{\partial T}{\partial t} = - \frac{\partial q_j}{\partial x_j} + Q \quad \text{em } \Omega \times T \quad (3.5)$$

onde, ρ é a massa específica, c é o calor específico, T é a temperatura, q_j é o fluxo de calor, dado pela Lei de Fourier, na direção x_j e Q representa os termos de fonte ou sumidouro de calor. O domínio espacial do problema é representado por Ω , sendo x_j a variável espacial independente e j variando de um ao número de dimensões espaciais. $T = [t^i, t^f]$ representa o intervalo de tempo de integração, com t^i o tempo inicial e t^f o tempo final.

A relação constitutiva entre o fluxo de calor condutivo e o gradiente de temperatura é dada pela Lei de Fourier,

$$q_j = -k_j \frac{\partial T}{\partial x_j} \quad (3.6)$$

onde k_j é a condutividade térmica na direção x_j . Por simplicidade, o meio é considerado ortotrópico com ρ, c, k_j constantes e a Eq. (3.5) representa uma equação diferencial parcial linear de segunda ordem, parabólica e não-homogênea.

A Eq. (3.5) representa um problema que está sujeito a condições iniciais e de contorno. As condições de contorno de interesse podem ser de diferentes tipos:

- a) Condição de contorno de Dirichlet, que representa uma temperatura prescrita \bar{T} sobre uma porção do contorno Γ_D :

$$T = \bar{T} \quad \text{em } \Gamma_D \times T \quad (3.7)$$

- b) Condição de contorno de Neumann, um fluxo de calor normal prescrito \bar{q}_n sobre Γ_N :

$$-q_j n_j = \bar{q}_n \quad \text{em } \Gamma_N \times T \quad (3.8)$$

onde n_j são os cossenos diretores da normal externa ao domínio.

- c) Condição de contorno de Cauchy ou Robin sobre Γ_C , condição de contorno mista:

$$-q_j n_j = \bar{q}_n + \alpha_\Gamma (T - T_a) \quad \text{em } \Gamma_C \times T \quad (3.9)$$

onde α_Γ é o coeficiente de transferência de calor e T_a é a temperatura média do fluido.

Finalmente, uma distribuição inicial da temperatura \bar{T}^i é conhecida para um estágio de tempo inicial t^i , e a condição inicial é expressa por:

$$T = \bar{T}^i \quad \text{em } \Omega \quad \text{e } t = t^i \quad (3.10)$$

As Equações (3.5) a (3.10) descrevem completamente o modelo matemático proposto, o qual governa a condução de calor em um meio não-estacionário.

3.3 CÓDIGOS COMPUTACIONAIS EMPREGADOS

Os códigos disponíveis no mercado são extremamente poderosos, eles simulam transferência de calor e massa e os mais variados tipos de escoamento. Entre eles podemos citar o FLUENT, FLOW3T, PHOENICS, CFX, todos baseados no Método de Volumes Finitos (Sérgio, 2005). Muitos destes programas apresentam soluções completas, que incluem desde sistemas de definição da geometria e de geração de malhas até diferentes modelos de turbulência e ferramentas de visualização científica. Existem também códigos baseados no Método dos Elementos Finitos, como por exemplo, FIDAP, e no Método das Diferenças Finitas (MDF).

Para a realização das simulações deste trabalho foram utilizados os programas computacionais: HEATFVM2D, desenvolvido pelo grupo de pesquisa do Departamento de Engenharia Mecânica, (Lyra et al. (2004); Lima et al. (2002)) em linguagem FORTRAN e FLUENT.

3.3.1 Programa HEATFVM2D

Essa metodologia foi desenvolvida pelo grupo de pesquisa e está extensamente descrita em Lyra et al. (2004); Lima et al. (2002).

Uma vez conhecido os pontos que descrevem a geometria do domínio, o gerador de malhas desenvolvido por Carvalho (2001) é capaz de aproximar por splines cúbicas e gerar malhas não-estruturadas triangulares, quadrilaterais e mistas (compostas de triângulos e quadriláteros), sobre qualquer domínio plano. Esse sistema de geração de malhas permite a definição de múltiplos subdomínios e o tratamento de malhas anisotrópicas (com elementos alongados numa direção), além de possibilitar a redefinição local ou global de malhas num dado domínio, objetivando a adaptação automática das malhas utilizadas numa simulação numérica.

No estudo de problemas envolvendo materiais com diferentes propriedades em diferentes porções do domínio, como no caso que envolve múltiplos tecidos, se faz necessária a construção de malhas adequadas para cada parte deste domínio. O gerador (GERAMIX) utilizado possui esta flexibilidade incorporada ao mesmo, através da definição de múltiplos subdomínios e da triangularização independente de cada um deles, mantendo-se a consistência entre as malhas nas interfaces entre os diferentes subdomínios, (Guimarães, 2003).

Em seguida, é realizado um pré-processamento dos dados da malha, que consiste em converter a estrutura de dados por elementos fornecidos pelo gerador, em uma estrutura de dados por arestas a ser utilizada pelo programa de análise do Método dos Volumes Finitos. Esta conversão é feita através da construção de um vetor onde estão listadas todas as arestas da malha, exceto as pertencentes à interface entre duas regiões com materiais distintos, outro vetor com as arestas do contorno e um com as arestas de interface entre regiões, com suas respectivas conectividades. São calculados os coeficientes geométricos do MVF por aresta. As fontes, propriedades dos materiais, condições iniciais e de contorno que inicialmente estão

associadas à geometria são agora associadas a cada entidade topológica da malha, (Lyra et al., (2004) in: Silva, (2004)).

As informações sobre os coeficientes geométricos do MVF por aresta e coordenadas nodais, oriundos do pré-processador, são os dados de entrada para o programa HEATFVM2D, juntamente com um arquivo de dados sobre o problema analisado. Este arquivo de dados fornece as propriedades termofísicas de cada região do domínio como: massa específica, calor específico, condutividade térmica e taxa de perfusão sanguínea, condição inicial, condições de contorno e taxa de geração de calor metabólico. Fornecem também os dados necessários ao processamento: número de iterações, tempo de análise e tolerância para atingir o regime estacionário. O HEATFVM2D tem como saída arquivos contendo o histórico dos valores de temperatura e componentes de fluxo para cada nó da malha, e a visualização da imagem é feita com o auxílio do programa computacional de visualização MTOOL desenvolvido pelo TeC-Graf/PUC-Rio e cedido pelo CENPES/Petrobrás ao Grupo de Mecânica Computacional do DEMEC/UFPE, (Lyra et al., (2004) in: Silva, (2004)).

3.3.1.1 Formulação dos Volumes Finitos

A seguir, apresenta-se a obtenção das equações discretas usando o Método dos Volumes Finitos para resolver problemas de condução de calor utilizando-se uma formação com volumes de controle do tipo “*median dual*” e uma estrutura de dados por aresta (Lyra et al., 2002; Lyra et al., 2004). Esta formulação é muito flexível e eficiente, sendo capaz de lidar com qualquer tipo de malha não-estruturada sem fazer qualquer distinção. Por exemplo, modelos bidimensionais de malhas triangulares, quadrilaterais ou mistas, podem ser usadas, e o mesmo acontece com modelos tridimensionais, onde malhas tetraédricas, hexaédricas, piramidais, prismáticas, e mistas podem ser utilizadas. A discretização dos volumes finitos será descrita para um problema de potencial transiente sujeito a diferentes tipos de condições de contorno (Dirichlet, Neumann, and Cauchy) e para algumas fontes térmicas não-convencionais, considerando também problemas envolvendo múltiplos materiais, (Guimarães, 2003).

A Eq. (3.5) é integrada em torno de um volume controle arbitrário, com o contorno, Γ , fechado.

$$\int_{\Omega} \rho c \frac{\partial T}{\partial t} d\Omega = - \int_{\Omega} \frac{\partial q_j}{\partial x_j} d\Omega + \int_{\Omega} Q d\Omega \quad (3.11)$$

Aplicando o teorema da divergência no primeiro termo do lado direito da equação, tem-se que:

$$\int_{\Omega} \rho c \frac{\partial T}{\partial t} d\Omega = - \int_{\Gamma} q_j n_j d\Gamma + \int_{\Omega} Q d\Omega \quad (3.12)$$

Para obter a formulação numérica, via MVF, da Eq. (3.11), procede-se inicialmente a discretização do domínio computacional que é feita por meio de uma malha não-estruturada. As integrais sobre o volume na Eq. (3.11) são calculadas para cada volume de controle associado ao nó I da malha. A integral de contorno presente na mesma equação é calculada sobre o contorno do volume de controle associado ao nó I , usando uma representação da malha por arestas. Após considerar estas aproximações (Lyra et al., 2002; Guimarães, 2003), a formulação semidiscreta da Eq. (3.11) pode ser convenientemente expressa como:

$$\rho c \frac{d\hat{T}_I}{dt} V_I = - \left(\sum_L C_{IJ_L}^j q_{IJ_L}^{j(\Omega^*)} + \sum_L D_{IJ_L}^j q_{IJ_L}^{j(\Gamma)} + \sum_{k=1}^2 \sum_L C_{IJ_L}^{j(R_k)} q_{IJ_L}^{j(\Gamma_k^*)} \right) + Q_I V_I \quad (3.13)$$

O primeiro termo do lado direito da equação quantifica o fluxo que atravessa as interfaces do volume de controle associado ao nó I . O segundo termo quantifica o fluxo através das arestas do contorno, e o terceiro termo, quantifica o fluxo através das interfaces entre materiais diferentes. Os termos $q_{IJ_L}^{j(\Omega^*)}$, $q_{IJ_L}^{j(\Gamma)}$ e $q_{IJ_L}^{j(\Gamma_k^*)}$ representam, respectivamente, os fluxos nas arestas do domínio e contorno externo, no contorno e nas interfaces entre materiais. R_k representam as regiões com diferentes materiais que concorrem na aresta em análise.

Neste modelo bidimensional, o volume nodal é calculado por $V_I = A_I E_I$, onde E_I é a espessura do domínio para o ponto I , e A_I é a área do volume de controle. Nas análises bidimensionais efetuadas, a espessura do domínio foi considerada unitária e os coeficientes geométricos $C_{IJ_L}^j$ e $D_{IJ_L}^j$ são definidos por:

$$C_{IJ_L}^j = \sum_k A_K n_K^j \quad e \quad D_{IJ_L}^j = A_L n_L^j \quad (3.14)$$

onde, $A_K = L_K E_K$, com L_K é o comprimento de cada interface K associada à aresta IJ_L , $A_L = L_L E_L$, onde L_L é a metade do comprimento da aresta de contorno em consideração e E_L e E_k são unitários.

A forma semidiscreta do problema de transferência de calor transiente dado pela Eq. (3.13), representa um sistema acoplado de equações diferenciais ordinárias de primeira ordem, que pode ser reescrito em uma notação compacta matricial, como:

$$\mathbf{M} \frac{\partial \mathbf{T}}{\partial t} + \mathbf{K} \mathbf{T} = \mathbf{R} \quad (3.15)$$

onde, \mathbf{M} e \mathbf{K} representam, respectivamente, a matriz (diagonal) de capacidade calorífica e a matriz de condutividade térmica. O vetor \mathbf{R} é formado por termos independentes, que surgem das fontes térmicas e condições de contorno, e \mathbf{T} é o vetor das temperaturas nodais. Para integração no tempo, foi adotado o esquema explícito de avanço no tempo (“Euler forward”).

3.3.2 FLUENT

Para as simulações no FLUENT foram utilizados os seguintes aplicativos da FLUENT Inc. (licença universitária), FLUENT 6.2.16 e GAMBIT 2.2.30.

O GAMBIT é um pré-processador específico para a construção de geometrias, geração de malhas e determinação de condições de contorno e condições físicas dos modelos simulados. Permite criação de geometrias bidimensionais e tridimensionais. O GAMBIT pode gerar malhas estruturadas e não-estruturadas formadas por triângulos, quadriláteros, tetraedros, hexaedros, pirâmides, prismas ou mistas, além de permitir uma análise da qualidade da malha gerada. As condições de contorno e as características físicas das regiões que compõem o modelo, podem ser determinadas diretamente através deste aplicativo, agilizando o processo de simulação.

O FLUENT é um programa computacional para modelagem de escoamentos de fluidos, transferência de calor e massa, misturas e reações químicas, combustão, projetos aerodinâmicos etc., em geometrias simples e complexas. Ele usa o Método dos Volumes Finitos

para integrar as equações governantes, obtendo sistemas de equações algébricas, que podem ser resolvidos numericamente. O sistema linear de equações é resolvido, quando adotado o algoritmo de solução segregada, pelo método ponto a ponto de Gauss-Seidel em conjunto com um método *multigrid* algébrico (FLUENT, 2005). O método *multigrid* é utilizado em conjunto com métodos iterativos ponto a ponto, pois estes não possuem boas taxas de convergência, quando malhas refinadas são utilizadas. Os erros de baixa frequência não conseguem ser eliminados pelo algoritmo com boa taxa de convergência.

A anisotropia dos coeficientes é uma das razões que indica a necessidade de algum tipo de aceleração nos métodos iterativos tipo Gauss-Seidel, pois este método é eficiente apenas na redução dos erros de alta frequência, ou seja, aqueles com comprimento de onda da ordem do tamanho da malha (Maliska, (2004) in: Silva, (2006)).

Apesar de o FLUENT não poder gerar a malha empregada na simulação, sendo esta lida por ele, todas as outras operações são realizadas dentro dele. Entre elas, definir as propriedades dos materiais, determinar ou alterar as condições de contorno, executar o cálculo numérico, alterar o refinamento da malha, ver e pós-processar os resultados. O programa tem uma flexibilidade com relação às malhas empregadas, podendo os problemas serem resolvidos com vários tipos de malhas, estruturadas ou não. Os tipos de malhas suportadas incluem malhas bidimensionais formadas por triângulos ou quadriláteros, e aquelas tridimensionais formadas por tetraedros, hexaedros, pirâmides ou prismas, e mistas (híbridas). O FLUENT apresenta um recurso muito útil para uma melhor visualização dos resultados que é a possibilidade de criar superfícies como, por exemplo, a criação de pontos para monitorar algum valor da variável ou função em uma particular localização do domínio, de retas para conseguir visualizar o perfil da variável ao longo desta reta, e a criação de superfícies planas. Neste recurso, além de se criar superfícies é possível mostrar locais onde há valores constantes para uma variável específica no domínio. Quando é necessário se mostrar uma área específica do domínio e não o domínio todo, pode-se selecionar dois valores da variável (mínimo e máximo), assim criando uma nova superfície na qual se poderá ter uma melhor visualização dos resultados, (FLUENT, 2005).

A flexibilidade do programa comercial FLUENT, permite que ele seja empregado, por exemplo, na simulação dos seguintes tipos de problema:

- escoamentos compressíveis e incompressíveis;
- escoamentos em regime permanente ou transiente;
- escoamentos de fluidos newtonianos e não-newtonianos;
- escoamentos através de meios porosos;
- escoamentos com mudança de fase;
- escoamentos com a presença de dois fluidos, incluindo cavitação;
- escoamentos sobre superfícies livres com formas complexas;
- transferência de calor por condução/convecção acoplada;
- transferência convectiva de calor, incluindo convecção forçada ou natural;
- transferência de calor por radiação;
- Modelos com estrutura de referência inercial (estacionária) ou não-inercial (rotacional);
- Modelos com múltiplas estruturas de referência móveis;
- Mistura e reação de espécies químicas, e modelos de reação de deposição em superfícies;
- Modelos de combustão;
- Modelos com fontes volumétricas arbitrarias de calor, massa, quantidade de movimento, turbulência e espécies químicas;
- Cálculo da trajetória lagrangiana de partículas/gotas/bolhas discretas, dispersas em um meio contínuo.

Além dos aplicativos mostrados o pacote do FLUENT traz os seguintes produtos:

- PrePDF;
- Filtros (tradutores) para importar superfícies e malhas de pacotes CAD/CAE tais como, ANSYS, I-DEAS, NASTRAN, PATRAN, e outros;
- Tgrid.

O Tgrid é um pré- processador especializado para criação de malhas de alta qualidade. Ele oferece uma gama de ferramentas avançadas, e proporciona malhas com grande flexibilidade, geralmente para formas mais complexas. Também inclui um vasto espectro de ferramentas para malha não estruturada, da categoria de tetraédrico para cartesiano para híbrido. Estas ferramentas combinam uma economia de tempo da automação com a força e flexibilidade de malhas para qualquer geometria. Existem vários produtos que podem ser usados em conjunto com o Tgrid, como por exemplo: o 3matic-for-fluent. Este aplicativo não foi utilizado neste trabalho, pois não fazia parte do pacote obtido pela universidade.

A seguir na Figura 3.1, apresenta-se um exemplo de uma malha não-estruturada mista gerada pelo FLUENT. Pode-se observar a variedade de malhas empregadas nesta geometria, como por exemplo, malha quadrilateral, triangular não-estruturada e hexaédrica.

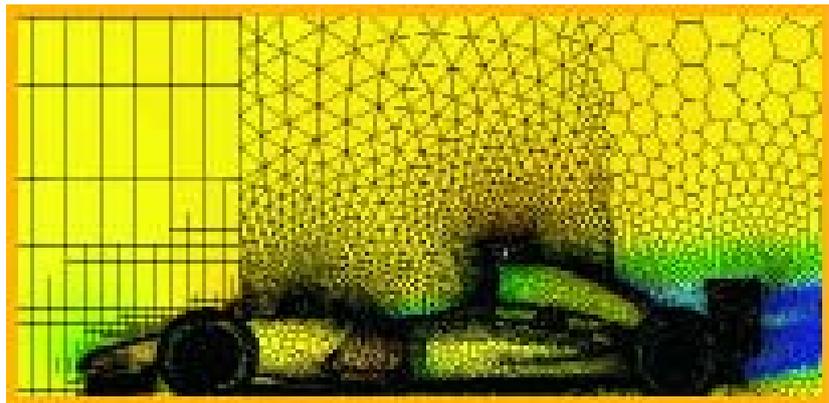


Figura 3.1 – Exemplo de malha não-estruturada mista de um carro de corrida.

3.4 Comparação de soluções de problemas simples de transferência de calor através de FLUENT e HEATFVM2D

a) Problema de condução de calor no estado estacionário com domínio composto por diferentes materiais.

Este exemplo é um problema de transferência de calor no estado estacionário em uma placa quadrada composta de dois materiais diferentes, e que, portanto, apresentam propriedades térmicas diferentes. A placa tem espessura constante unitária sendo mostrada na Figura (3.2).

O domínio bidimensional representando a placa foi subdividido em dois subdomínios onde a malha triangular foi construída independentemente para cada subdomínio (representando cada material), mantendo-se a consistência da malha entre eles.

A placa é submetida a uma temperatura prescrita de 20°C no lado esquerdo e de 100°C no lado direito, e para obter um problema essencialmente unidimensional, os lados do topo e

da base foram mantidos isolados. A condutividade da parte esquerda da placa ($0 \leq x \leq 1$) cm é de $k_1 = 10,0 \text{ W/m } ^\circ\text{C}$, e da parte direita da placa ($1 \leq x \leq 2$) cm é de $k_2 = 50,0 \text{ W/m } ^\circ\text{C}$. A densidade mássica é $\rho = 1,0 \text{ kg/m}^3$ e o calor específico é $c = 1,0 \text{ J/kg } ^\circ\text{C}$. A malha utilizada consiste de uma triangulação não-estruturada uniforme de 466 nós e 850 elementos no GERA-MIX e 441 nós e 840 elementos no FLUENT.

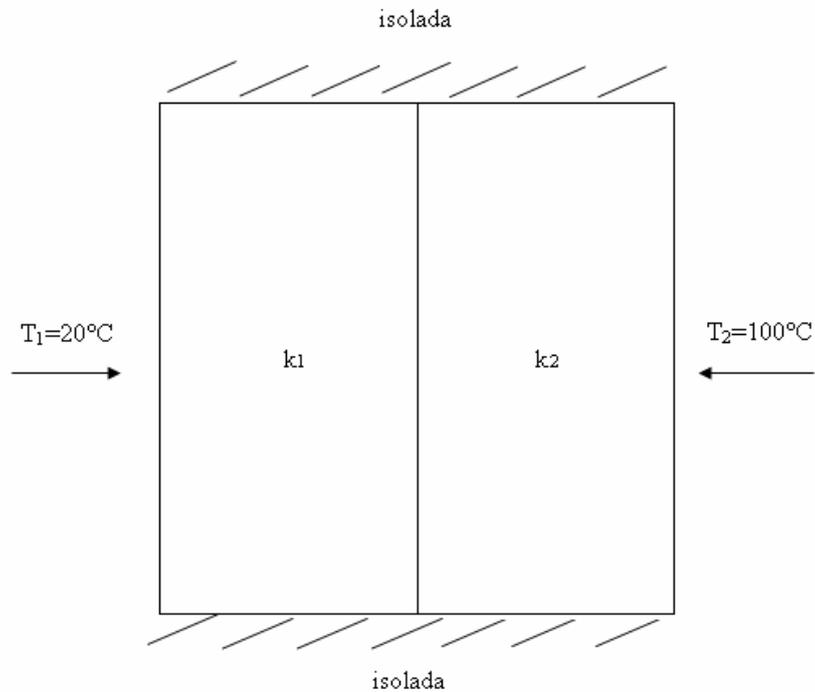


Figura 3.2 – Domínio para o problema de condução de calor com materiais diferentes.

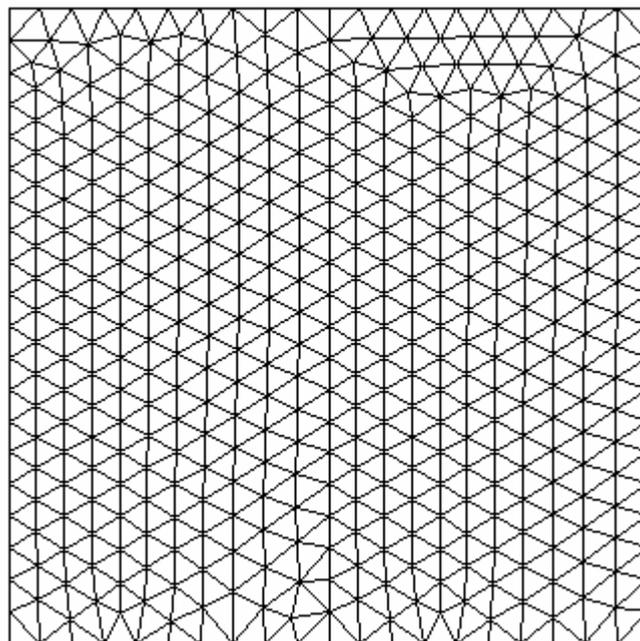


Figura 3.3 – Visualização da malha adotada.

As Figuras (3.4) e (3.5) mostram a distribuição de temperatura na placa de materiais compostos, usando o programa HEATFVM2D e o FLUENT, respectivamente. Na Figura 3.6, pode-se notar uma mudança brusca na declividade da curva de distribuição da temperatura devido à mudança no coeficiente de condutividade entre os dois materiais.

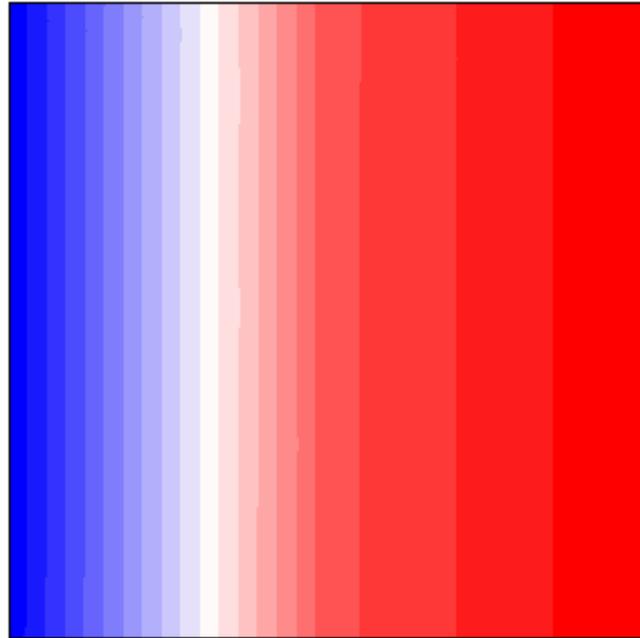


Figura 3.4 – Isofaixas de temperatura no problema com materiais diferentes (HEATFVM2D).

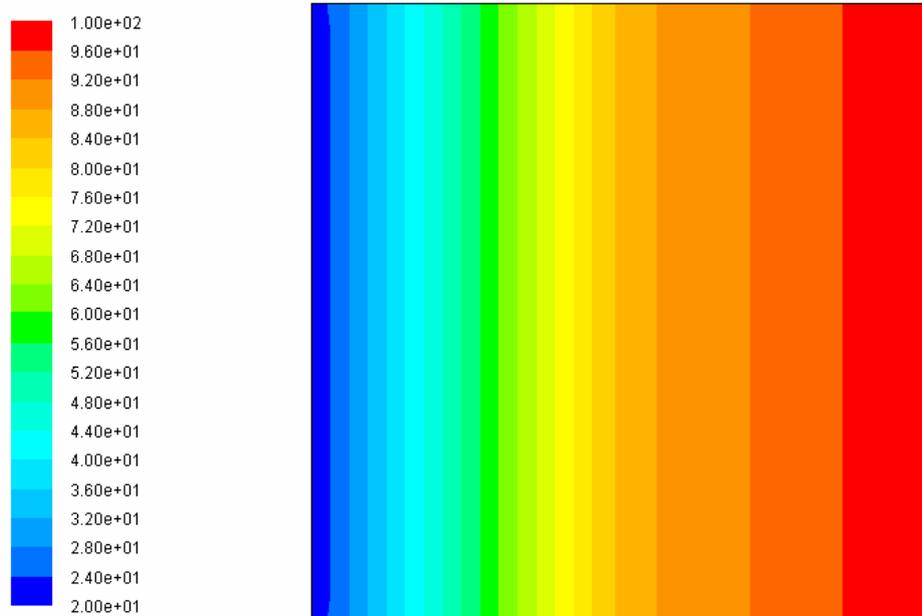


Figura 3.5 – Distribuição de temperatura da placa composta por dois materiais (FLUENT).

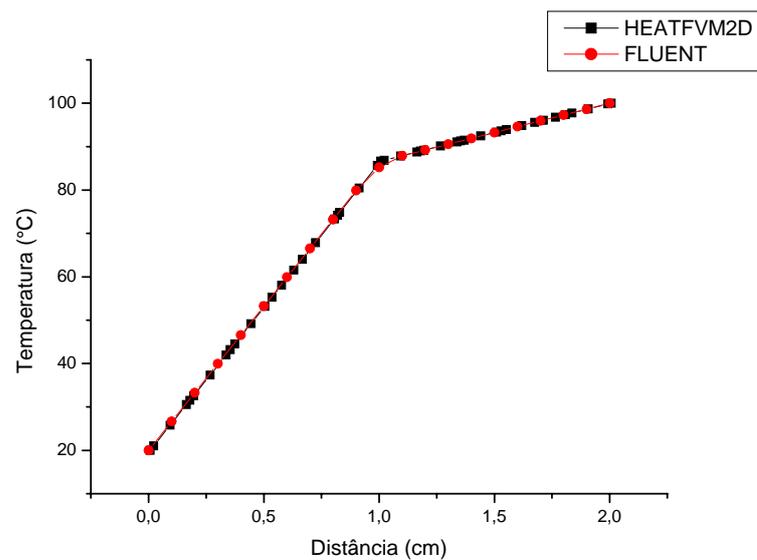


Figura 3.6 – Perfis de temperatura ao longo do eixo $y = 0$ para $0 \leq x \leq 2$.

b) Problema de condução de calor no estado estacionário com domínio composto por diferentes materiais

Este problema consiste em duas regiões quadradas concêntricas de materiais diferentes. As placas têm espessura constante unitária e estão mostradas na Figura (3.7).

O domínio bidimensional representando a placa foi subdividido em dois subdomínios onde a malha triangular foi construída independentemente para cada subdomínio (representando cada material), mantendo-se a consistência da malha entre eles.

As condições de contorno e as propriedades dos materiais são os mesmos do exemplo anterior. A região interna está sujeita a uma taxa volumétrica de geração de calor q de 3 W/m^3 distribuída uniformemente em todo o seu domínio.

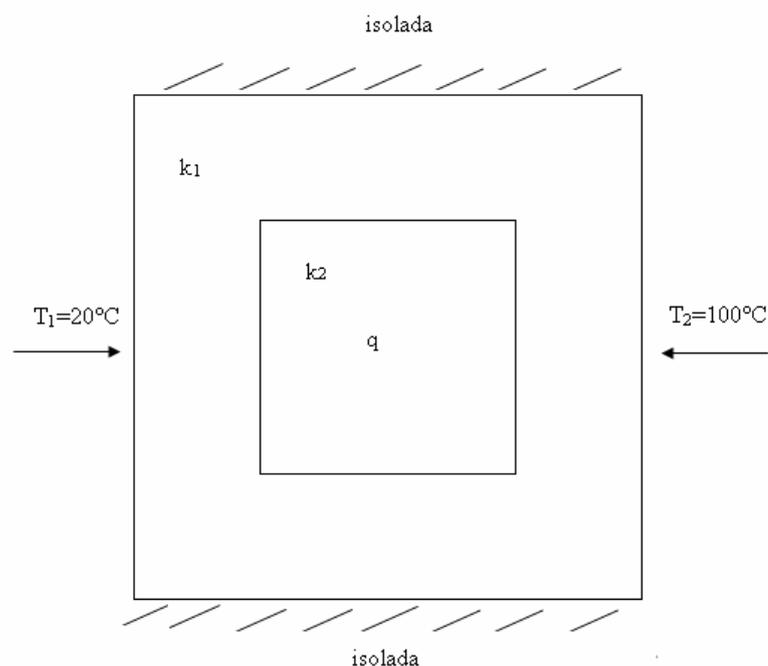


Figura 3.7 – Domínio para o problema de condução de calor com duas regiões.

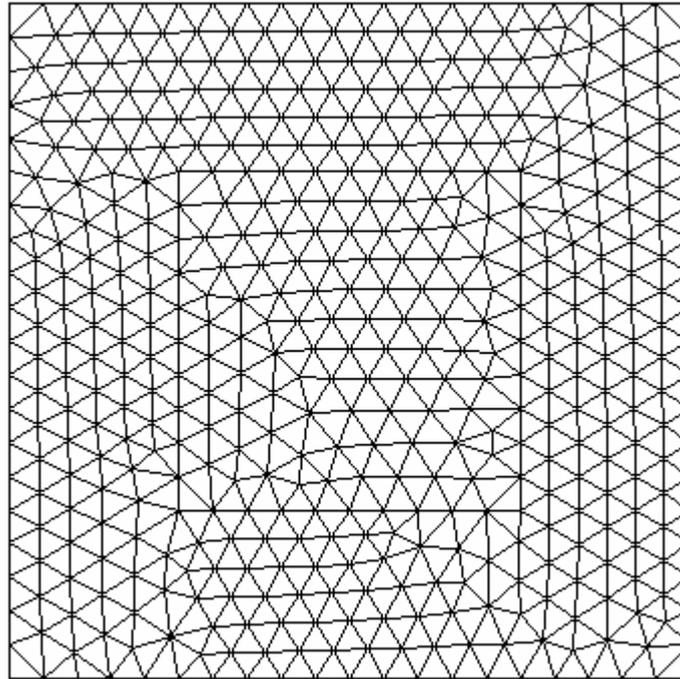


Figura 3.8 – Visualização da malha adotada.

As Figuras (3.9) e (3.10) mostram, respectivamente, as isofaixas de temperatura na placa de materiais compostos, usando o programa HEATFVM2D e o FLUENT. Como os materiais são diferentes, pode-se notar uma mudança brusca na declividade da curva de distribuição da temperatura devido à mudança no coeficiente de condutividade (Figura 3.11), assim como a concordância entre as temperaturas calculadas pelos dois programas computacionais.

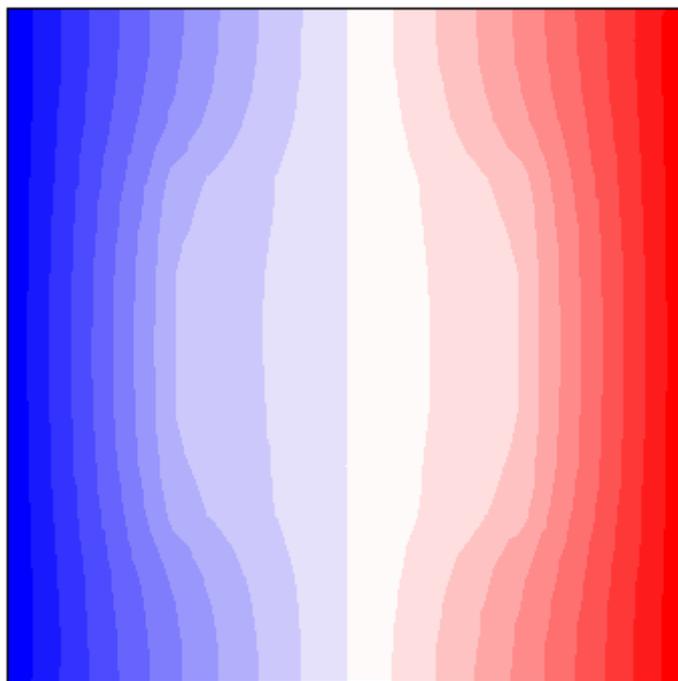


Figura 3.9 – Isofaixas de temperatura obtidas para o problema (HEATFVM2D).

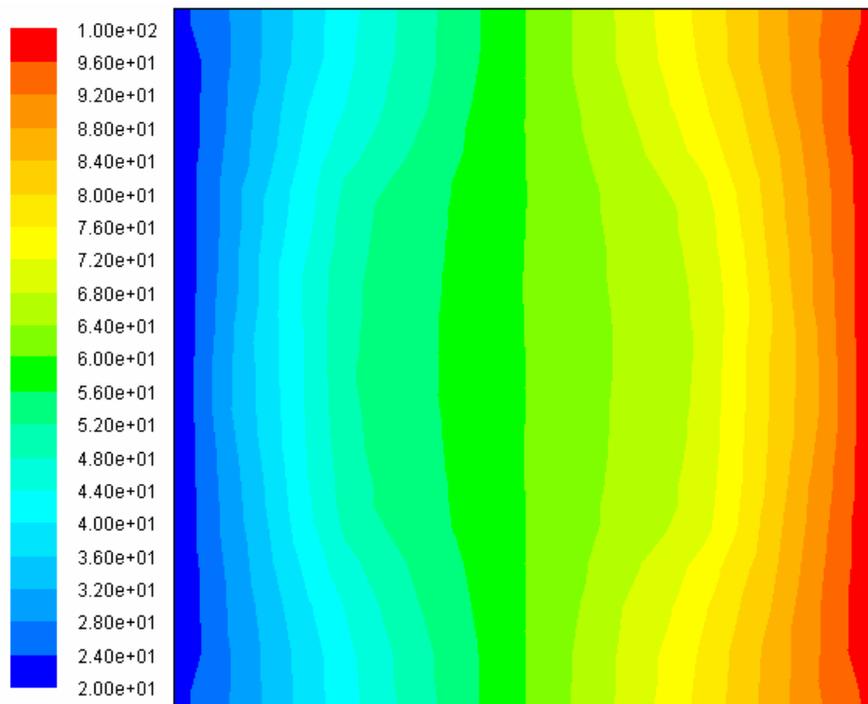


Figura 3.10 – Distribuição de temperatura da placa composta por duas regiões (FLUENT).

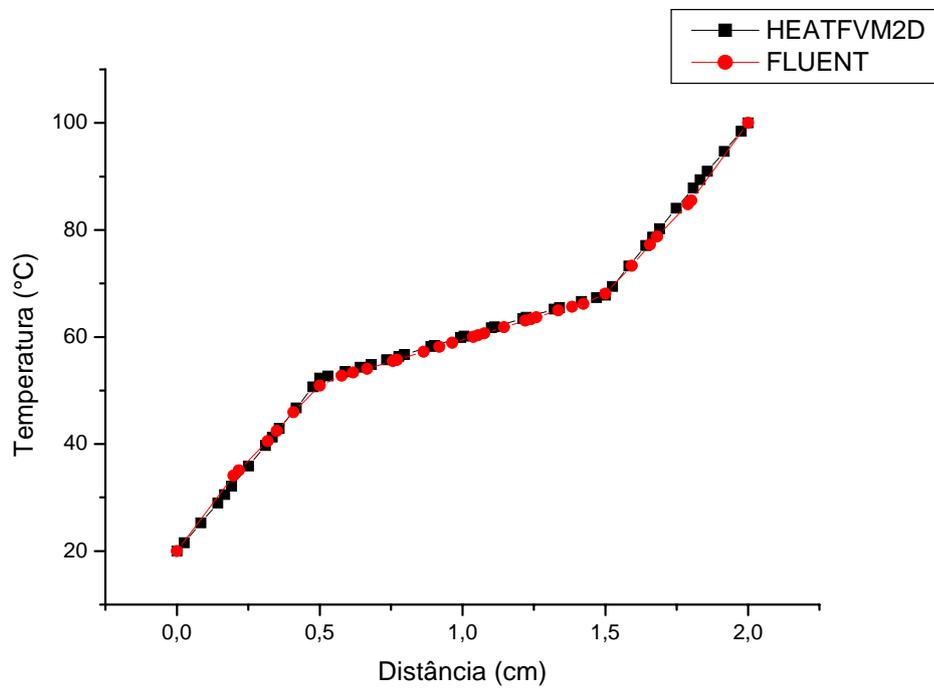


Figura 3.11 – Perfis de temperatura ao longo do eixo $y = 0$ para $0 \leq x \leq 2$.

4. PROBLEMA ANALISADO

4.1 PROBLEMA ANALISADO

Conforme citado no item 2.6, o termograma mostrado na Figura 4.1, foi obtido de uma paciente de 42 anos do Hospital das Clínicas de Pernambuco, cuja biópsia confirmou a existência de um tumor maligno na mama esquerda.

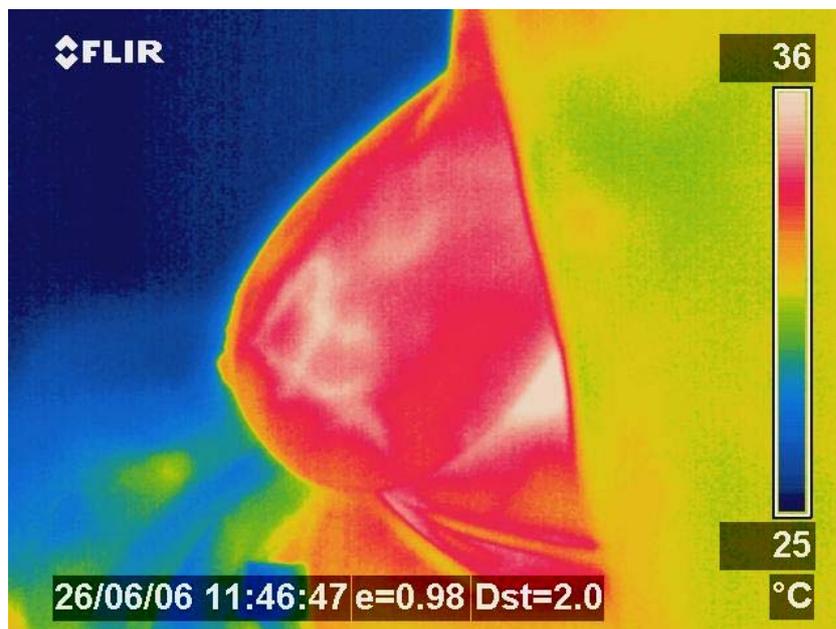


Figura 4.5 – Imagem termográfica de uma paciente com câncer de mama.

Para as simulações realizadas a mama foi representada por duas regiões de propriedades termofísicas diferentes: o tecido normal e o tecido tumoral. Algumas estruturas como lóbulos mamários, ductos mamários, ácinos, etc., foram desprezadas. As análises computacionais foram feitas através do Programa FLUENT;

A seguir são apresentadas as hipóteses e considerações adotadas para a simulação deste problema:

- I. A superfície da mama troca calor por convecção com um ambiente externo a 23,8°C;
- II. A transferência de calor dentro da mama ocorre por condução;
- III. A temperatura do sangue é considerada igual a 37°C;
- IV. Como as propriedades para o tecido adiposo não foram encontradas na literatura, o tecido da mama foi considerado glandular.

As condições de contorno e condições iniciais são:

- I. Transferência de calor por convecção entre superfície da mama e o ambiente externo;
- II. Temperatura prescrita na parede torácica igual a 37°C;
- III. Temperatura inicial da mama será considerada igual a 37°C.

A seguir são apresentados todos os parâmetros empregados no modelo aqui discutido.

a) Propriedades termofísicas

Assume-se que os valores da condutividade térmica (k), massa específica (ρ) e calor específico (c) são constantes dentro de cada região da mama. As propriedades termofísicas dos tecidos analisados estão descritas na Tabela (4.1).

Tabela 4.1 - Propriedades termofísicas

Tecido	k (W/m°C) ^(a)	ρ (kg/m ³) ^(a)	c (J/kg°C) ^(b)	ω (s ⁻¹)	Q_m (W/m ³) ^(a)
Normal - (Glandular)	0,480	1080	3000	0,00018 ^(d)	450
Tumor Maligno	0,480	1080	3500	0,009 ^(c)	5790
Fibroadenoma	0,480	1080	3500	0,00183 ^(c)	65400
Sangue	---	1060	4200 ^(a)	---	

^(a) Ng EY. et al., 2001; ^(b) Ekstrand et al., 2005; ^(c) Furman-Haran et al., 2005; ^(d) Gupta, 2002.

Nos primeiros dias da formação do tumor, a taxa de calor metabólico é muito alta, devido ao grande número de vasos sanguíneos que são formados e com o crescimento do tumor essa taxa diminui. Segundo Ng (2001), para tumores menores que 1 cm o valor do calor metabólico é de 65.400 W/m³ e para tumores de 3,0 cm o calor metabólico é de 5.790 W/m³. Como o tumor da Paciente 1 é maior que 3,0 cm foi considerado o valor da geração de calor metabólico de 5.790 W/m³. Para a Paciente 2 foi utilizada a taxa de geração de calor metabólico de 65.400 W/m³, pois os tumores eram menores que 1 cm.

b) Coeficientes convectivos de transferência de calor

O coeficiente de transferência de calor do ambiente, sala de exame, para mama é dado por Ng, (2001).

$$h = 13,5 \text{ W/m}^2 \text{ } ^\circ\text{C}$$

c) Temperaturas de referência e umidade

A temperatura do sangue foi tomada como sendo 37°C. A temperatura ambiente foi considerada constante e igual a 23,8°C, que foi o valor medido na sala do exame. Neste mesmo dia, a umidade foi de 87%. Esses valores foram para as medições da Paciente 1. Para a Paciente 2 a temperatura ambiente foi de 24,6°C e a umidade de 79%.

4.2 CASO BIDIMENSIONAL – PROGRAMA FLUENT

Domínio captado manualmente

Para a simulação bidimensional, será tomada como base uma termografia de uma paciente de 42 anos (Figura 4.1). De posse do termograma da paciente, o domínio foi extraído manualmente da imagem, através de um programa de CAD (“*Computer Aided Design*”), uma lista de pontos, que descreve o domínio a ser analisado (Figura 4.2).

Obtidos esses pontos sobre o contorno do domínio que se deseja analisar, os mesmos são utilizados como um arquivo que é importado pelo GAMBIT. O gerador GAMBIT é utilizado pelo programa FLUENT para gerar a malha na qual serão efetuados os cálculos das temperaturas da mama. Foi então usada uma malha triangular não-estruturada com 3.690 nós e 7.268 elementos, (Figura 4.3). A região em que há um maior refinamento é a região do tumor. Para conseguir este refinamento utilizou-se uma ferramenta do GAMBIT, *size function*, no qual é possível fazer o controle da malha.

A malha citada foi escolhida após um estudo de convergência de malhas onde se atingiu o grau de precisão desejado.

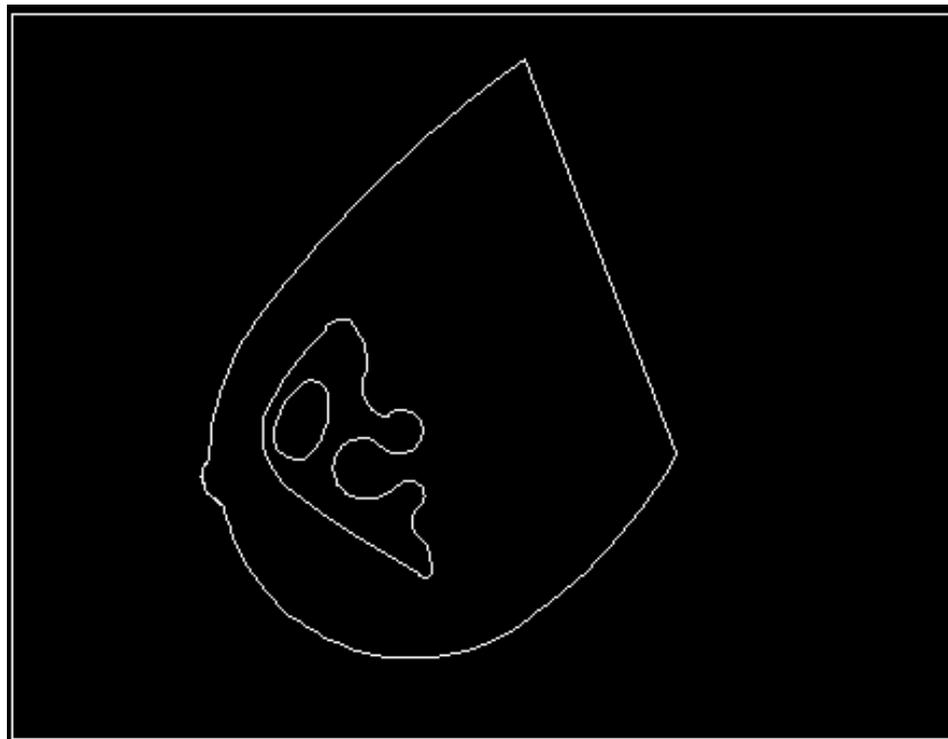


Figura 4.2 – Domínio computacional extraído através de programa de CAD.

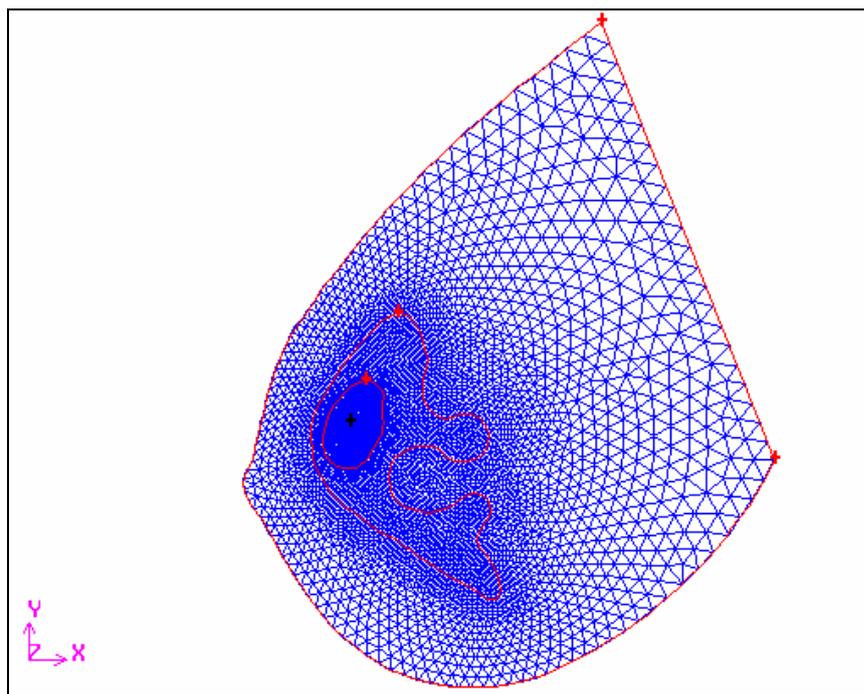


Figura 4.3 – Malha bidimensional não-estruturada gerada pelo GAMBIT.

Imagem identificada digitalmente

O processamento digital da imagem foi realizado por Bezerra (in: Bezerra, 2007), com computador AMD Athlon 64, Processador 2800, 1,8 GHz, 448MB de memória RAM. O programa MATLAB® versão 6.0 foi a ferramenta usada para todo o procedimento. A primeira etapa do processamento consistiu na leitura da imagem (Figura 4.4 (a)) e na identificação da banda de melhor visualização do tumor. Foram testadas as bandas do vermelho (R), verde (G) e azul (B), e também as bandas matiz (H), saturação (S) e intensidade (I) do modelo HSV. A componente H do modelo HSV apresentou o melhor resultado, conforme Figura 4.4 (b). A imagem da banda H foi submetida a algumas técnicas de extração de bordas, como as de Sobel, Prewitt, Roberts, Gaussiana, Zerocross e de Canny, inerentes ao *software* utilizado. O melhor resultado, o qual apresentava o contorno da mama e o do tumor foi o de Canny, e está mostrado na Figura 4.5 (a) (Bezerra, in: Bezerra, 2007).

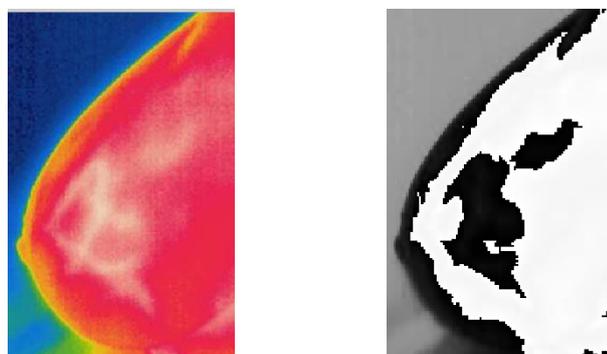


Figura 4.4 – (a) Imagem Original e (b) Componente H (matiz).

Até esta etapa, o processamento é feito de forma automática. A partir de então, no entanto, é necessária a ajuda do usuário para selecionar as áreas de interesse na imagem, eliminando ruídos. A seguir a imagem é submetida a um processo de fechamento, no qual as pequenas discontinuidades da imagem são eliminadas. O fechamento é resultado de uma dilatação e uma erosão na imagem. Para tal foi utilizado um elemento estruturante quadrado de tamanho 3. A Figura 4.5 (b) mostra o resultado, correspondente a este procedimento. A última etapa foi o preenchimento da área correspondente ao tumor, mostrado na Figura 4.5 (c), no qual mais uma vez é necessária a participação do usuário identificando a área de interesse. A participação do usuário no processamento tem aspectos positivos, como o de eliminar artefatos que automaticamente não desapareceriam, e de dar mais credibilidade ao resultado, uma vez que o usuário, o maior interessado, contribui com sua experiência e conhecimento.

Com a imagem obtida (Figura 4.5 (c)) foram gerados domínios computacionais, com geometria mais próxima da geometria real da mama, tornando o cálculo das temperaturas mais acurado, e melhorando as condições de comparação com os valores medidos pela câmera termográfica.



Figura 4.5 – (a) Bordas obtidas pelo método de Canny, (b) Imagem após fechamento, (c) Preenchimento da área do tumor.

A Figura 4.6 apresenta um diagrama de blocos simplificado do procedimento utilizado.

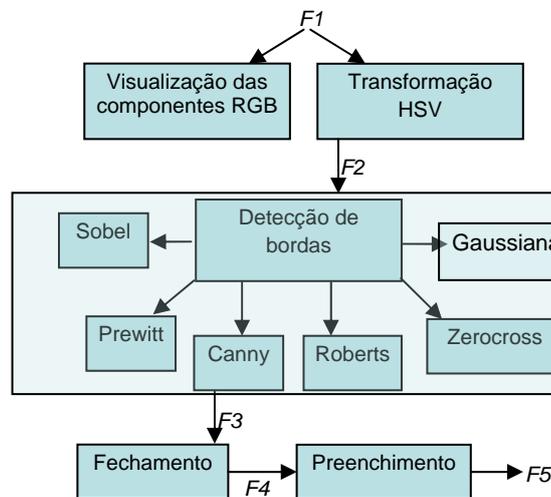


Figura 4.6 – Diagrama de blocos das etapas do processamento.

A idéia após a identificação digital do domínio de interesse da imagem termográfica é utilizar o programa computacional desenvolvido por Santos (2007) intitulado, *Aquisição de Pontos em Imagem Digital*, (APID). Este programa é capaz de gerar os arquivos de extensão bac. e geo. que servem de arquivos de entrada do programa GERAMIX. Estas etapas automatizam processos manuais, o que contribue para diminuir os erros de processamento. Como ainda faltam alguns ajustes no programa não foi possível utilizá-lo. Então, no presente trabalho a geração da malha foi feita da maneira convencional, utilizando um programa de CAD.

4.3 CASO TRIDIMENSIONAL

As dimensões da mama foram obtidas a partir dos trabalhos de Gautherie (1980) e Gupta (2002). As simulações tridimensionais foram realizadas no FLUENT, onde a mama foi modelada como uma semi-esfera, com uma pequena base cilíndrica imitando a região de contorno com o tórax. A semi-esfera e a base cilíndrica têm raio de 8,9 cm e a base cilíndrica tem altura de 1,27 cm (Figura 4.7). As geometrias e as malhas tetraédricas não-estruturadas foram obtidas através do GAMBIT, gerador de malhas do FLUENT.

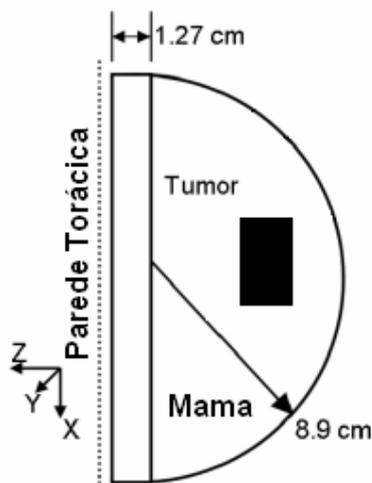


Figura 4.7 – Seção plana da geometria da mama

O tumor foi modelado como um cilindro tendo o mesmo volume dos fragmentos obtidos na biópsia para a Paciente 1 e com as dimensões obtidas pelo exame de ultra-som, para a Paciente 2. Este procedimento foi uma tentativa de aproximação de se obter o tamanho mais próximo do real, pois não se tem conhecimento da forma do mesmo. O que se observa na termografia é a imagem mais quente de como o calor do tumor se propaga até a superfície da pele.

4.3.1 Paciente 1

A Paciente 1 de 42 anos teve diagnosticado um tumor maligno na mama esquerda. A partir dos resultados da biópsia, foram retirados dois fragmentos do nódulo com dimensões de 4,0x2,8x1,0 cm e de 2,1x1,7x0,8 cm, pesando em conjunto 10,0 g. Como não foi possível a obtenção do formato e da localização real do tumor por ultra-som, o mesmo foi aproximado por um cilindro de 3,8 cm de altura e 1,1 cm de raio da base. O cilindro tem um volume que está de acordo com o volume total dos fragmentos do nódulo que foram retirados da paciente.

O tumor foi localizado no plano transversal central da mama, e então projetado 4,9 cm à frente, e finalmente deslocado de 5,9 cm em direção à superfície lateral esquerda do tórax. A escolha da posição foi feita de forma empírica, até se encontrar uma temperatura máxima na superfície lateral da mama semelhante à mostrada no termograma da paciente.

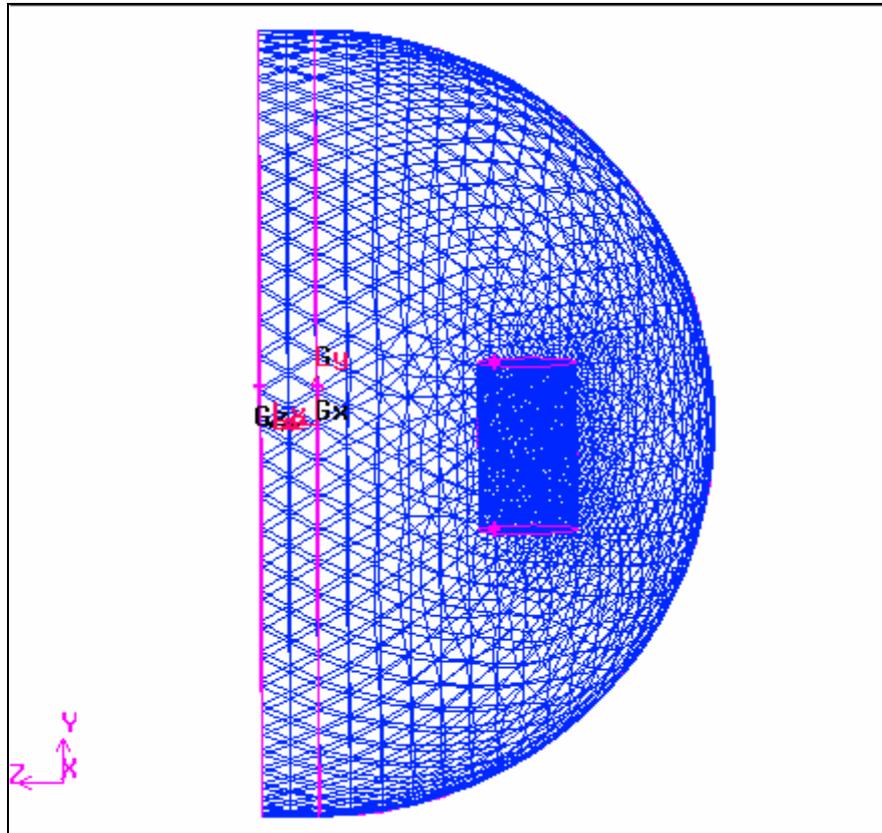


Figura 4.8 – Malha não-estruturada da mama da Paciente 1.

A geometria e a malha tetraédrica não-estruturada, Figura 4.8, foram feitos no GAMBIT. A malha tem 35.106 nós, 202.665 elementos e 407.961 faces.

4.3.2 Paciente 2

A Paciente 2 de 55 anos, teve seu diagnóstico efetuado através de exame clínico, ultrasonografia, mamografia e biópsia, e apresenta tumores benignos, conhecidos como fibroadenomas, nas duas mamas.

4.3.2.1 Mama Esquerda

A paciente apresenta dois tumores benignos no quadrante superior da mama esquerda. Com os dados fornecidos pela ultra-som, foi possível fazer a localização exata dos tumores. A distância entre eles é de 3 cm, fazendo um ângulo de 60° com o centro da mama (2hs). As dimensões do primeiro tumor são de 0,8x0,5 cm e ele se encontra a 2 cm de profundidade da pele, e a uma distância de 4,5 cm do mamilo. O segundo tumor com 0,7x0,4 cm está a 1,4 cm da pele e a uma distância de 7,5 cm do mamilo. Os tumores foram modelados por cilindros, o

primeiro com raio da base de 0,5 cm e 0,8 cm de altura, o segundo com raio da base de 0,4 cm e 0,7 cm de altura, usando os mesmos critérios anteriores.

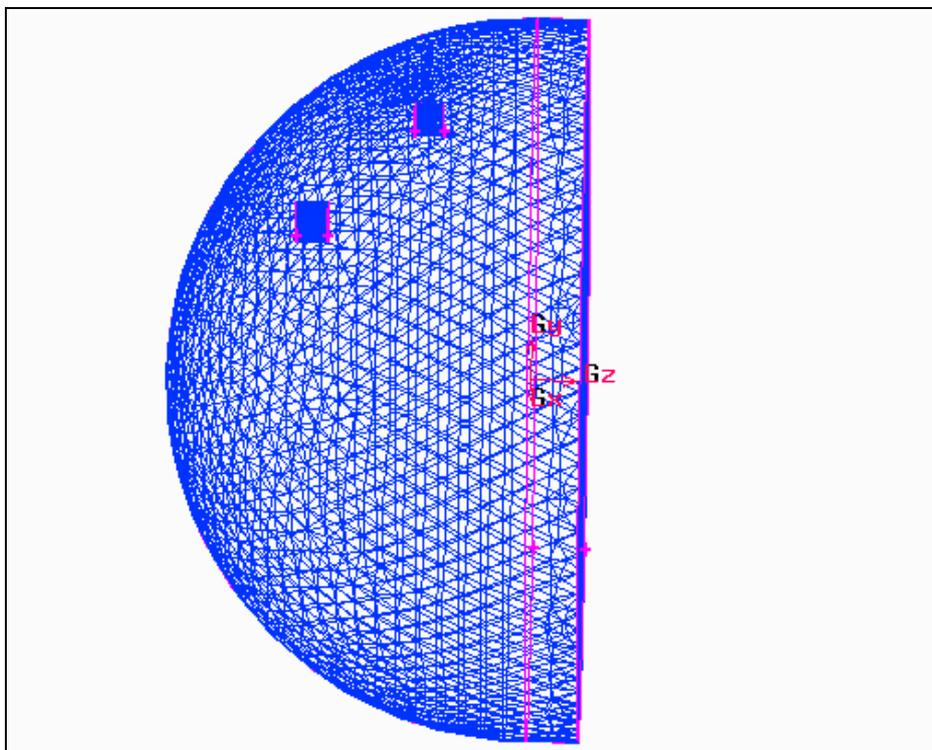


Figura 4.9 – Malha não-estruturada da mama esquerda da Paciente 2.

É possível observar na Figura 4.9, a geometria e a malha tetraédrica não-estruturada da mama esquerda, que possui 25.363 nós, 142.927 elementos e 288.830 faces.

4.3.2.2 Mama Direita

Na mama direita a paciente apresenta dois nódulos benignos confluentes com dimensões de 0,5x0,3 cm e 0,7x0,4 cm. Estão localizados no centro da mama a 6 cm do mamilo e a uma profundidade de 0,9 cm da pele. Os tumores foram modelados por cilindros, o primeiro com raio da base de 0,3 cm e 0,5 cm de altura, o segundo com raio da base de 0,4 cm e 0,7cm de altura.

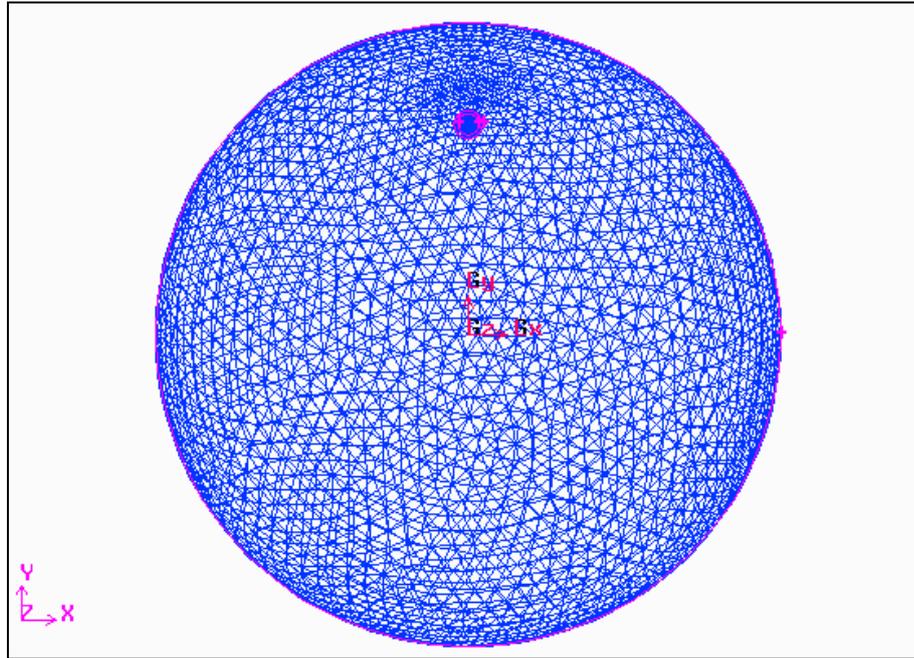


Figura 4.10 – Malha não-estruturada da mama direita da Paciente 2.

A malha tetraédrica não-estruturada utilizada (Figura 4.10) tem 24.143 nós, 134.535 elementos e 272.447 faces.

5. RESULTADOS E DISCUSSÕES

5.1 INTRODUÇÃO

Neste capítulo, apresentam-se os resultados e discussões do problema estudado e detalhado no Capítulo 4. A abordagem é feita em duas partes. Na primeira parte são apresentados os resultados das simulações computacionais bidimensionais onde foi utilizado um domínio que foi extraído manualmente e outro digitalmente, para uma posterior comparação dos métodos utilizados. A princípio, para as simulações bidimensionais seria utilizada a ferramenta numérica desenvolvida pelo grupo de pesquisa da Mecânica Computacional do Departamento de Engenharia Mecânica, programa HEATFVM2D, para cálculo de temperaturas usando o MVF. Como o DEMEC/UFPE conseguiu através de um projeto da ANEEL/TERMOPE a licença do programa comercial FLUENT e como se pretendia estender o estudo a simulações tridimensionais, optou-se em realizá-las utilizando o FLUENT. Na segunda parte, são apresentados os resultados das simulações tridimensionais, onde foi possível simular uma mama com geometria simplificada, porém com tumor situado na localização exata. Comparações foram efetuadas com as imagens termográficas. Para as simulações utilizando o FLUENT, a taxa de perfusão sangüínea e a geração de calor metabólico foram implementadas através de uma *User-Defined Function* (UDF), na linguagem C⁺⁺.

Para as simulações numéricas, inicialmente foi feito um estudo de convergência de malhas para determinar qual a malha mais adequada a ser utilizada. O programa foi executado em uma máquina com processador Intel Pentium III 1GHz com 128MB de memória RAM.

5.2 ANÁLISE BIDIMENSIONAL

Domínio captado manualmente

A primeira análise consiste no cálculo do perfil estacionário de temperaturas na mama com a presença de um tumor. O desenvolvimento de tumores produz novos vasos sangüíneos que elevam o fluxo de sangue na região. O rápido crescimento dos mesmos tem altas taxas de geração de calor metabólico e de perfusão sangüínea que ocasionam um aumento da temperatura local.

Na Figura 5.1 observa-se a distribuição bidimensional de temperatura num corte sagital (plano central da mama) através do programa FLUENT. O domínio envolve vários tipos de tecido, entre eles os tecidos adiposo e subcutâneo, e o tumor, mas como apresentado no Capítulo 4, para a presente simulação foram considerados apenas dois: o tecido glandular e o tumor, que têm propriedades termofísicas diferentes. Para a simulação, a imagem da mama (Figura 4.1) foi seccionada por uma reta, próxima ao tórax, na qual foi prescrita uma temperatura de 37 °C, similar à temperatura no interior do corpo humano.

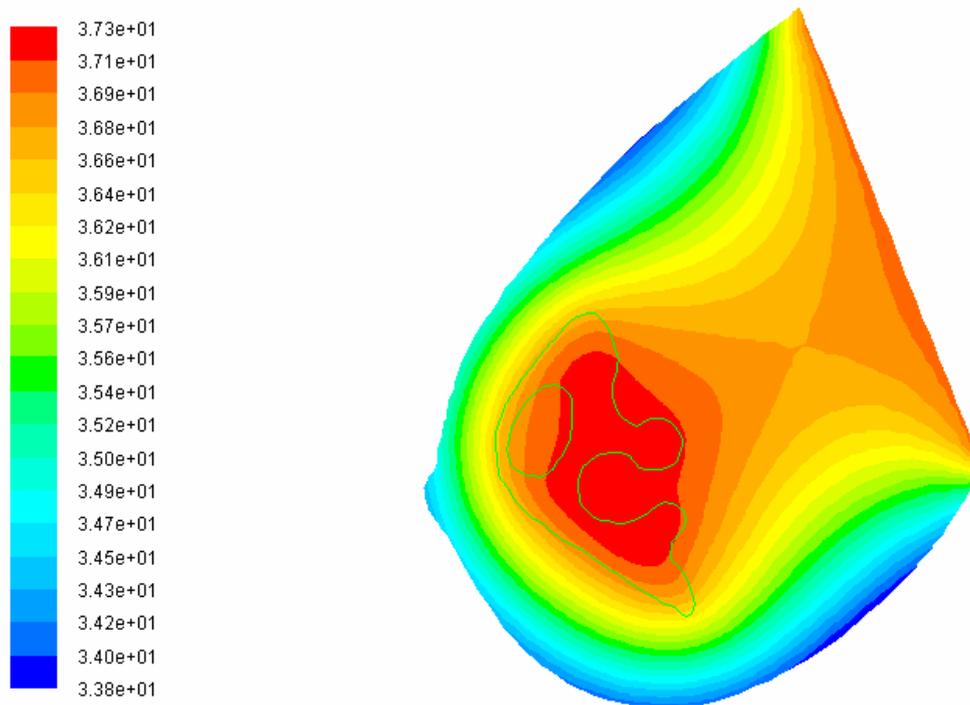


Figura 5.1 – Distribuição de temperatura na parte central da mama.

A Figura 5.2 mostra o perfil de temperaturas obtida do domínio captado manualmente, o FLUENT fornece uma temperatura máxima de 37,3 °C. Nesta Figura, mostra-se também o perfil de temperatura obtido diretamente da imagem de infravermelho, através do ThermoCam Quick View, um software fornecido pela FLIR, fabricante da câmera de infravermelho. Como se pode perceber as temperaturas das simulações são muito superiores às da imagem termográfica. Estas diferenças podem ser explicadas pelo fato de a câmera captar a radiação infravermelha emitida pela superfície da pele e as simulações bidimensionais mostram os valores de temperatura no interior da mama. Por isso, são necessárias simulações tridimensionais para que comparações mais realistas sejam efetuadas com as imagens termográficas.

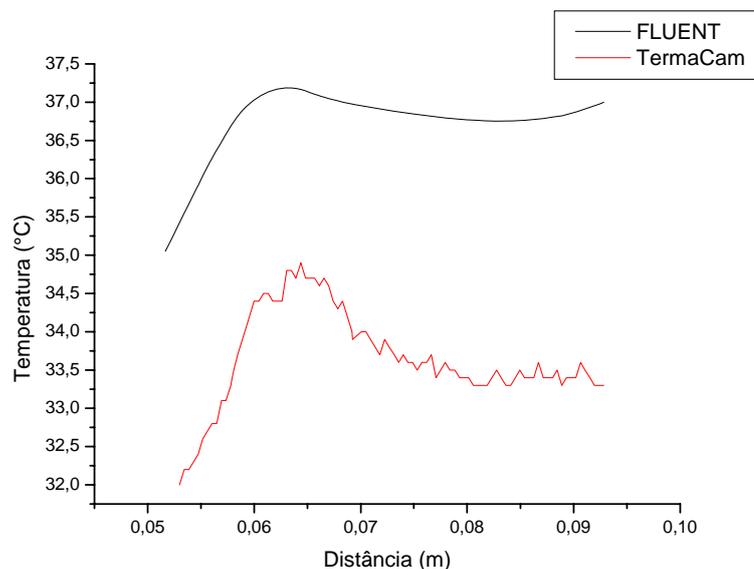


Figura 5.2 – Perfil de temperatura ao longo de uma reta.

Imagem identificada digitalmente

A partir da imagem termográfica identificada digitalmente através do procedimento descrito detalhadamente no Capítulo 4, foi utilizado o programa FLUENT para fazer a análise do perfil de temperaturas. Na Figura 5.3, pode-se observar a distribuição de temperatura da mama.

O processo completo de extração digital do domínio ainda não foi completado, porém é possível se fazer uma primeira comparação entre a identificação manual do tumor e a digital, na etapa em que se encontra.

Na Figura 5.4, observam-se os perfis de temperatura dos domínios extraídos digital e manualmente. Percebe-se que os perfis de temperatura são semelhantes, como as geometrias do tumor são um pouco diferente pode-se observar uma pequena diferença nos valores das temperaturas, onde a máxima observada na captura manual é 37,3 °C e na digital a temperatura é de 37,4 °C, que representa um erro percentual de 0,27%. A diferença observada no gráfico para valores maiores que 0,08 m, deve-se ao fato que os cortes nas imagens na região próxima do tórax foram feitas em regiões diferentes.

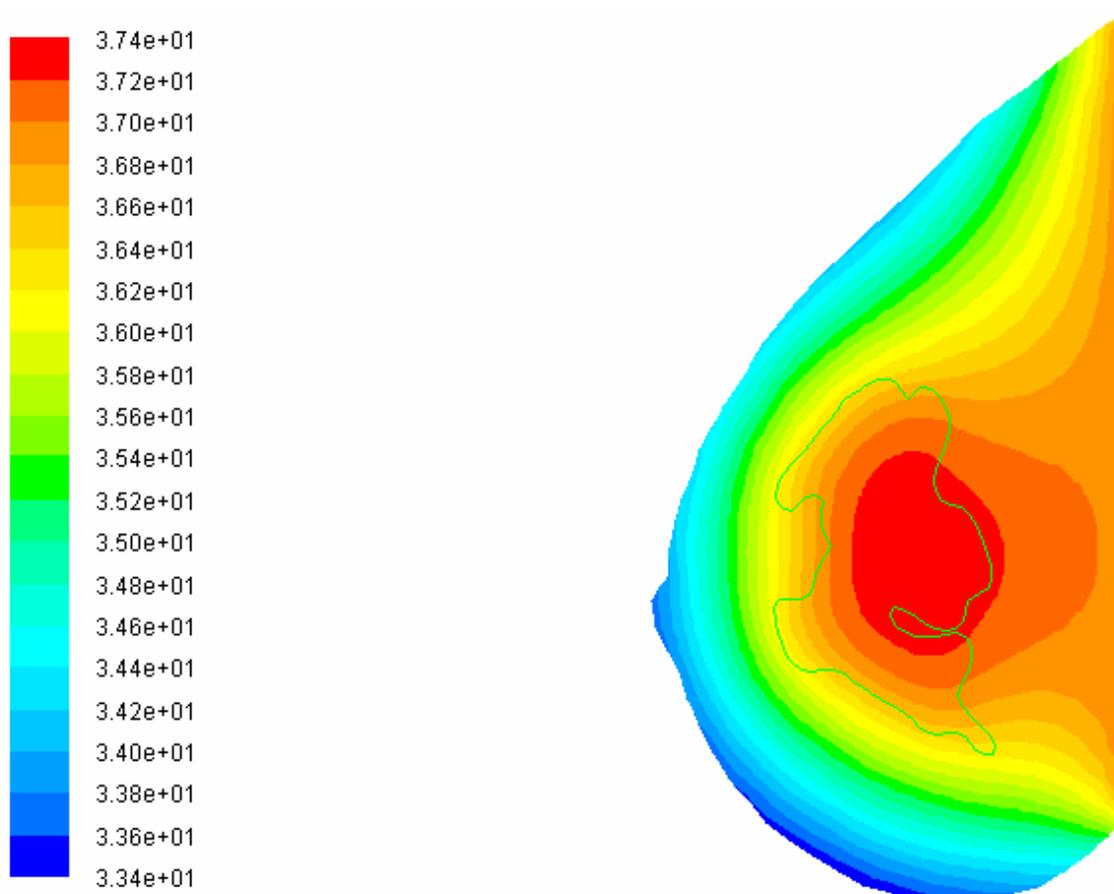


Figura 5.3 – Distribuição de temperatura do domínio extraído digitalmente, obtida pelo FLUENT.

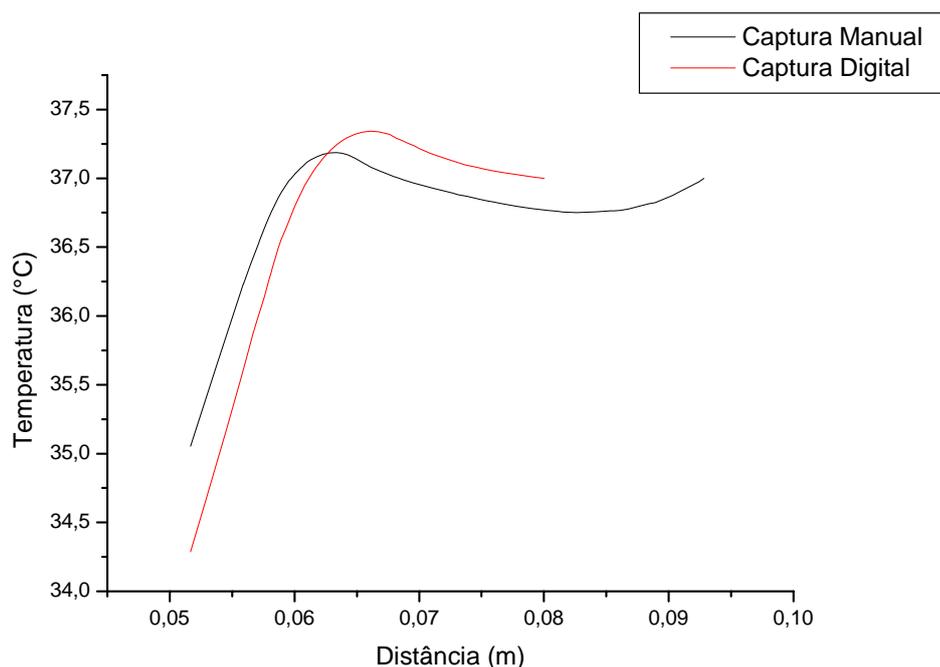


Figura 5.4 – Comparação entre os perfis de temperatura ao longo de uma reta.

5.3 ANÁLISE TRIDIMENSIONAL

Conforme mencionado no Capítulo 4, para as simulações tridimensionais a mama foi aproximada por uma semi-esfera, (com uma pequena base cilíndrica imitando a região de contorno com o tórax) e o tumor, aproximado por um cilindro.

5.3.1 Resultados da Paciente 1

Para esta paciente, foram feitos cálculos com alguns valores da taxa de geração de calor metabólico, como por exemplo, o valor de 29.000 W/m^3 , determinado por Gauthier (1980) para tumores malignos, usando analogia elétrica. Como se pode ver na Figura 5.5, o valor da temperatura máxima é de $35,4^\circ\text{C}$. Este valor apresenta um erro percentual de 1,4% na temperatura máxima quando comparada com o termograma da Paciente 1. Porém essa taxa de geração não foi mantida devido ao fato do tumor ser maior que 3,0 cm. Segundo Ng (2001), para tumores de 1,5 cm o valor do calor metabólico é de 13.600 W/m^3 e para tumores de 3,0 cm o calor metabólico é de 5.790 W/m^3 . Todos esses valores referem-se a tumores malignos. Como o tumor da Paciente 1 é maior que 3,0 cm foi considerado o valor do calor metabólico de 5.790 W/m^3 . O resultado encontra-se na Figura 5.7, onde a temperatura máxima é de $35,1^\circ\text{C}$ e o erro percentual de 0,57%.

A Figura 5.6 mostra o termograma da superfície lateral da mama direita da Paciente 1. Esta imagem foi gerada diretamente na câmera termográfica, na qual é possível se traçar regiões de interesse, tais como linhas e caixas, onde alguns parâmetros como temperatura máxima, mínima ou média são mostrados. Nessa figura é mostrado um perfil de temperaturas sobre a linha.

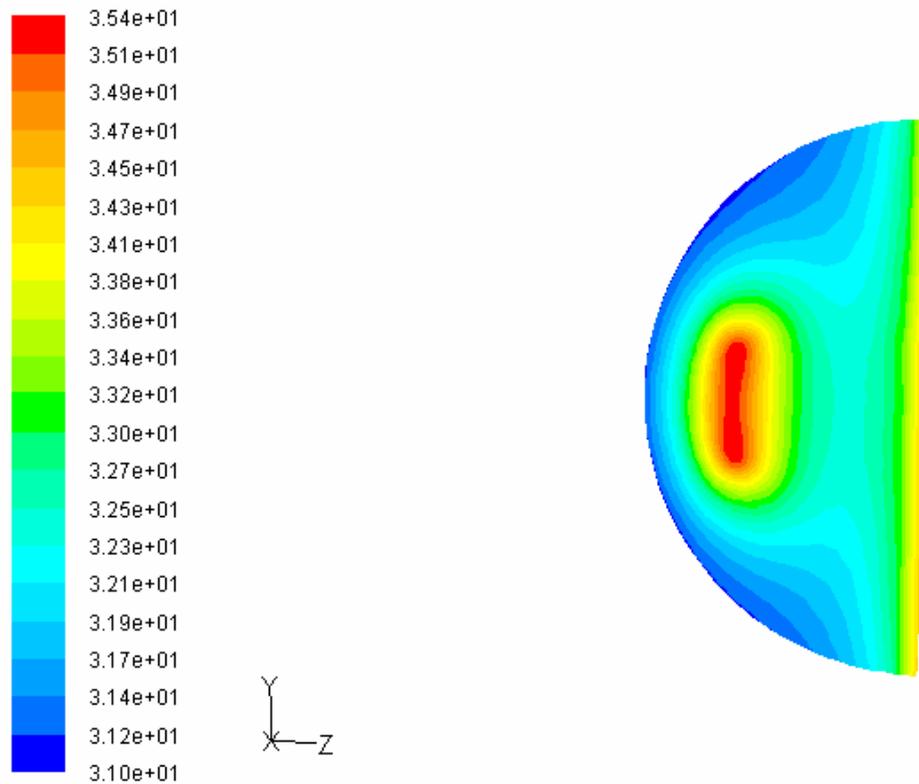


Figura 5.5 – Distribuição de temperatura na mama direita da Paciente 1, usando a taxa de calor metabólico de 29.000 W/m^3 .

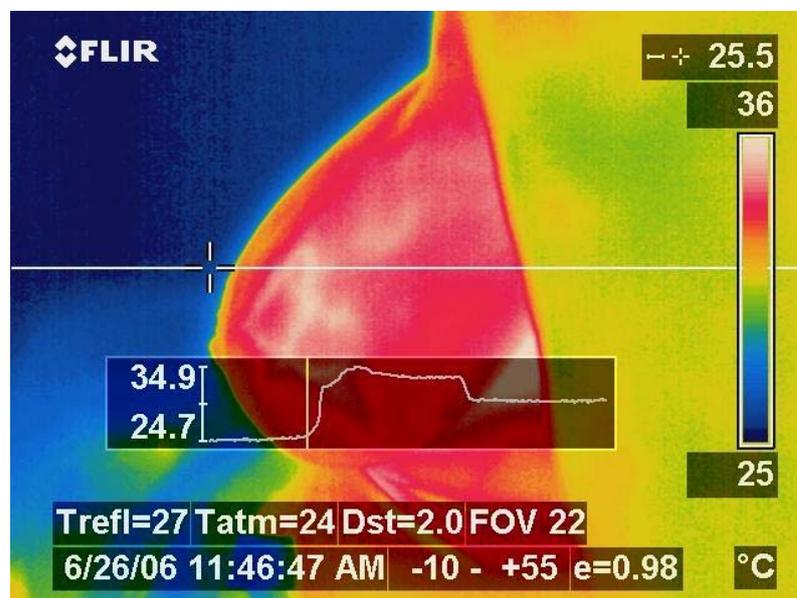


Figura 5.6 – Perfil de temperatura sobre a linha 1 da imagem termográfica da Paciente 1.

Devido a problemas de visualização, não foi possível colocar o mesmo limite na escala de temperatura no resultado apresentado pelo FLUENT e no termograma.

Para efeitos de análise e validação do caso as propriedades do tumor da Paciente 1 foram trocadas por aquelas de um fibroadenoma (tumor benigno). Este cálculo pode ser um bom

indicativo de um diagnóstico mais correto e precoce do câncer de mama. Trata-se de mais um dado a ser anexado a todos os exames usados até a presente data para detecção precoce do câncer de mama. Na Figura 5.8 é possível observar a diminuição de temperatura, uma vez que a temperatura máxima do tumor maligno é igual a $35,1^{\circ}\text{C}$ e quando considerado um fibroadenoma a temperatura diminuiu para $34,6^{\circ}\text{C}$, apresentando um erro percentual de 0,87% quando comparada com o termograma da Paciente 1. A explicação para o fato é devida que a criação de novos vasos no fibroadenoma se dá em menor quantidade que o do tumor maligno.

Para a solução numérica do problema foi feito um pequeno estudo de convergência da solução, analisando quatro malhas triangulares não-estruturadas distintas. A primeira malha possui 10.890 nós, 58.681 elementos e 119.494 faces; a segunda, 18.390 nós, 103.450 elementos e 209.106 faces; a terceira, 35.106 nós, 202.665 elementos e 407.961 faces; e a quarta, 41.127 nós, 235.743 elementos e 475.113 faces. A primeira malha apresentou uma temperatura máxima no tumor de $34,6^{\circ}\text{C}$ no tumor. Comparando a segunda malha com a anterior, a diferença de temperatura foi de $0,4^{\circ}\text{C}$. A diferença da terceira para a segunda malha foi de $0,1^{\circ}\text{C}$, e não houve variação da terceira para quarta malha. Então, a malha escolhida foi a terceira, pois não houve modificação na temperatura calculada e o tempo de processamento foi menor.

Segundo Sudharsan & Ng (1999), a temperatura da superfície de uma mama normal é de aproximadamente 30°C . Pode-se observar na Figura 5.7, que a mama se encontra com toda sua superfície entre $31,0^{\circ}\text{C}$ e $35,1^{\circ}\text{C}$. A temperatura máxima obtida através do FLUENT está em acordo com a máxima lida no termograma, à frente da localização do tumor, que está em torno do valor de $35,1^{\circ}\text{C}$, como visto na escala associada à figura, com o erro percentual de 0,57%.

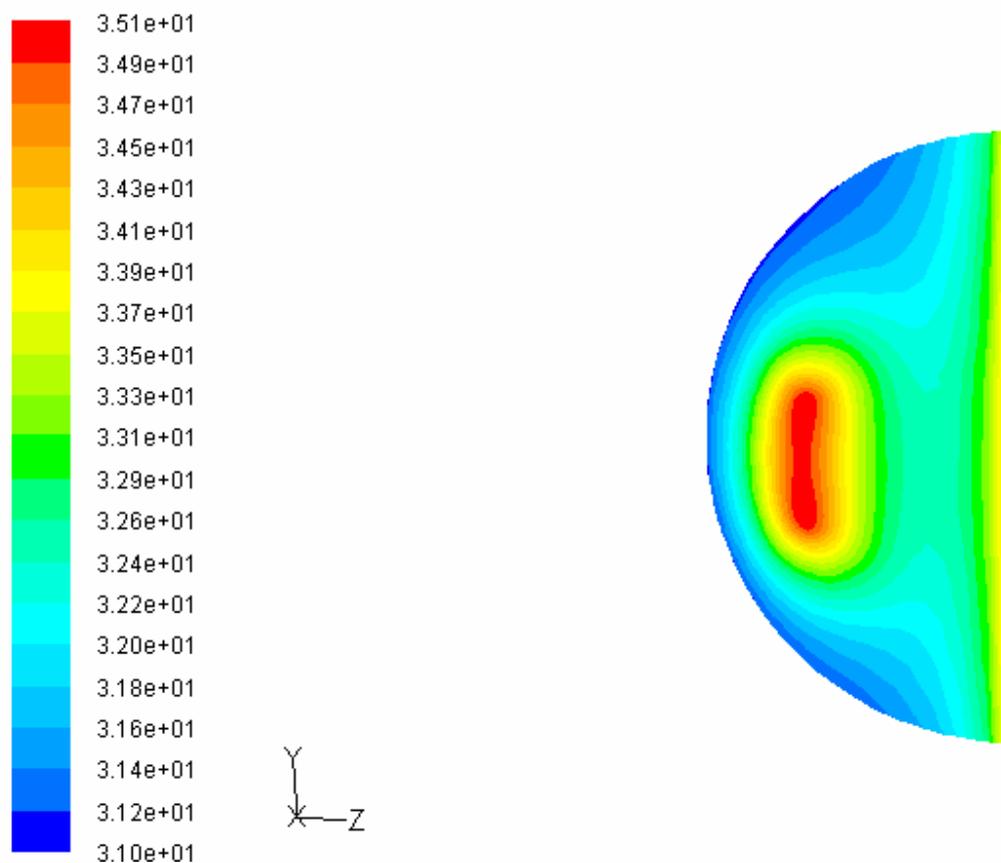


Figura 5.7 – Distribuição de temperatura na mama direita da Paciente 1, usando a taxa de calor metabólico de 5.790 W/m^3 .

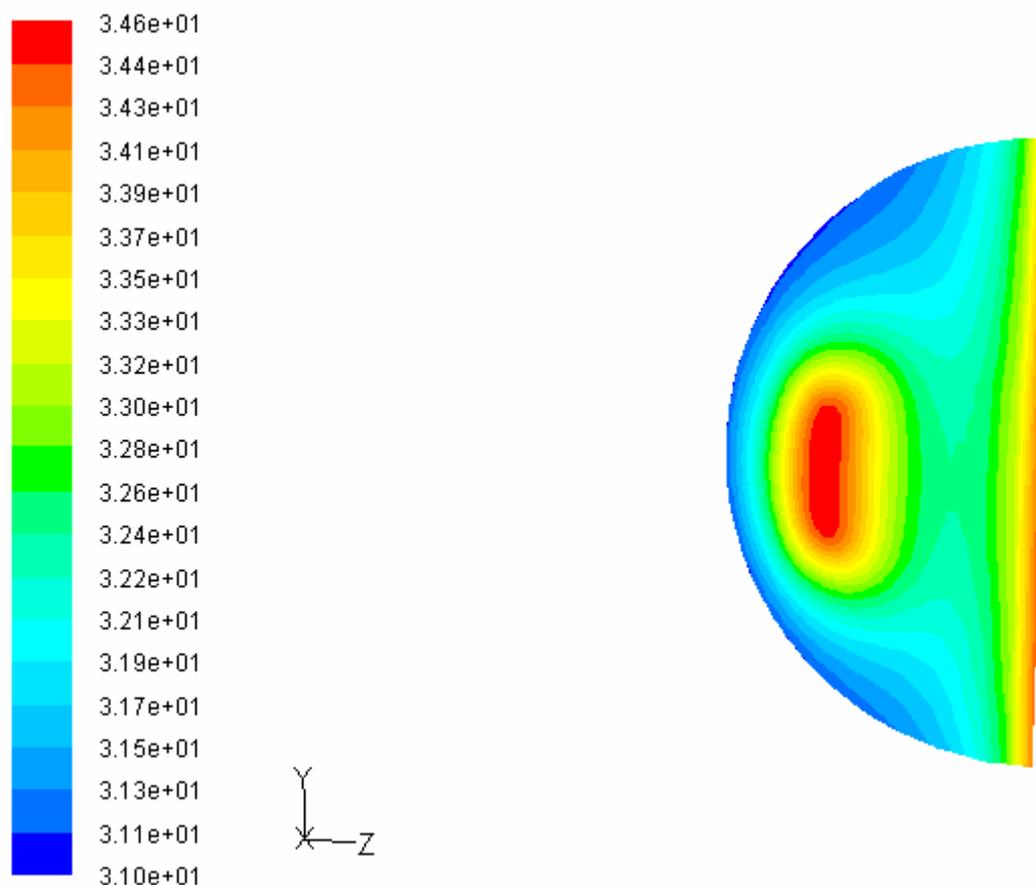


Figura 5.8 – Distribuição de temperatura da Paciente 1 com propriedades físicas de um tumor benigno.

5.3.2 Paciente 2

5.3.2.1 Mama Esquerda

Para as simulações da Paciente 2, a taxa de geração de calor metabólico utilizada foi de 65.400 W/m^3 , devido ao fato dos tumores serem menores que 1 cm, (Ng, 2001). A Figura 5.9 mostra o termograma obtido da superfície lateral da mama esquerda. A temperatura máxima no tumor maior, na linha (Li1) da imagem, é de $34,0^\circ\text{C}$. No tumor de menor volume a temperatura máxima medida (sp1) é de $33,2^\circ\text{C}$.

Para a solução numérica, três malhas triangulares não-estruturadas foram analisadas. A primeira malha possui 19.025 nós, 107.043 elementos e 216.364 faces. A segunda, 25.363 nós, 142.927 elementos e 288.830 faces; e a terceira, 28.255 nós, 158.278 elementos e 320.205 faces. A análise foi feita para o tumor de maior tamanho. A primeira malha apresentou uma temperatura de $33,8^\circ\text{C}$. A diferença de temperatura máxima da segunda malha para a primeira foi de $0,2^\circ\text{C}$, e não houve variação de temperatura da segunda para a terceira malha. Então, a segunda malha foi a escolhida, pois não houve modificação na temperatura calculada e o tempo de processamento foi menor.

Na Figura 5.10 pode-se observar que a temperatura máxima obtida através do FLUENT está em acordo com a máxima lida no termograma à frente da localização do tumor de maior volume, que é $34,0^\circ\text{C}$. E que também está de acordo com a temperatura lida no tumor de me-

nor volume que é 33,0 °C, apresentando um erro percentual de 0,6% quando comparada com o termograma acima.

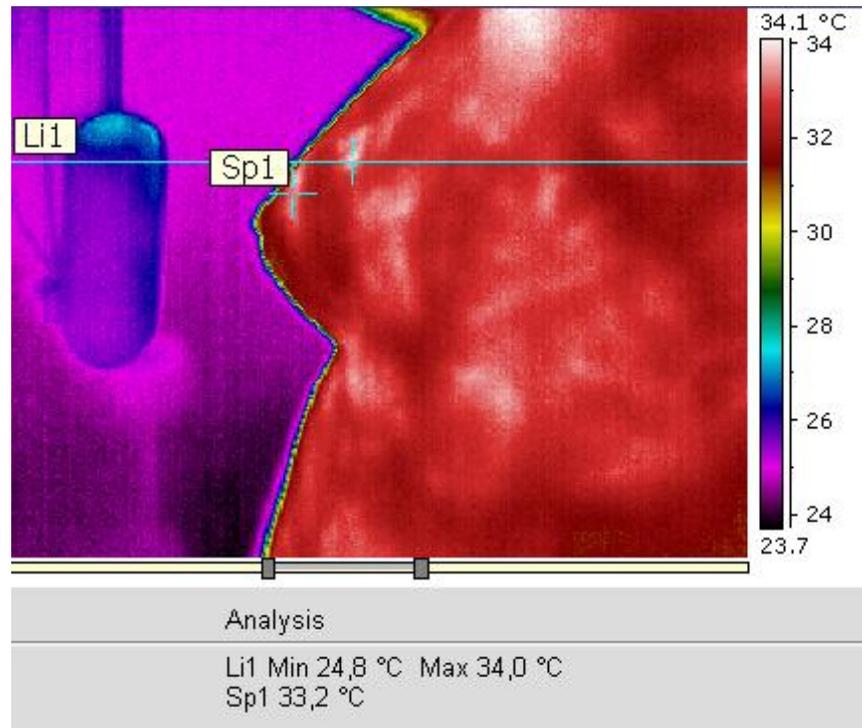


Figura 5.9 – Termograma da mama esquerda de Paciente 2, portadora de fibroadenoma.

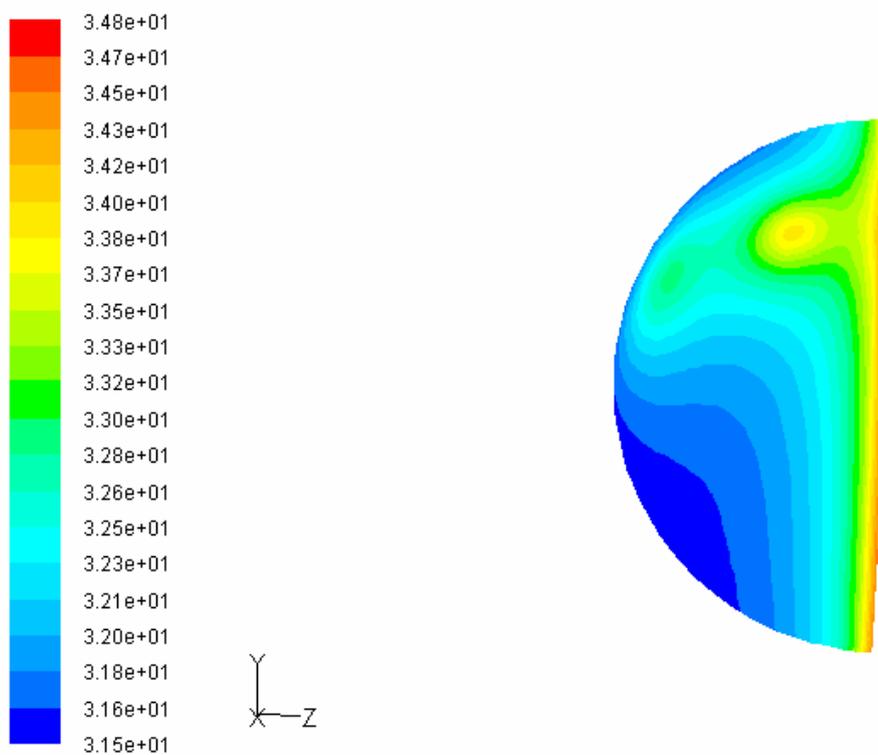


Figura 5.10 – Distribuição de temperatura na mama esquerda da Paciente 2.

5.3.2.2 Mama Direita

Finalmente para esta paciente, a Figura 5.11 mostra a distribuição de temperatura obtida, na superfície frontal da mama direita. A temperatura máxima, no tumor benigno, registrada pelo ponto sp1 no termograma é de 33,6 °C.

Foi feito um estudo de convergência de malha para a solução numérica do problema, analisando-se quatro malhas triangulares não-estruturadas distintas. A primeira malha possui 15.728 nós, 86.893 elementos e 176.216 faces; a segunda, 20.600 nós, 114.789 elementos e 232.441 faces; a terceira, 24.143 nós, 134.535 elementos e 272.447 faces; e a quarta, 29.292 nós, 163.694 elementos e 331.358 faces. A primeira malha apresentou uma temperatura máxima de 33,1°C. A diferença de temperatura da segunda malha com a malha anterior é de 0,7°C e a diferença entre a segunda e a terceira é de 0,1°C. Entre a terceira e a quarta malhas não existiu variação de temperatura. Então, a malha escolhida foi a terceira, pois a temperatura máxima foi a mesma que a da quarta malha 33,7°C, e o tempo de processamento é menor.

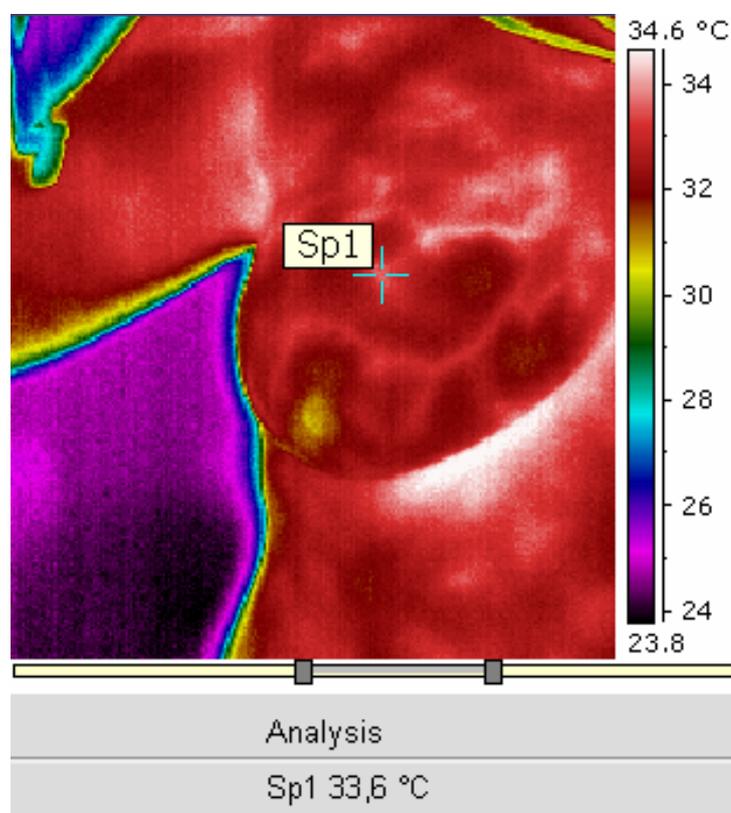


Figura 5.11 – Termograma da mama direita da Paciente 2 com fibroadenoma.

A Figura 5.12 mostra que a temperatura máxima obtida através do FLUENT está de acordo com a máxima registrada pelo termograma. O valor dessa temperatura é de 33,7 °C, como visto na escala associada à figura. O erro percentual foi de 0,3 % quando comparada com o termograma da mama direita da Paciente 2. Para uma melhor visualização da localização do tumor, tem-se a Figura 5.13 que mostra a distribuição da temperatura na superfície lateral da mama

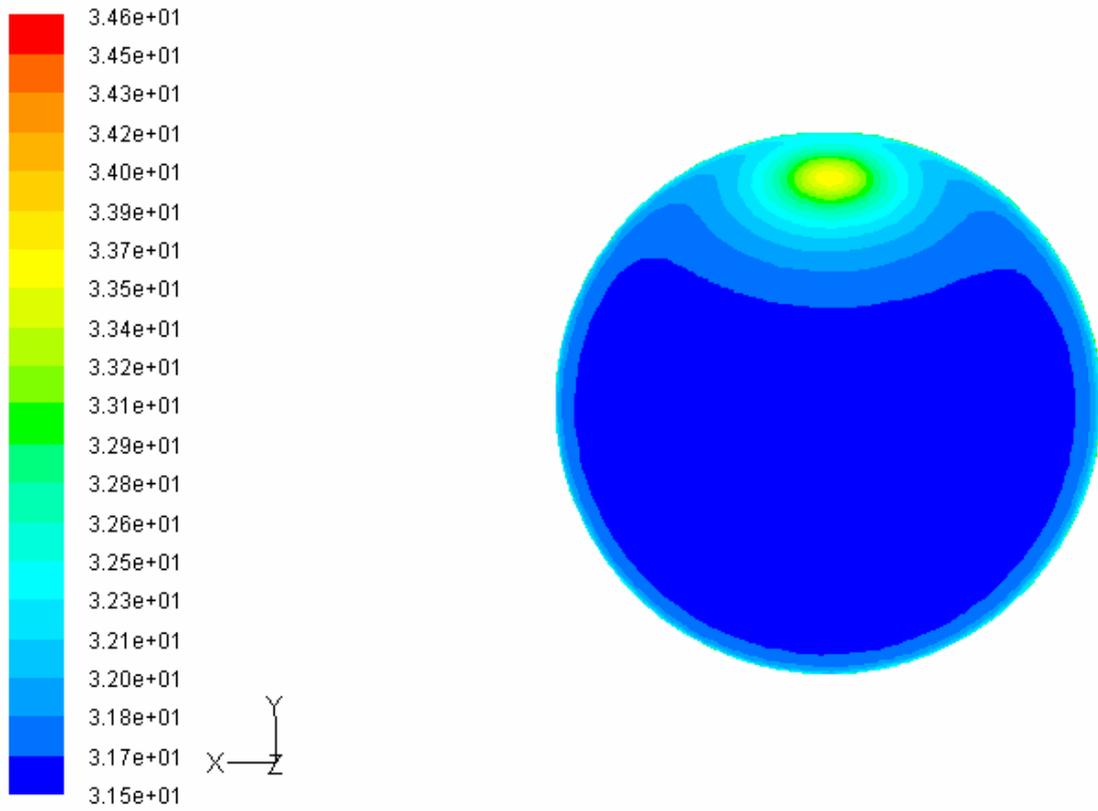


Figura 5.12 – Distribuição de temperatura na mama direita da Paciente 2 (vista frontal).

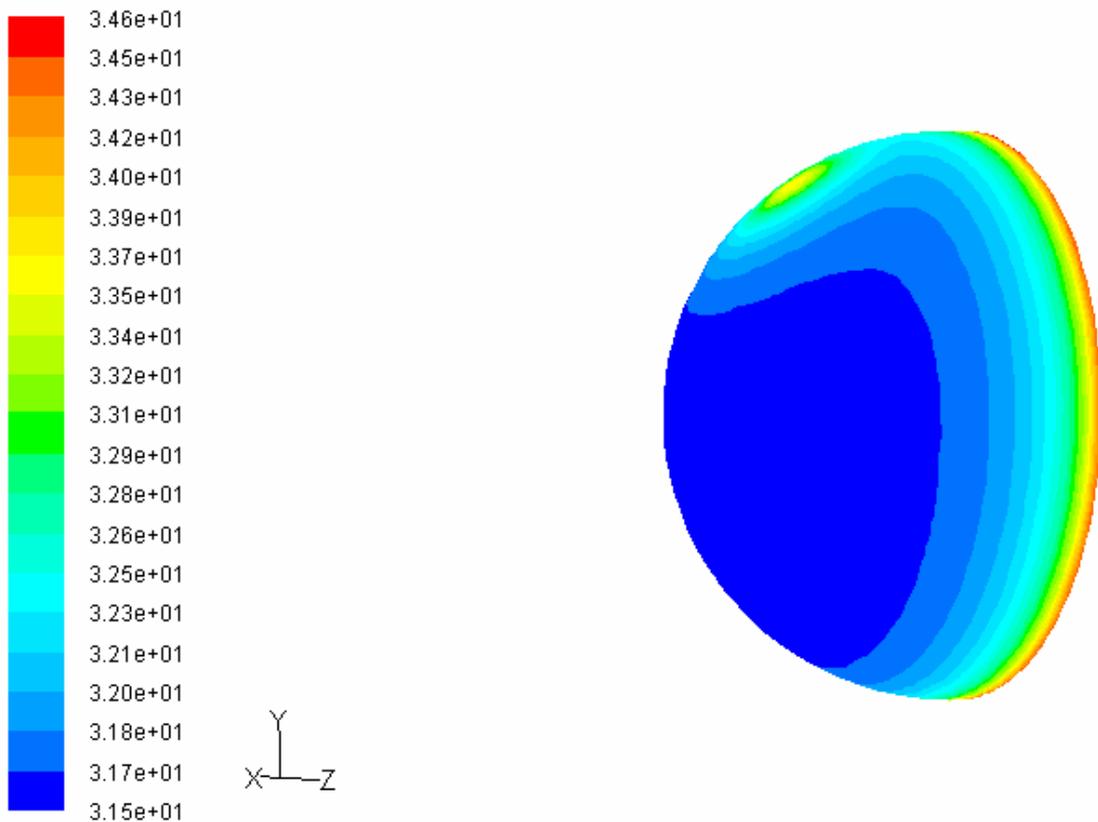


Figura 5.13 – Distribuição de temperatura na mama direita da Paciente 2 (vista lateral).

6. CONCLUSÕES

Os resultados aqui apresentados mostram uma tentativa de primeira validação das temperaturas calculadas pelo MFV, através de imagens termográficas.

Do presente trabalho é possível concluir que:

1. Os cálculos bidimensionais não puderam ser comparados satisfatoriamente com as temperaturas obtidas pelas imagens termográficas, pois estas apresentam as temperaturas superficiais da mama enquanto que os cálculos 2D são feitos em um corte sagital da mama.
2. Mesmo uma geometria muito simplificada, como a usada nas análises tridimensionais, conseguiu fornecer uma boa precisão na temperatura máxima dos tumores, especialmente quando sua localização é descrita com precisão em outros exames, tais como a ultra-sonografia.
3. Apesar de o modelo utilizado para a análise ser limitado, pois usou propriedades para tecido glandular e não as do tecido adiposo, devido à idade das pacientes, o mesmo conseguiu obter resultados satisfatórios.
4. Apesar de o processo de extração digital do domínio ainda não está totalmente finalizado, foi possível se fazer uma primeira comparação entre a identificação manual do tumor e a digital, apresentando bons resultados.

Para trabalhos futuros, nesta linha de pesquisa, sugere-se:

- Incorporar à análise, geometrias tridimensionais reais de mama com reconstrução a partir de imagens ópticas ou termográficas; ou adquiridas através de máquina de medição de coordenadas, com comando numérico computadorizado, para um fantoma.
- Fazer um estudo paramétrico da posição do tumor mamário que reproduza o perfil de temperatura registrado pela imagem termográfica.
- Usar a termografia para fornecer subsídios para solução de problemas de métodos inversos de transferência de calor, permitindo inferir valores reais para propriedades termofísicas dos tecidos vivos.
- Usar a termografia em outras aplicações na área da médica, para identificação de diversas patologias.

- Numa avaliação mais ambiciosa, se chegar a acompanhar as pacientes inicialmente apenas por termografia, sem a necessidade de exposição aos raios X das mamografias;
- E mais, se verificar a possibilidade de diagnosticar pacientes apenas através das imagens termográficas conjuntamente com os resultados obtidos pelo método numérico usado na simulação.

REFERÊNCIA BIBLIOGRÁFICA

- ALDEIAS A. I., “Métodos experimentais em energia e ambiente: Termografia infravermelha”, Instituto Superior Técnico, 2003.
- ARAÚJO, M. C., LIMA, R. de C. F. de, MAGNANI, F. S., SANTOS, F. G. C dos, Uma investigação preliminar da possibilidade de utilização de câmera por infravermelho para detecção de diferentes patologias em clima tropical, XX Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, SP, pp. 105 -108, 2006.
- BARROS, A. C. S. D, NAZÁRIO, A. C, DIAS, E.N, SILVA, H. M. S, FIGUEIRA F., ASS. *Mastologia: Condutas*. Editora Revinter. 1998.
- BARTH, T.J., “Aspects of unstructured grids and finite-volume solvers for the Euler and Navier-Stokes equations”, *AGARD Report 787*, pp. 6.1-6.61, 1992.
- BEZERRA, L. A., SILVA, R. N. T, GUERRERO, J. R. H., MAGNANI, F. S.,” Estudo da influência de parâmetros na medição por termografia”, *Anais do IV Congresso de Engenharia Mecânica*, Recife, Pernambuco, 2006.
- BEZERRA, L. A., LIMA, R. de C. F. de, LYRA, P. R. M, ARAÚJO, M. C de, SANTOS, F. G. C dos, 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”, *8º Congresso Iberoamericano de Engenharia Mecânica*, Cusco, Perú, 2007.
- BOWMAN, H. F., “Estimation of tissue blood flow”, In: SHITZER, A. & EBERHART, R.C., *Heat Transfer in Medicine and Biology – Analysis and Applications*. Nova York, Plenum Press, vol. 1, cap 9, pp. 193-230, 1985.
- BRIOSCHI, M. L.; MACEDO, J. F.; MACEDO, R. A. C. Termometria cutânea: novos conceitos. *J Vasc Br*, v. 2, n. 2, p. 151-160, 2003.
- BRONZINO, J. D., “Infrared imaging of the breast — an overview”, *The Biomedical Engineering handbook - Medical Systems and Devices*, 3º ed., CRC, 2006.
- CALAS, M. J. G., KOCH, H. A., DUTRA, M. V. P.,” Ultra-sonografia mamária: avaliação na diferenciação das lesões mamárias”, *Radio Bras*, vol 40, pp. 1-7, 2007.
- CARVALHO, D. K. E. de, “Um sistema computacional para geração e adaptação de malhas não-estruturadas bidimensionais”, Recife, (Dissertação de Mestrado – Departamento de Engenharia Mecânica/Universidade Federal de Pernambuco), 70p, 2001.
- CHARNY, C.K., “Mathematical models of bioheat equation”. In: CHO, Y. I., ed. *Advances in Heat Transfer: Bioengineering Heat Transfer*, Academic Press, Inc. vol. 22, pp. 19–155, 1992.

- DILLER, K. R., “Modeling of bioheat transfer processes at high and low temperatures”. In: CHO, Y. I., ed., *Advances in Heat Transfer: Bioengineering Heat Transfer*, Academic Press, Inc., vol. 22, pp. 157–357, 1982.
- EKSTRAND V., WIKSELL, H., et al., “Influence of electrical and thermal properties on RF ablation of breast cancer: is the tumour preferentially heated?”, *BioMedical Engineering OnLine*, 2005.
- FLIR Systems, ThermaCAM™ S45, Manual do operador, abril 2005, publ. n° 1 558 007.
- FLUENT Inc. (<http://www.fluent.com>).
- FLUENT, “User’s guide - FLUENT 6.2”, 2005.
- FURMAN-HARAN, E., Schechtman, E., KELCZ, F., DEGANI, H., “Magnetic resonance imaging reveals function diversity of the vasculature in benign and malignant breast lesions”, *American Cancer Society*, vol. 104, pp. 709-718, 2005;
- GAUTHERIE, M., “Thermopathology of breast cancer: measurements and analysis of *in vivo* temperature and blood flow”, *Ann. N.Y. Acad. Sci.*, 335, 383, 1980.
- GAUTHERIE, M., et al., “Thermobiological assessment of benign and malignant breast diseases”. *Am. J. Obstet. Gynecol.*, 147, 861, 1983.
- GORE, J. P., XU, L. X., “Thermal imaging for biological and medical diagnostics”, CRC press, 2003.
- GUIMARÃES, C.S.C., “Modelagem Computacional da Biotransferência de Calor no Tratamento por Hipertermia em Tumores de Duodeno através do Método dos Volumes Finitos em Malhas Não Estruturadas”, Recife, (Dissertação de Mestrado – Departamento de Engenharia Mecânica/Universidade Federal de Pernambuco), 80p, 2003.
- GUPTA, A., GORE, J. P., XU, L. X., “Feasibility study of early breast cancer detection using infrared imaging”, 2002.
- HEALINGWELL. Disponível em: <<http://www.healingwell.com>>. Acesso em: julho de 2005.
- HERRICK, A. L.; HUTCHINSON, C. Vascular imaging. *Best Practice & Research Clinical Rheumatology*, v.18, n. 6, p. 957–979, 2004.
- HU, L., GUPTA, A., GORE, J. P., XU, L. X., Effect of Forced Convection on the Skin Thermal Expression of Breast Cancer, *Journal of Biomechanical Engineering*, vol. 126, pp. 205-211, 2004.
- INCA – Instituto Nacional de Câncer, (www.inca.gov.br)
- KEMP - Centro Especializado em Mama, <http://kemp.med.br/literatura/mamografia.htm> acessado em 01/10/2007.
- LABVIEW- (<http://www.ni.com/labview>)

- LIMA, R. de C. F. de, LYRA, P. R. M., GUIMARÃES, C. S. C., Uma técnica para cálculo do campo de temperaturas em tumores abdominais pela solução da equação da biotransferência de calor através do uso do método dos volumes finitos em malhas não-estruturadas, *Anais do 9th Latin American Congress in Heat and Mass Transfer*, San Juan, Porto Rico, pp. 219-230, ISBN 0972607102, 2002.
- LOVE, T. J., “Analysis and application of thermography in medical diagnosis”, in Shitzer, A.; Eberhart, R. C.: *Heat transfer in medicine and biology*, vol. 2, pp. 333-352. New York: Plenum Publishing Corporation, 1985.
- LYRA, P. R. M., LIMA, R de C. F. de, GUIMARÃES, C. S. C., CARVALHO, D. K. E. de, “Uma formulação com estrutura de dados por arestas do método dos volumes finitos na solução de problemas de potencial”, In: MECOM'2002 - FIRST SOUTH AMERICAN CONGRESS ON COMPUTACIONAL MECHANICS, *Anais*, Parana - Santa Fé, Argentina, 2002.
- LYRA, P. R. M., LIMA, R. de C. F. de, GUIMARÃES, C. S. C., CARVALHO, D. K. E. de, An edge-based unstructured finite volume procedure for the numerical analysis of heat conduction applications, *J. Braz. Soc. of Mech. Sci. and Eng.*, vol. 26, pp. 160-169, 2004.
- MALISKA, C. R., *Transferência de Calor e Mecânica dos Fluidos Computacional; Fundamentos e Coordenadas Generalizadas*, Rio de Janeiro, Ed. LTC, 1995.
- MTOOL: Programa de visualização. Endereço eletrônico. <http://www.tecgraf.puc-rio.br>.
- NG, E.Y.K., SUDHARSAN, N.M., “An Improved Three-Dimensional Direct Numerical Modelling and Thermal Analysis of a Female Breast With Tumour”, *Proc. Instn Mech Enghs*, vol. 215, pp. 25-36, 2001.
- NG, E.Y.K., SUDHARSAN, N.M., “Computer simulation in conjunction with medical thermography as an adjunct tool for early detection of breast cancer”, *BMC Cancer*, vol. 4, 2004.
- NYIRJESY, I., AYME, Y., et al., “Clinical evaluation, mammography, and thermography in the diagnosis of breast carcinoma”. *Thermology*, 1, 170, 1986.
- OSMAN, M.M. AND AFIFY, E.M., “Thermal modeling of malignant women’s breast”, *ASME J. Biomech.Eng.*, 110, 269, 1988.
- PERAIRE, J., PEIRÓ, J. & MORGAN, K., “Finite element multigrid solution of Euler flows past installed aero-engines”, *J. Computational Mechanics*, vol.11, pp. 433-451, 1993.
- SANTOS, S. K. da S. de L., LIMA, R. de C. F. de, 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”, 8º Congresso Iberoamericano de Engenharia Mecânica, Cusco, Perú, 2007.
- SANTOS, V.T., Segmentação de imagens mamográficas para detecção de nódulos em mamas densas, São Carlos (Dissertação de mestrado – Departamento de Engenharia Elétrica/ Universidade de São Carlos), 112p., 2002.

- SÉRGIO, B., “Estudo dos escoamentos gasosos e gás-sólido em ciclones pela aplicação de técnicas de fluidodinâmica computacional”, Campinas-SP, (Tese de doutorado – Departamento de Engenharia Química – UNICAMP), 234 p., 2005.
- SILVA, M. K. da, “Estudo de Modelagem Numérica Tridimensional de Ciclones do Tipo Lapple para Separação Gás-Sólido”, (Dissertação de mestrado – Departamento de Engenharia Química/ Universidade Federal de Santa Catarina), Santa Catarina, 79p., 2006.
- SILVA, G. M. L. L. da, “Análise da biotransferência de calor nos tecidos oculares devido à presença de implantes retinianos através da utilização do método dos volumes finitos em malhas não-estruturadas”, (Dissertação de Mestrado – Departamento de Engenharia Mecânica/Universidade Federal de Pernambuco), 2004.
- SORENSEN, K.A., “A multigrid procedure for the solution of compressible fluid flows on unstructured hybrid meshes”, Ph.D. thesis C/PH/251/01, University of Wales – Swansea, 2001.
- SUDHARSAN, N.M., NG E.Y.K., “Surface Temperature Distribution of a Breast with and without Tumor”, *Int. J. Comput. Meth. Biomechanics Biomed. Engng*, vol. 2(1), pp. 187-199, 1999.
- THOMASSIN L et al., Proceedings of the Third International Congress of Thermology, New York: Plenum Press, 1984: 575-9, em (<http://www.taps.org.br/Paginas/cancerarti07.htm>).
- THOMSEN, L. L., MILES, D. W., HAPPERFIELD, L., BOBROW, L. G., KNOWLES, R. G., AND MONCADA, S., 1995, “Nitric Oxide Synthase Activity in Human Breast Cancer”, *Journal of Cancer*, 72, pp. 41–44.
- USUKI, H., “Evaluation of the thermographic diagnosis of breast disease: Relation of thermographic findings and pathologic findings of cancer growth”. *Nippon Gan Chiryō Gakkai Shi*, 23, 2687, 1988.
- VERAVERBEKE, E.A., VERBOVEN, P., LAMMERTYN, J., CRONJE, P., DE BAERDEMAEKER, J., NICOLAI, B.M., 2005, “Thermographic surface quality evaluation of apple”, *Journal of Food Engineering*, Vol. 1, pp. 1-7.

Sites visitados:

(www.ctnc.com.pt) acessado em 31/08/2007

(<http://icavc.com.br>) acessado em 10/08/2007

www.cancerdemama.org.br - <http://www.cancerdemama.org.br/estrutura.htm> acessado em 05/07/2007

<http://www.joinville.udesc.br/processamentodeimagens/oCanc/oCanc.html> acessado em 10/08/2007

<http://anatpat.unicamp.br/lamgin26.html> acessado em 10/08/2007.