



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

**DESENVOLVIMENTO DE FERRAMENTA COMPUTACIONAL PARA
ANÁLISE PARAMÉTRICA DA INFLUÊNCIA DA POSIÇÃO E DO
TAMANHO DE UM TUMOR DE MAMA EM PERFIS DE TEMPERATURA**

LADJANE COELHO DOS SANTOS

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, Fevereiro de 2009

S586m Santos, Ladjane Coelho dos.

Desenvolvimento de ferramenta computacional para análise paramétrica da influência da posição e do tamanho de um tumor de mama em perfis de temperatura / Ladjane Coelho dos Santos. - Recife: O Autor, 2009.
xiv, 59 folhas, il., gráfs., tabs.

Dissertação (Mestrado) – Universidade Federal de Pernambuco. CTG. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, 2009.

Orientadora: Rita de Cássia Fernandes de Lima.

Co-Orientador: Paulo Roberto Maciel Lyra.

Inclui referências.

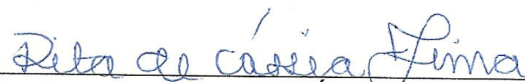
1. Engenharia Mecânica. 2.Termografia. 3. Câncer de Mama – Simulação Computacional. 4.Análise Paramétrica. I. Lima, Rita de Cássia Fernandes. II. Título.

“DESENVOLVIMENTO DE FERRAMENTA COMPUTACIONAL PARA ANÁLISE
PARAMÉTRICA DA INFLUÊNCIA DA POSIÇÃO E DO TAMANHO DE UM
TUMOR DE MAMA EM PERFIS DE TEMPERATURA”.

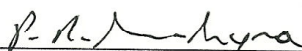
LADJANE COELHO DOS SANTOS

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

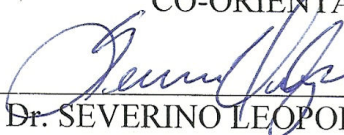
ÁREA DE CONCENTRAÇÃO: MECÂNICA COMPUTACIONAL
APROVADA EM SUA FORMA FINAL PELO
CURSO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECÂNICA/CTG/EEP/UFPE



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

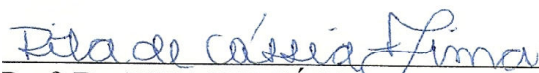


Prof. Dr. PAULO ROBERTO MACIEL LYRA
CO-ORIENTADOR



Prof. Dr. SEVERINO LEOPOLDINO URTIGA FILHO
COORDENADOR DO CURSO

BANCA EXAMINADORA:



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



Prof. Dr. PAULO ROBERTO MACIEL LYRA



Prof. Dr. FÁBIO SANTANA MAGNANI (UFPE)



Profª. Dra. AURA CONCI (UFF)

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho aos meus pais Djalma e Lizonete, amores eternos.

AGRADECIMENTOS

Primeiramente agradeço a Deus a quem pedi força para enfrentar os obstáculos e a que sempre agradeço por cada aprendizado.

Agradeço aos meus pais e a minha irmã Tatiane por toda paciência e amor.

Ao meu noivo, Ilidio, pelo amor, incentivo.

À Professora Rita, por ter me orientado neste trabalho, sempre me guiando diante das dificuldades.

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

Ao Professor Thiago Leite Rolim pela grande ajuda nas medições no fantoma.

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 Luciete Bezerra, pela amizade, disponibilidade em me ajudar, independente do horário, dedicando um precioso tempo nos esclarecimentos das dúvidas.

A Bruno pela disponibilidade em sempre ajudar com o Matlab.

A Dásio pela ajuda e disponibilidade de horário.

Aos amigos Amanda, Antônio, Andréa, Jane, Brito, Guaraci, Duarte, Reginaldo e a todos os colegas do curso de pós-graduação pelos momentos em que vivemos juntos.

A Eliane pela ajuda, força e pelo pão caseiro com café.

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.

Enfim, a todos que contribuíram positivamente para que este trabalho se concretizasse.

DESENVOLVIMENTO DE FERRAMENTA COMPUTACIONAL PARA ANÁLISE PARAMÉTRICA DA INFLUÊNCIA DA POSIÇÃO E DO TAMANHO DE UM TUMOR DE MAMA EM PERFIS DE TEMPERATURA

Ladjane Coelho dos Santos

RESUMO

A segunda causa de mortes de mulheres no Brasil é o câncer de mama, apesar de ser uma doença de diagnóstico relativamente fácil. Mesmo sendo antagônicas, essas informações são coerentes, pois as mulheres ainda têm receio de procurar ajuda médica e só o fazem quando a doença já está num estágio avançado, dificultando com isso o diagnóstico precoce. Devido a isso, o Ministério da Saúde tem investido na divulgação do auto-exame, do exame clínico e da mamografia que são vistas como as formas mais eficazes para detecção precoce do câncer de mama. A termografia, técnica que capta a emissão de radiação infravermelha de um objeto, aliada a estes exames tradicionais aumenta em 14% a chance de se detectar um câncer. Trata-se de uma técnica não invasiva, indolor e sem contato físico com o paciente, além de não emitir radiação. A existência de alguma patologia altera a temperatura do corpo que pode ser captada pela termografia. O tumor mamário é uma dessas patologias que com o aumento dos vasos sanguíneos causam uma elevação da emissão de calor. Dependendo do tamanho e da posição do tumor este aumento pode influenciar na temperatura na superfície da mama. Dentro de um objetivo maior que é verificar a aplicabilidade do uso da termografia na detecção precoce do câncer de mama, o trabalho em questão apresenta um programa computacional desenvolvido na plataforma Matlab para automatizar várias análises de forma rápida e organizada. O mesmo é capaz de gerenciar a utilização de um programa gerador de malhas e um outro comercial CFD (*Computational Fluid Dynamics*), FLUENT, de forma sequenciada, e otimizando a memória de armazenamento de arquivos automatiza várias análises. Inicialmente o programa foi testado com uma geometria bidimensional construída com dois domínios circulares. Para uma análise mais realista foi utilizado um fantoma o qual foi preso a uma máquina de medição de coordenadas para obter as coordenadas dos pontos da mama direita. Sob o gerenciamento do programa implementado no presente trabalho, uma geometria mais realista da mama foi construída com esses pontos e as simulações foram realizadas pelo FLUENT, que usa o Método dos Volumes Finitos para resolver a Equação da Biotransferência de Calor. Apesar de usar uma geometria diferente para o tumor do que se apresenta na realidade, as análises confirmaram as expectativas.

Palavras-chaves: Termografia, câncer de mama, simulação computacional, análise paramétrica, máquina de medição de coordenadas.

THE DEVELOPMENT OF A COMPUTATIONAL TOOL FOR THE PARAMETRIC ANALYSIS FROM THE INFLUENCE OF THE POSITION AND THE SIZE OF BREAST TUMOR IN THE TEMPERATURE PROFILES

Ladjane Coelho dos Santos

ABSTRACT

The breast cancer is the second cause of death of women in Brazil, despite the fact that it has a good diagnosis. Although antagonistic, such information is consistent, because women are still afraid to look for medical help. In the majority of the cases, the medical diagnostic occurs only when the disease is already in advanced stages. Because of this, the Health's Ministry has invested in the divulgation of self-examination, that in conjunction with the clinical examination and the mammography are seen as the most effective ways for precocious detection of breast cancer. The thermography is a technique that captures the emission of infrared radiation from an object. And if it is combined with these traditional examinations the chance of detecting a cancer is increased in 14%. It is a noninvasive technique, painless and without physical contact with the patient. And more important, it does not emit any radiation. The existence of some pathology changes the body temperature can be captured by the thermography. The breast tumor is one of those diseases in which the increase of the number blood vessels can cause an increase of the heat emission. The size and the position of the tumor may influence this increase in the temperature on the surface of the breast. Within a larger objective which is to verify the applicability of the use of thermography in the early detection of the breast cancer, this work intends to present a computer program, which was developed in the Matlab platform. In order to automate tests quickly and in a organized form. It is able to manage a mesh-generating program and a commercial CFD (Computational Fluid Dynamics), FLUENT, in sequence, and optimizing the memory storage of the resulting files. So it was possible to automate the execution of tumor and also, its position inside the breast. Initially the program was tested with a two-dimensional geometry built with two circular areas. For a more realistic analysis, a phantom was used it was connected to a machine for measuring coordinates (MMC) in order to obtain the points of the on the right breast. Under the management of the program implemented in this work, a more realistic geometry of the breast was constructed with points and the numerical simulations were performed by FLUENT. This program uses the method of the finite volumes for solving the Equation of Bioheat Transfer Equation (BHTE). Despite using a different geometry from a real tumor, the analysis confirmed the preliminary expectations.

Keywords: Thermography, breast cancer, computer simulation, parametric analysis, the coordinate measuring machine.

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO.....	1
1.1 MOTIVAÇÃO.....	1
1.2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....	2
1.2.1 Câncer.....	2
1.2.2 Câncer de Mama.....	3
1.2.3 Nódulo Mamário.....	4
1.2.4 Máquina de Medição de Coordenadas.....	5
1.2.5 Termografia.....	7
1.2.6 Utilização de Fantoma na Medicina.....	10
1.2.7 Ferramentas Computacionais.....	11
1.3 OBJETIVO.....	12
1.4 ORGANIZAÇÃO DO PRESENTE TRABALHO.....	12
2. MODELAGEM MATEMÁTICA E COMPUTACIONAL.....	13
2.1 MODELAGEM MATEMÁTICA.....	13
2.1.1 Equação da Biotransferência de Calor.....	13
2.2 MODELAGEM COMPUTACIONAL.....	14
2.2.1 Método dos Volumes Finitos.....	15
2.2.2 Aquisição da Geometria da Mama.....	16
2.2.3 Modelagem Geométrica e Geração de Malhas via Programa Computacional GAMBIT.....	17
2.2.4 Simulação Computacional através do Programa Computacional FLUENT.....	18
2.2.5 Programa Computacional Desenvolvido.....	20
2.2.5.1 Descrição do Programa PARAMETRICA.....	20
2.2.5.2 Descrição das Rotinas do Programa.....	22
2.2.5.2.1 Rotina “ReadParam”.....	22
2.2.5.2.2 Rotina “ProcessFile”.....	22
3. ESTUDOS REALIZADOS.....	25
3.1 MODELO HIPOTÉTICO BIDIMENSIONAL.....	26
3.1.1 Estudo Paramétrico Preliminar.....	27
3.1.1.1 Análise da Variação do Tamanho.....	28
3.1.1.2 Análise da Variação da Localização.....	29
3.2 MODELO HIPOTÉTICO TRIDIMENSIONAL.....	31

3.2.1 Estudo Paramétrico Preliminar de um Tumor Maligno.....	35
3.2.1.1 Análise da Variação da Localização do Tumor.....	35
3.2.1.2 Análise da Variação do Tamanho.....	37
3.2.2 Estudo Paramétrico Preliminar de um Tumor Benigno.....	39
3.2.2.1 Análise da Variação da Localização do Tumor.....	39
3.2.2.2 Análise da Variação do Tamanho.....	42
3.3 MODELO TRIDIMENSIONAL: CASO “REAL” (FANTOMA DOTADO DE UMA FONTE DE CALOR).....	45
3.3.1 Análise da Variação da Posição.....	48
3.3.2 Análise da Variação do Tamanho.....	51
4. CONCLUSÕES.....	56
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	57

LISTA DE SÍMBOLOS

c	Calor específico do tecido
c_s	Calor específico do sangue
h	Coefficiente de transferência de calor
k	Condutividade térmica
k_t	Condutividade térmica do tecido
$\nabla\phi$	Gradiente da variável genérica
Q_m	Taxa volumétrica de calor devido à geração de calor metabólico
Q_p	Taxa volumétrica de calor devido à perfusão sangüínea
Q_e	Taxa volumétrica de calor devido à fonte externa
t	Tempo
T	Temperatura
T_a	Temperatura do sangue arterial
T_v	Temperatura do sangue venoso
$S\phi$	Termo fonte da variável genérica
v	Velocidade

Símbolos Gregos

ρ	Massa específica do tecido
ρ_s	Massa específica do sangue
ω	Taxa volumétrica de perfusão sangüínea
Γ_ϕ	Coefficiente de difusão da variável genérica
ϕ	Variável genérica

Subscritos

a	Sangue arterial
s	Sangue
v	Sangue venoso

LISTA DE ACRÔNIMOS

BHTE	<i>Bioheat Transfer Equation</i>
CAD	<i>Computer Aided Design</i>
CFD	<i>Computational Fluid Dynamics</i>
DNA	Ácido Desoxirribonucleico
FDA	<i>Food and Drug Administration</i>
INCA	Instituto Nacional do Câncer
NURBS	<i>Non-Uniform Rational B-Splines</i>
TMC	Tecnologia de Medição de Coordenadas
UDFs	<i>User Defined Functions</i>
UFPE	Universidade Federal de Pernambuco

LISTA DE FIGURAS

Figura 1.1- Célula normal sendo atacada por agentes cancerígenos. (www. ufv.br).	3
Figura 1.2- Estrutura normal da mama (www. ufv.br).	5
Figura 1.3 - Máquina de Medição de Coordenadas. (https://woc.uc.pt/matematica).	6
Figura 1.4 - Processo de digitalização de uma superfície com TMC. (http: //www. mitutoyo.com.br).	7
Figura 1.5 - Termograma da fachada. (http://www.patrimoniocultural.org/publicacoes/teses/2007)	8
Figura 1.6 - Foto da fachada da Igreja. (http://www.patrimoniocultural.org/publicacoes/teses/2007)	8
Figura 1.7 – Termograma do campanário obtido às 15h30min.	8
Figura 1.8 – Termograma do campanário obtido às 19h00.	8
Figura 1.9 – Termografia de uma mama.	9
Figura 1.10 - Etapas na construção de um fantoma (Andrade, 2002).	11
Figura 2.1 – Máquina de Medição de Coordenadas.	17
Figura 2.2 – Etapas da modelagem computacional (www.fluent.com/software/gambit)	18
Figura 2.3 – Diferença entre a taxa de calor metabólico para tecido tumoral e normal.	19
Figura 2.4 – Arquivo “journal” (www. fluentusers.com).	20
Figura 2.5 – (a) Distâncias analisadas. e (b) Posições não permitidas.	21
Figura 2.6– Arquivo “journal” com os marcadores antes da rotina “ProcessFile”.	23
Figura 2.7 – Arquivo “journal” com os parâmetros modificados.	24
Figura 3.1- Malha bidimensional utilizada com 478 nós, 868 elementos e 1345 faces.	26
Figura 3.2 - Tela com os diretórios criados pelo programa PARAMETRICA.	27
Figura 3.3 – Caso 1- Tumor de 2 cm de diâmetro.	28
Figura 3.4 – Caso 2 - Tumor de 6 cm de diâmetro.	29
Figura 3.5 – Caso 3 - Tumor localizado na posição (1 cm,1cm)	30

Figura 3.6 – Caso 4 - Tumor localizado na posição (2 cm,2 cm)	30
Figura 3.7 - Importação das curvas.	32
Figura 3.8 - Formação das faces e do volume.	32
Figura 3.9 - Malha utilizada, com tumor esférico posicionado no ponto de coordenada (0,0).	33
Figura 3.10 - Visualização de perfil lateral da distribuição de temperatura.	34
Figura 3.11 - Visualização frontal da distribuição de temperatura.	35
Figura 3.12 – Caso 1- Nódulo localizado na posição (0 cm, 0cm, -1,5 cm).	36
Figura 3.13 – Caso 2- Nódulo localizado na posição (0cm, 0cm, -2cm).	36
Figura 3.14 – Caso 3- Nódulo localizado na posição (0cm, 0cm, -3cm).	37
Figura 3.15 - Caso 1: Perfil frontal da mama do fantoma com tumor de 2,0 cm de raio.	38
Figura 3.16 - Caso 2: Perfil frontal da mama do fantoma com tumor de 1,5 cm de raio.	38
Figura 3.17 – Caso 3: Perfil frontal da mama do fantoma com tumor de 1 cm de raio.	39
Figura 3.18 – Caso 1: Perfil frontal de temperatura com o tumor benigno na posição (0cm, 0cm, -1,5cm).	40
Figura 3.19 – Caso 2: Perfil frontal de temperatura com o tumor benigno na posição (0cm, 0cm, -2cm).	40
Figura 3.20 – Caso 3: Perfil frontal de temperatura com o tumor benigno na posição (0cm, 0cm, -3cm).	41
Figura 3.21 – Caso 1: Perfil frontal de temperatura com tumor benigno de 2,0 cm de raio.	42
Figura 3.22 – Caso 2: Perfil de temperatura com tumor benigno de 1,5 cm de raio.	43
Figura 3.23 – Caso 3: Perfil frontal de temperatura com tumor benigno de 1 cm de raio.	43
Figura 3.24 – Perfil da temperatura para alguns raios.	44
Figura 3.25 - Perfil da temperatura para algumas profundidades.	45

Figura 3.26 - Termograma da mama do manequim (vista lateral).	47
Figura 3.27 - Termograma da mama do manequim (vista frontal).	47
Figura 3.28 - Caso 1 -Distribuição da temperatura na mama (vista frontal).	48
Figura 3.29 - Distribuição da temperatura na mama (vista lateral).	49
Figura 3.30 - Caso 2 - Distribuição da Temperatura (vista frontal) com o tumor na posição (2,0 cm, 4cm, -4cm).	49
Figura 3.31 - Distribuição da Temperatura (vista lateral) na mama quando o tumor está na posição (2,0 cm, 4 cm, -4 cm).	50
Figura 3.32 - Caso 3 - Distribuição da Temperatura (vista frontal) quando o tumor está na posição (2,0 cm, 4cm, -5cm).	50
Figura 3.33 - Distribuição da Temperatura (vista lateral) quando o tumor está na posição (2cm, 4cm, -5cm).	51
Figura 3.34 - Caso1- Distribuição da Temperatura (vista lateral) com um tumor de 1,3 cm de raio.	52
Figura 3.35 - Distribuição da temperatura (vista frontal) com um tumor de 1,3 cm de raio.	52
Figura 3.36 - Caso 2 - Distribuição da Temperatura (vista lateral) com tumor de 1,5 cm de raio.	53
Figura 3.37 - Distribuição da Temperatura (vista frontal) com tumor de 1,5 cm de raio.	53
Figura 3.38 - Caso 3 - Distribuição da temperatura (vista lateral) com um tumor de 1,8 cm de raio.	54
Figura 3.39 - Distribuição da temperatura (vista frontal) com um tumor de 1,8 cm de raio.	54

LISTA DE TABELAS

Tabela 2.1 – Parâmetros e Configurações usados no FLUENT.	19
Tabela 3.1 - Propriedades termofísicas.	25
Tabela 3.2 – Estudo de convergência de uma geometria bidimensional	26
Tabela 3.3 – Análise paramétrica do tamanho do tumor no modelo bidimensional	29
Tabela 3.4 – Análise paramétrica da localização do tumor no modelo bidimensional.	31
Tabela 3.5 - Estudo de convergência de uma geometria tridimensional.	33
Tabela 3.6 – Análise paramétrica da localização do tumor maligno	37
Tabela 3.7 – Análise paramétrica do tamanho do tumor maligno	39
Tabela 3.8 – Análise paramétrica da localização do tumor benigno.	41
Tabela 3.9 – Análise paramétrica do tamanho do tumor benigno	44
Tabela 3.10 – Propriedades Termofísicas dos Materiais.	46
Tabela 3.11 - Estudo de convergência de uma geometria tridimensional.	48
Tabela 3.12 – Análise paramétrica da posição do tumor.	51
Tabela 3.13 – Análise paramétrica do tamanho do tumor.	55

1.INTRODUÇÃO

1.1 MOTIVAÇÃO

A luta contra o câncer de mama abrange campanhas de prevenção, desenvolvimento de drogas e o aprimoramento de equipamentos. O alvo das campanhas são as mulheres que ainda não tem informação ou aquelas que por tabu temem em procurar ajuda médica. Cada vez mais os profissionais da área médica têm defendido as novidades em termos de tecnologia capazes de detectar tumores menores, pois estudos comprovam que tumores menores que 1cm são curáveis ([www. diariodepernambuco.com.br](http://www.diariodepernambuco.com.br)). É neste contexto que a técnica da termografia vai ganhando força, pois é uma técnica não-invasiva e sem contato físico com a paciente.

Dados do Instituto Nacional do Câncer (INCA) indicam que, em 2008, foram diagnosticadas 2010 mulheres com câncer no Brasil. De acordo com o chefe do setor de mastologia do Hospital de Câncer de Pernambuco, Paulo Vicente de Oliveira Lima, o número de mulheres com tumor de mama vai dobrar nos próximos anos. A razão está nos novos hábitos femininos que estão deixando a mulher mais vulnerável do que décadas atrás.

O 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” aprovado pelo Comitê de Ética da Universidade Federal de Pernambuco (UFPE), em novembro de 2005, possibilitou um estudo intitulado, “Uso de Imagens termográficas em tumores mamários para validação de simulação computacional” (Bezerra, 2007), o qual utilizou um modelo tridimensional simplificado para validar dados simulados em um programa comercial de CFD (*Computational Fluid Dynamics*), o FLUENT, que usa método de Volumes Finitos para resolver a Equação de Biotransferência de Calor (BHTE- *Bioheat Transfer Equation*). No referido estudo foi efetuada comparação entre os valores das temperaturas medidas através de imagens de infravermelho e aquelas calculadas através de simulações computacionais. Para obter a geometria bidimensional foi utilizado um programa de CAD (“*Computer Aided Design*”) onde se extraiu manualmente os pontos do domínio em seguida os mesmos foram usados como arquivos e importados para um gerador de malha e em seguida efetuada a simulação. No modelo tridimensional a mama foi modelada como uma semi-esfera, com uma pequena base cilíndrica imitando a região de contorno do tórax. O tumor foi modelado como um cilindro tendo o mesmo volume dos fragmentos retirados na biópsia e com as dimensões obtidas pelo exame de ultra-som de um paciente.

A necessidade de investigar a capacidade de uma imagem termográfica identificar tumores de forma mais rápida levou ao presente trabalho, que envolve o desenvolvimento de um algoritmo para automatizar a construção de uma geometria “real”, geração da malha e correspondente simulação da distribuição da temperatura na mama. O trabalho anterior Bezerra (2007) serviu como fonte de subsídios para o desenvolvimento de um programa computacional, que efetua análises paramétricas de um modelo tridimensional mais real, ou seja, reconstruído a partir de pontos adquiridos de forma automatizada de uma mama real de um fantoma.

A tecnologia de medição de coordenadas (TMC) ou medição tridimensional é uma ferramenta que ocupa um espaço no setor de garantia da qualidade dimensional (Porath, 2001). As altas flexibilidades, precisão e informatização vêm garantindo o sucesso do emprego da TMC. Uma das vantagens do método de medição de coordenadas tem apresentado em relação a outros processos é a precisão dos pontos adquiridos e a facilidade de exportação desses pontos para sistemas de CAD.

Através de aplicativos de *softwares* comerciais como FLUENT (www.fluent.com) podem-se construir geometrias, gerar malhas e especificar condições de contorno e condições físicas. O pré-processador GAMBIT possibilita modelar domínios tanto bidimensionais como

tridimensionais, assim como a geração de malhas estruturadas ou não-estruturadas sobre estes domínios. O FLUENT é um programa computacional para modelagem de escoamento de fluidos, transferência de calor, massa e reações químicas, combustão, projetos aerodinâmicos, etc., em geometrias simples e complexas.

O princípio da termografia está baseado na medição da distribuição de temperatura superficial do objeto ensaiado, medição esta que é realizada pela detecção da radiação térmica ou infravermelha emitida por qualquer corpo, equipamento ou objeto. Atualmente, a termografia tem aplicações em inúmeros setores: na indústria automobilística é utilizada no desenvolvimento e estudo do comportamento de pneumáticos; na siderurgia tem aplicação no levantamento no perfil térmico dos fundidos (www.compoende.com.br/termografia.doc); na determinação de alguns problemas circulatórios, na avaliação da resposta do organismo à medicação, em tratamentos de fisioterapia e na detecção de diversos cânceres, incluindo tumores mamários; entre os outros.

O crescimento desordenado de células que invadem os tecidos e órgãos podendo espalhar-se por outras regiões do corpo é o que determina o crescimento de tumores malignos. Para crescer e desenvolver estes tumores necessitam de nutrientes ocasionando criação de novos vasos sanguíneos ao seu redor. Este fenômeno é conhecido como angiogênese. Assim esta região possui uma temperatura mais elevada que as outras, devido ao intenso fluxo sanguíneo. Este fato possibilita o uso da termografia no auxílio à detecção de tumores malignos, um dos componentes dos estudos que têm sido desenvolvidos pelo grupo dos professores orientadores e onde se insere o presente trabalho.

Além de trazer a reconstrução da geometria real da mama, o presente trabalho efetua um estudo paramétrico da influência da posição e tamanho do tumor no perfil de temperaturas medidas. Com a finalidade de agilizar e automatizar as citadas análises foi desenvolvido um programa na plataforma MATLAB, permitindo uma integração entre os softwares GAMBIT e FLUENT. Pretende-se com tais análises identificar a sensibilidade da termografia, ou seja, se é possível precisar em qual profundidade e com qual dimensão a imagem por infravermelha deixa de perceber um tumor. Por simplicidade, as análises serão efetuadas supondo-se tumores esféricos.

1.2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

1.2.1 Câncer

O crescimento desordenado de células que invadem os tecidos e órgãos, e que podem se espalhar para outras regiões do corpo é o que determina o câncer ou neoplasia maligna. As células dos animais possuem em seu interior dados que fornecem instruções para a organização das estruturas, formas e atividades das células no nosso organismo. Os genes são arquivos que guardam estes dados e carregam toda a informação genética e fazem parte de uma “memória química”, o ácido desoxirribonucléico (DNA) (Andrade, 2002).

Quando o DNA sofre alterações em genes especiais (oncogenes), levam a uma malignização das células normais, ou seja, um crescimento e multiplicação desordenada. Assim, vasos sanguíneos são criados e mantêm as atividades de crescimento descontroladas. O acúmulo dessas células forma os tumores malignos (Andrade, 2002).

A formação do câncer, em geral se dá lentamente, passando por vários estágios até chegar ao tumor. O primeiro estágio é o da iniciação, onde as células sofrem o efeito dos agentes cancerígenos que provocam as modificações dos genes como mostra a Figura 1.1.

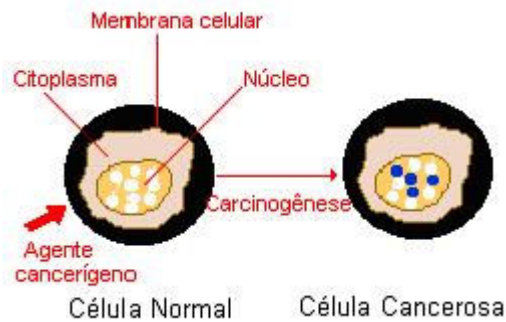


Figura 1.1–Célula normal sendo atacada por agentes cancerígenos.
(Fonte: [www. ufv.br](http://www.ufv.br)).

O estágio da promoção é o segundo onde a célula modificada geneticamente é submetida a um agente promotor atuante de um contato contínuo e prolongado que faz com que a célula se transforme em maligna. No estágio da progressão, a célula alterada começa se multiplicar, levando ao aparecimento de modificações clínicas (www.inca.gov.br).

O câncer recebe várias denominações dependendo onde se dá o seu aparecimento. O nome carcinoma é dado quando seu início se dá em tecidos epiteliais como a pele ou mucosa. Já quando o começo se dá em tecidos conjuntivos como osso, músculo ou cartilagem é chamado de sarcoma. Os diferentes tipos de câncer correspondem aos vários tipos de células do corpo (Andrade, 2002).

1.2.2 Câncer de Mama

O câncer de mama é o segundo tipo de câncer mais comum entre as mulheres. Segundo o INCA (Instituto Nacional de Câncer) cerca de 22 % dos casos novos de câncer em mulheres são de mama. A estimativa para 2008 é de que 49.400 novos casos tenham ocorrido no Brasil (www.inca.gov.br).

Como estudos (Ng, 2004) indicam que o uso da termografia, aliada aos exames tradicionais faz com que a sensibilidade de detecção de câncer de mama suba de 95 % a 98%, a prevenção poderia ter sido benéfica a mais 1.482 mulheres no Brasil em 2008.

Como fatores de risco à vida produtiva da mulher, a idade tem sido um dos mais importantes. Até os cinquenta anos as taxas de incidência do câncer de mama em mulheres cresce rapidamente, ficando mais lento ao passar por essa idade onde se inicia, em média, a menopausa. Assim, alguns estudos apontam para dois tipos de câncer de mama relacionados com a idade: pré-menopausa, um tipo mais agressivo; pós-menopausa associado com características indolentes.

Os fatores de riscos vão além da idade da menopausa (anticoncepcionais orais, terapia de reposição hormonal, idade da primeira gestação). Assim novas estratégias de rastreamentos factíveis para países com dificuldades orçamentárias têm sido estudadas.

No Brasil, o Ministério da Saúde recomenda como principais estratégias de rastreamento populacional um exame mamográfico, pelo menos a cada dois anos para mulheres de 50 a 69 anos e o exame clínico anual para mulheres de 40 a 49 anos. Mesmo sendo um câncer de relativo bom prognóstico, as taxas de mortalidade da mama continuam altas no Brasil, pois as mulheres por tabu ou ainda falta de informação só recorrem ao médico quando a doença está em estágio avançado (www.inca.org.br).

As formas mais eficazes para detecção precoce do câncer de mama são o auto-exame das mamas, o exame clínico e a mamografia. Cerca de 80 % dos tumores são descobertos pela própria mulher, apalpando suas mamas incidentalmente. Apesar disso, o auto-exame não substitui o exame clínico de rotina.

O auto-exame deve ser realizado uma vez por mês. A melhor época é uma semana após o ciclo menstrual. As mulheres devem procurar, neste exame, deformações, retrações e feridas ao redor do mamilo.

Uma avaliação sistematizada das mamas é o que constitui o exame clínico que é feito por um profissional da saúde treinado. Ele deve ser realizado anualmente, e o médico indicará a necessidade de mamografia.

A mamografia é o exame radiológico dos tecidos moles das mamas e é considerado um dos mais importantes procedimentos para o rastreio do câncer de mama ainda impalpável. A sensibilidade da mamografia à detecção do câncer de mama é alta. Apesar disso, entre 10 a 15% dos casos detectáveis no exame clínico podem deixar de serem percebidos pela mamografia. O rastreamento do câncer de mama feito pela mamografia, com periodicidade de um a três anos, reduz significativamente a mortalidade em mulheres de 50 a 70 anos.

Como nova alternativa, propõe-se há alguns anos o uso de imagens termográficas, pois é barato, indolor e totalmente digital.

1.2.3 Nódulo Mamário

A presença de um nódulo gera preocupação, mas conhecendo-se o tipo do nódulo esta preocupação pode ser eliminada.

Os nódulos encontrados nos mamilos das crianças recém-nascidas que preocupam muitos pais são compostos por tecido mamário verdadeiro que pode aumentar em resposta aos estrogênios maternos circulantes e que irá diminuir nos meses subsequentes à medida que os efeitos estrogênicos diminuem. A dilatação das mamas, inchaço e sensibilidade das mamas pode ser encontrada em recém-nascidos de ambos os sexos e não apenas normal, mas é esperada. O tamanho da mama em mulheres grávidas é também utilizado na avaliação da proximidade do parto normal.

O nódulo abaixo do mamilo encontrado em garotos adolescentes é outro tipo de nódulo mamário. A dilatação pode ser pequena ou bem significativa e é uma reação à alteração e hormônios e desaparece no decorrer de alguns meses (<http://adam.sertaoggi.com.br>).

Na mama de uma mulher adulta a presença de um nódulo mamário, levanta uma preocupação, embora a maioria não apresente perigo, pois menos de um quarto de todos os casos são considerados cancerosos.

Desenvolvidas e orientadas para secreção láctea, as mamas são glândulas cutâneas do tipo sudorípara. A constituição da estrutura mamária é basicamente papila, aréola, dutos, lobos, lóbulos da fáscia que envolve a glândula. Noventa por cento (90%) dos carcinomas mamários originam-se nos dutos. Os tipos mais comuns são o carcinoma dutal *in situ*, carcinoma lobular *in situ*, carcinoma dutal invasivo, carcinoma medular, carcinoma mucinoso e doença de Paget que atinge os mamilos (Andrade, 2002).

A Figura 1.2 a seguir mostra a constituição da mama, onde se observa a localização dos dutos.

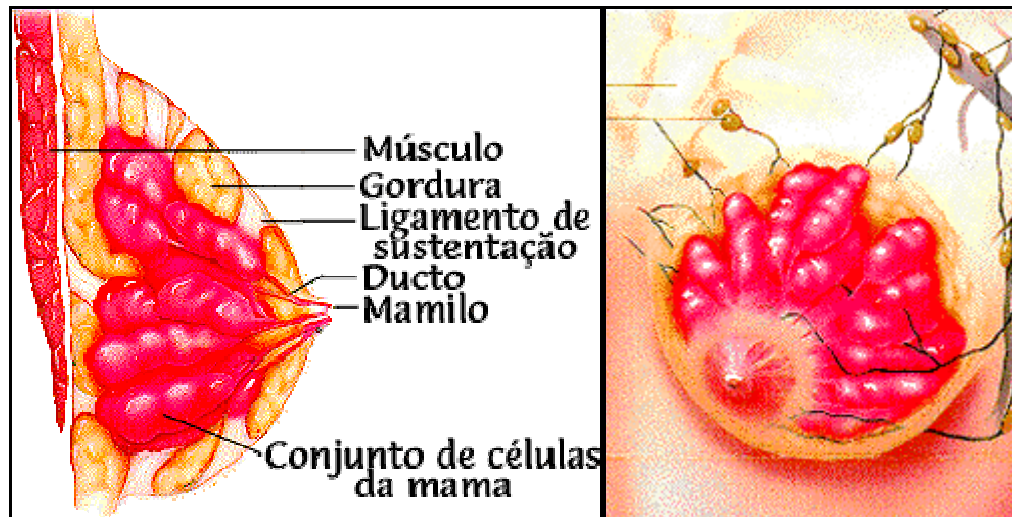


Figura 1.2- Estrutura normal da mama (fonte: [www. ufv.br](http://www.ufv.br)).

Existem alterações benignas que podem ocorrer em uma ou nas duas mamas e são observadas com frequência. Os nódulos podem apresentar formas regular, lobulada, irregular e espiculadas. Os benignos normalmente são arredondados com bordas lisas ou elásticas ou levemente flutuantes e não são fixos. A malignidade aumenta à medida que a forma vai ficando mais irregular (Ribeiro, 2006).

Um fibroadenoma, nódulo benigno que pode ser sentido mais facilmente, é o tumor mais comum encontrado em mamas femininas. Apresenta consistência dura e elástica, não-sensível, móvel à apalpação (Bezerra, 2007). Há casos que envolvem nódulos múltiplos, porém estes são poucos encontrados na mama. Geralmente um médico pode diagnosticar um fibroadenoma pela palpação da mama. Embora sejam inofensivos, a remoção cirúrgica é recomendada, pois não há garantia de não ser canceroso, além de poder crescer bastante e deformar a mama.

Quando os nódulos mamários são preenchidos de líquido ao redor dos tecidos fibrosos tem-se os cistos que também são comuns e ocorrem com mais frequência durante os anos reprodutivos. De maneira geral as duas mamas são envolvidas. O diagnóstico é feito através da aspiração com agulha, e se o líquido que estiver sendo retirado for de uma cor parda ou amarelada e contiver sangue, o desaparecimento acontecer depois desse procedimento e um estudo mais detalhado não será mais necessário (<http://adam.sertaoggi.com.br>).

Um pequeno crescimento dentro do ducto mamário, inofensivo e frequentemente não sentido caracteriza outro tipo de nódulo mamário. Em alguns casos o único sintoma é uma secreção aquosa e rosa do mamilo. Uma vez que a secreção pode estar associada ao câncer, um exame microscópico do líquido e uma mamografia devem ser feitos e a remoção cirúrgica é recomendada.

Uma lesão da mama pode levar à formação de um nódulo que é um coágulo sanguíneo, formado pelo acúmulo de sangue na área traumatizada. A área pode inchar e ficar sensível, mas deve voltar ao normal em alguns dias ou semanas, dependendo da lesão. Se o coágulo não for absorvido pode ser indicada uma cirurgia para remover o nódulo ou drenar o líquido (<http://adam.sertaoggi.com.br>).

1.2.4 Máquina de Medição de Coordenadas

A máquina de medição de coordenadas é uma materialização do conceito de sistemas de coordenadas no espaço. A estrutura de uma máquina é uma base fixa estável no qual se encontram três partes: uma mesa de medição, o pórtico e o braço (Figura 1.3). Para que todos os

pontos dentro do domínio da medição sejam acessíveis alguns desses componentes desta máquina são móveis (<https://woc.uc.pt/matematica>).

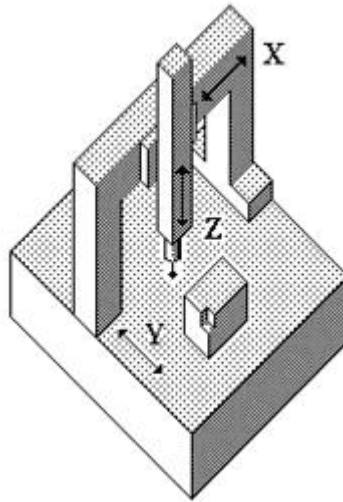


Figura 1.3 - Máquina de Medição de Coordenadas.
(fonte:<https://woc.uc.pt/matematica>).

Quando o sistema é acionado, a leitura de coordenadas é feita de forma automática em três escalas lineares graduadas que estão ligadas a cada uma das componentes que materializam os eixos de referência. Normalmente o acionamento do sistema é mecânico, porém é possível colocar manualmente o sensor quando o mecanismo de localização for sobre a superfície do objeto em medição. Existem outros tipos de mecanismo de medição que são acionados por sistemas ópticos de localização tal como raios laser que refletem na superfície medida, evitando o contato com o objeto.

Algumas correções são inseridas nas leituras sobre as escalas já que alguns erros são devidos aos objetos que possuem defeitos de fabricação ou variações devido ao ambiente (<https://woc.uc.pt/matematica>).

A Figura 1.4 mostra a digitalização de superfícies que consiste no tratamento digital dos pontos adquiridos pela máquina. Após obter a aquisição dos pontos, os mesmos são exportados para um sistema CAD (“*Computer Aided Design*”), dentro do qual a construção de curvas é realizada através de malhas poligonais (*meshs*) ou NURBS (Non-Uniform Rational B-Splines). Esta última preferida em muitos casos devido à sua precisão (<http://www.mitutoyo.com.br>).

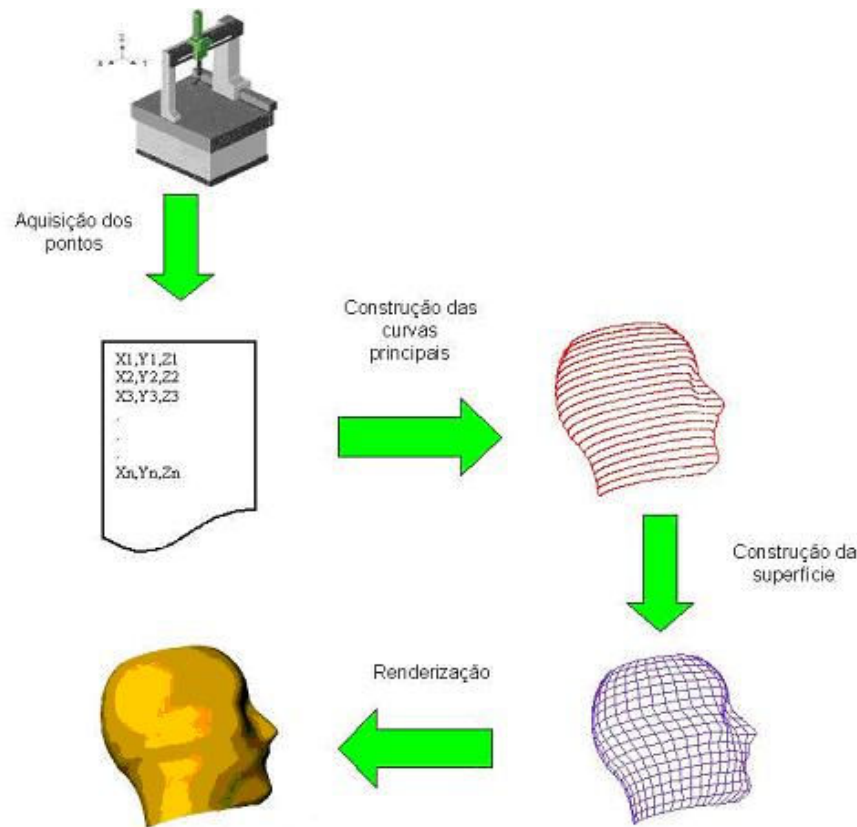


Figura 1.4 - Processo de digitalização de uma superfície com TMC.
(fonte: <http://www.mitutoyo.com.br>).

Alguns cuidados devem ser tomados para que a tecnologia de medição de coordenadas (TMC) seja confiável. Os operadores das máquinas devem ser devidamente capacitados já que além de cuidados de limpeza, os mesmos devem ter conhecimentos em metrologia garantindo assim que a estratégia de medição escolhida seja adequada à tarefa executada, pois uma fixação mal feita ou uma limpeza não muito rigorosa pode levar a uma medição errada. Um ambiente climatizado de forma incorreta pode afetar negativamente a medição. Deformações podem surgir no objeto devido à gradientes térmicos no volume da máquina causadas por direcionamento incorreto das saídas de ar frio ou proximidades com fontes de calor. Além disso, a máquina deve ser devidamente calibrada para garantir que os erros estejam dentro da especificação do fabricante. Para manter uma neutralidade algumas empresas têm optado por laboratórios independentes para realizar a calibração (<http://www.mitutoyo.com.br>).

1.2.5 Termografia

A termografia é um método que representa um corpo através do calor por ele emitido. É um dos métodos mais modernos utilizados atualmente, sendo uma técnica indolor e não invasiva, pois não emite radiação térmica, só capta radiação infravermelha como uma fotografia digital (<http://www.welfare.pt>).

Tem aplicações em vários setores: na indústria automobilística é utilizada no estudo e desenvolvimento de pneumáticos; na siderurgia tem aplicação no levantamento do perfil térmico dos fluidos; na indústria química utilizada na otimização do processo e controle de reatores e torres de refrigeração (www.componde.com.br/termografia.doc).

Na construção civil esta técnica tem sido empregada para detectar vazamentos, inspeção térmica de entorno de novas obras, e testes térmicos para conservação de patrimônio histórico.

As Figuras 1.5 e 1.6 a seguir retratam utilização da termografia para detectar as anomalias ocultas existentes na igreja San Omobono – Cremona, Itália. (Cortizo, 2007).



Figura 1.5 - Termograma da fachada.

Figura 1.6 - Foto da fachada da Igreja.

Fonte: <http://www.patrimoniocultural.org/publicacoes/teses/2007>

Seguindo a mesma linha, o estudo intitulado “Detecção de falhas em monumentos históricos de Olinda através de imagens por infravermelho” efetua uma análise de monumentos como igrejas e mosteiros. Uma das alterações mais importantes foi verificada na Igreja do Carmo (Figura 1.7 e Figura 1.8). O termograma da Figura 1.7 mostra um ponto quente no campanário que não foi visto num termograma da Figura 1.8. Como não havia falhas nas paredes vizinhas ao ponto, concluiu-se que se tratava de um ponto oco preenchido de ar que durante dia o estava quente e aos poucos o calor foi se dissipando. (Lima et al., 2006).

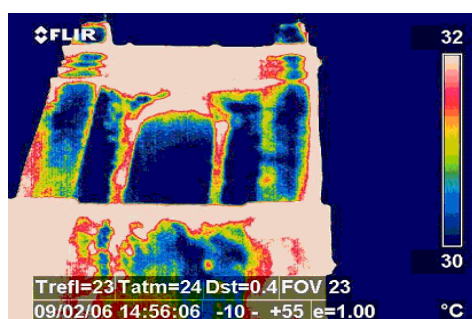


Figura 1.7 – Termograma do campanário obtido às 15h30min.



Figura 1.8 – Termograma do campanário obtido às 19h.

O uso da temperatura como forma de medir a saúde do corpo é um método antigo. A mudança de temperatura local do sangue, tecido, pele está relacionada à diferença entre a energia perdida ou recebida por condução ou convecção ou por algum processo químico, como o metabolismo. Um indivíduo saudável pode possuir diferentes temperaturas com base nas condições ambientais, na perfusão sanguínea controlada pelo sistema nervoso e também nas taxas metabólicas controladas por fatores complexos (Gore et al, 2003).

Na medicina, a utilização da termografia teve início em 1956 quando Lawson descobriu que a temperatura da pele na região onde existia um câncer de mama era superior à do tecido normal. Além disso, mostrou que o sangue venoso que drena o câncer é mais quente que o arterial. Em 1982 o FDA (*Food and Drug Administration*) publicou a sua aprovação e classificação da termografia como procedimento diagnóstico do câncer de mama (Amalu, 2006).

Dentre os estudos publicados no século XIX, o astrônomo Herschell (1840), descobriu a radiação infravermelha, a partir de estudos das temperaturas das faixas espectrais da luz visível. Através da decomposição cromática de toda a faixa de temperatura irradiada por um objeto, uma imagem térmica deste pode ser obtida na faixa do infravermelho do espectro eletromagnético (Garcia, 2004).

Todos os objetos com uma temperatura acima do zero absoluto (-273°C) emitem radiação infravermelha a partir da sua superfície. A lei de Stefan-Boltzmann define a relação entre temperatura e energia indicando que da radiação emitida por um objeto é diretamente proporcional à área do objeto e de emissões e à quarta potência da sua temperatura absoluta (Amalu, 2006).

No corpo humano, a temperatura fica constante em condições normais, mas quando da existência de algumas patologias esta temperatura se altera o que pode ser captado pela técnica da termografia. Processos infecciosos e inflamatórios causam um aumento de fluxo sanguíneo causando um aumento de emissão de calor como pode ser observado na Figura 1.9 onde a região mais quente indica a presença de um abscesso, uma infecção localizada no tecido mamário. Já processos degenerativos provocam uma diminuição do fluxo sanguíneo.

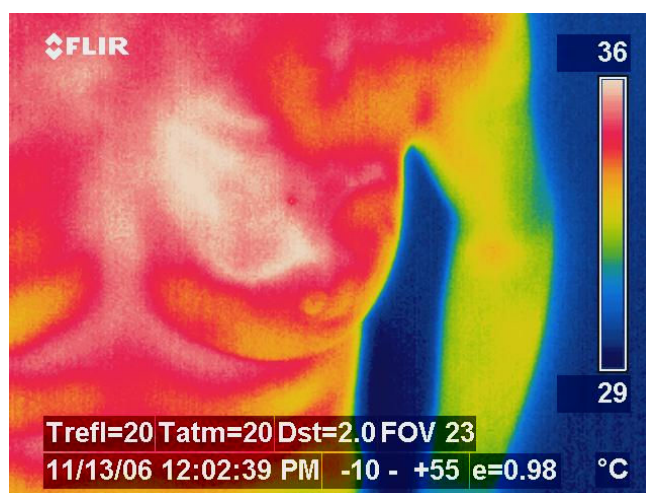


Figura 1.9 – Termografia de uma mama.

Graças à termografia patologias como câncer podem ser detectadas numa fase incipiente. De acordo com estudos anteriores a existência de um tumor de mama causa uma elevação de 2 a 3 °C na superfície da pele onde se localiza o tumor, pois nessa região a taxa de perfusão sanguínea e a geração de calor metabólico são maiores de que em uma mama normal (Bezerra (2007)). Devido a esta ligação da perfusão sanguínea com a termografia, esta é considerada um exame fisiológico, o que aumenta substancialmente a possibilidade de detecção de patologias mamárias.

Em 1986, Usuki observou uma sensibilidade de 88% da termografia na detecção do câncer de mama. Comparando o exame clínico, a mamografia e a termografia em diagnóstico de câncer e usando três grupos de pacientes: 716 pacientes com carcinoma confirmado; 3.305 pacientes com tumor benigno e 8.757 pacientes em geral totalizando 16.778 pacientes. Nyirfesy (1986 in: Bronzino, 2006) comprovou que 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). Nenhum exame é 100 % preciso o que confirma que a termografia como um grande reforço para que outros exames como a mamografia e o ultra-som, que são considerados exames anatômicos (Bezerra 2007), possa contribuir para detecção precoce de distúrbio mamário.

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 a mamografia para mulheres com idade a partir de 35 anos, apesar desse exame ter sua sensibilidade comprometida em mulheres mais jovens, pois estas apresentam uma maior quantidade de tecido glandular nas mamas, o que torna esses órgãos mais densos e firmes. Os raios-X são absorvidos pelo estroma da mama (tecido que forma a substância básica) podendo mascarar alguma patologia, já a termografia não sofre comprometimento algum relacionado à idade da paciente e pode ser utilizada no auxílio à detecção precoce em mulheres jovens, pois é um exame não invasivo e sem contato físico com a paciente.

1.2.6 Utilização de Fantoma na Medicina

Em virtude da necessidade de inúmeras repetições de testes para se obter uma imagem termográfica satisfatória para serem usadas nas simulações computacionais, ficou inviável praticar estes testes em pacientes. Além do fator emocional, outros fatores atrapalham neste tipo de pesquisa como o desconforto da paciente em submeter-se às várias posições para melhor se obter as termografias. Assim, no presente trabalho, foi utilizado um fantoma (dorso feminino de PVC) tanto para obter as imagens termográficas como para aquisição dos pontos na reconstrução da mama real.

Nas pesquisas que envolvem radiação ionizante, por exemplo, o uso de fantoma consiste numa representação anatômica importante para o monitoramento das radiações na terapia médica, sendo necessária levar em consideração características específicas de anatomia e do material (Andrade, 2002). A Figura 1.10 mostra a construção de um fantoma para ser utilizado em radiações, há uma preocupação desde a reconstrução do tecido muscular da pele e das próteses oculares e auriculares até a presença do cabelo sintético, que favorecem a semelhança estrutural e estética do fantoma com a anatomia humana real. O painel (A) mostra o crânio seco e dentado. O painel (B) mostra as fases da reconstrução muscular. Em (C) observa-se a finalização da reconstrução muscular, as orelhas, o osso nasal, o recobrimento das órbitas e a reconstituição das gengivas com cera em vermelho. Os painéis (D) e (E) mostram os modelos em gesso tipo IV e gesso comum, respectivamente, com o modelo da face e o modelo de trabalho. O painel (F) mostra a face de silicone após a prensa final, antes do refinamento. Em (G) se observa o aspecto final do fantoma e da pele de silicone, com as próteses posicionadas, presença de cílios, sobrancelhas e cabelo. Os painéis (H) e (I) mostram os detalhes da cavidade oral, em uma vista posterior, evidenciando língua e palato.

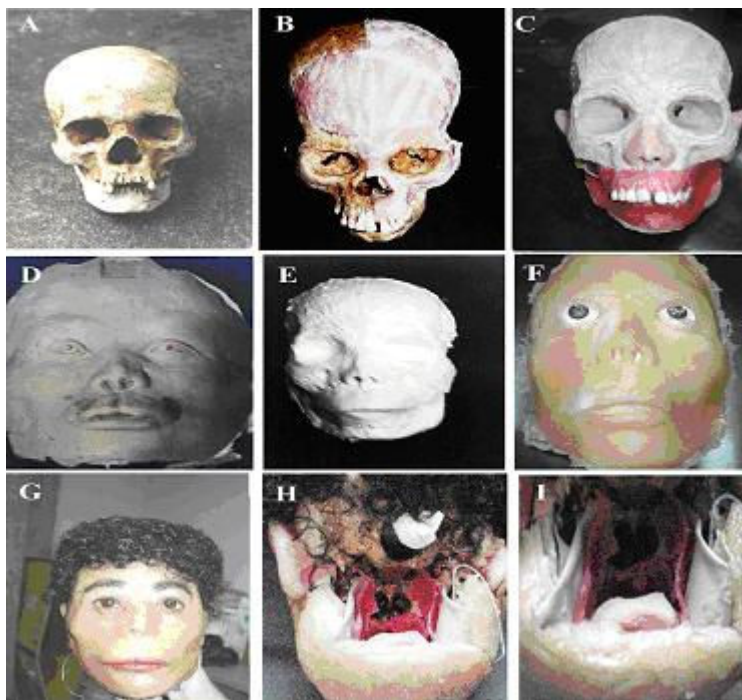


Figura 1.10 - Etapas na construção de um fantoma (Andrade, 2002).

A qualidade de uma imagem está se esbarrando em algumas limitações próprias à inspeção visual humano, ou seja, um longo tempo de aferição e a subjetividade. Assim é necessária a construção de sistemas para auxílio aos processos de controle de qualidade das imagens mamográficas. (Mascena et al., 2007). O uso de fantoma, neste caso, ajuda a validar a qualidade, já que um fantoma de 4 a 5 cm simula uma mama comprimida apresentando imagens radiograficamente semelhante às estruturas presentes numa mama.

Com o advento da informática, surgiram os fantasmas computacionais baseados em voxel, isto é, são baseados em imagens são baseados em imagens digitais obtidas através da varredura do corpo humano por tomografias computadorizadas, ressonâncias magnéticas ou processos ópticos (Frère, 2007). Os fantasmas voxels tridimensionais são representações fidedignas das estruturas anatômicas, com informações da composição química e densidade mássica dos tecidos do corpo humano, contribuindo para o melhoramento da qualidade dos tratamentos radioterápicos (Campos, 2008).

No presente trabalho, a necessidade de realizar análises em uma geometria real de uma mama levou ao uso de um manequim de dorso feminino como fantoma. Para gerar esta geometria foi utilizada uma máquina de medição de coordenadas (MMC), que possibilitou obter as coordenadas dos pontos da mama direita do fantoma. Através de ferramentas computacionais que serão descritas a seguir os pontos foram importados e usados na geração da geometria e da malha tridimensional. A geometria gerada foi então usada para efetuar as simulações computacionais das temperaturas.

1.2.7 Ferramentas Computacionais

No presente trabalho foram utilizados o software comercial FLUENT (www.fluent.com) com o qual foram feitas as simulações numéricas e o pré-processador GAMBIT, onde a geometria e a malha foram construídas. Além desses softwares foi usado um programa desenvolvido no Departamento de Engenharia Civil na Universidade Federal de Pernambuco (UFPE). O programa foi então adaptado para o presente trabalho recebendo o nome de PARAMETRICA o qual gera a malha e faz a simulação de forma automática, permitindo uma melhor análise paramétrica quanto ao tamanho e localização de um tumor em uma mama.

Milhares de empresas têm se beneficiado pelo uso do FLUENT em análise de engenharia e design, devido a seu amplo campo de atuação que vai desde aplicação aeronáutica, siderúrgica à medicina. O âmago de qualquer cálculo com CFD é uma malha computacional utilizada para dividir o domínio em milhares ou milhões de elementos onde as variáveis são calculadas e armazenadas. Estes elementos são criados no GAMBIT, pré-processador que trabalha junto com o FLUENT, formando uma malha interligada ao longo do volume (www.fluent.com).

A estrutura de cada ferramenta e a forma que cada uma contribuiu para este trabalho será comentada no Capítulo 2 do presente texto.

1.3 OBJETIVO

Dentro de um objetivo maior que é validar o uso da câmera termográfica como ferramenta auxiliar no diagnóstico de câncer de mama, o objetivo específico do presente trabalho é observar a sensibilidade da simulação computacional, quanto ao tipo de tumor, tamanho de um tumor e quanto à posição do mesmo em relação à superfície da mama.

1.4 ORGANIZAÇÃO DO PRESENTE TRABALHO

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

O Capítulo 1 mostra o conceito de câncer, câncer de mama, nódulo mamário. Apresenta a máquina de medição de coordenadas como forma de aquisição de pontos de uma mama real de um fantoma. Traz também uma descrição da técnica da termografia como detecção do tumor mamário como do uso de fantoma na medicina. Ainda neste capítulo há uma breve descrição das ferramentas computacionais utilizadas no presente trabalho.

O modelo matemático será abordado no Capítulo 2, assim como uma descrição detalhada das ferramentas computacionais utilizadas está apresentada no capítulo 3.

Os estudos paramétricos realizados em um modelo hipotético bidimensional assim como, com um tridimensional, além de um caso “real” serão mostrados no Capítulo 3.

Por fim apresentam-se as conclusões obtidas (Capítulo 4) seguidas das referências bibliográficas.

2.MODELAGEM MATEMÁTICA E COMPUTACIONAL

A modelagem do fluxo de calor em sistemas biológicos é um assunto de grande interesse. O conhecimento do fluxo de calor é importante para projetar uma vida melhor (Ashrae, 1985). Por exemplo, através da análise da transferência de calor pode se ter uma avaliação do fluxo sanguíneo (Bowman, 1985). Uma pessoa que se sujeita à exposição de calor ou frio por acidente ou por indicação médica pode ter efeitos lesivos e o estudo da transferência de calor ajuda no desenvolvimento de modalidades terapêuticas para estas lesões (Diller, 1982). Apesar da importância da transferência de calor em tecidos nos meios biológicos, o estudo da análise de transferência de calor é uma tarefa difícil em virtude da presença de um sistema vascular associado ao fluxo sanguíneo.

No presente trabalho, foi utilizado para solução numérica da equação da Biotransferência de Calor o programa comercial FLUENT (Fluent inc), licenciado pelo Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Pernambuco no qual as equações de conservação são discretizadas através do Método de Volumes Finitos.

Neste capítulo será apresentada a equação de condução de calor em tecidos vivos, assim como uma breve descrição do Método dos Volumes Finitos.

2.1 MODELAGEM MATEMÁTICA

2.1.1 Equação da Biotransferência de Calor

Os efeitos do fluxo sanguíneo na transferência de calor em tecidos vivos têm sido examinados por mais de um século datando dos experimentos de Bernard em 1876. Desde então o estudo de um modelo matemático da interação complexa entre vascularidade e tecido tem atraído o interesse de numerosos fisiologistas, físicos e engenheiros. O pesquisador do *College of Physicians and Surgeons of Columbia University* em 1948, Harry H. Pennes, apresentou a primeira relação quantitativa que descrevia a transferência de calor em humanos incluindo os efeitos do fluxo sanguíneo (Charny, 1992).

A Equação da Biotransferência de Calor (BHTE - “*Bioheat Transfer Equation*”), a qual foi denominada como “tradicional”, “clássica” ou de “Pennes” é uma equação de calor que inclui um termo fonte proveniente da perfusão sanguínea, Q_p , como mostra a equação abaixo:

$$\rho c \frac{\partial T}{\partial t} = k_t \nabla^2 T + Q_p + Q_m + Q_e \quad (2.1)$$

onde:

ρ = massa específica do tecido (kg/m^3);

c = calor específico do tecido ($\text{J/kg}^\circ\text{C}$);

k_t = condutividade térmica do tecido ($\text{W/m}^\circ\text{C}$);

T = temperatura ($^\circ\text{C}$);

t = tempo(s);

Q_m = taxa volumétrica de geração do calor metabólico (W/m^3);

Q_e = taxa volumétrica de geração de calor da fonte externa (W/m^3).

O termo fonte devida à perfusão sanguínea, Q_p , é proporcional à diferença de temperatura entre o sangue arterial que entra no tecido e o sangue venoso que sai do tecido (Charny, 1992).

Isso acontece devido à remoção convectiva de calor efetuada pelo sangue através da vascularização capilar presente nos tecidos vivos (Diller, 1982 in: Bezerra, 2007). A velocidade do sangue nos vasos capilares é baixa. Como consequência se supõe que a temperatura do sangue que entra na região capilar é igual à temperatura arterial ($T_s = T_a$) e a que deixa é igual à temperatura local (Charny, 1992 in: Santos, 2007). Com isso o termo devido à perfusão sanguínea pode ser descrito como:

$$Q_p = \omega \rho_s c_s (T_a - T_v) \quad (2.2)$$

onde:

ω = taxa volumétrica de perfusão sanguínea (ml de sangue/ ml de tecido.s)

ρ_s = massa específica do sangue (kg/m^3);

c_s = calor específico do sangue ($\text{J/kg}^\circ\text{C}$);

T_a = temperatura do sangue arterial entrando no tecido ($^\circ\text{C}$);

T_v = temperatura do sangue venoso saindo do tecido ($^\circ\text{C}$).

O termo fonte Q_e que aparece na equação (2.1) pode representar qualquer meio de aquecimento ou resfriamento, como sementes ferromagnéticas e radiação eletromagnética, incluindo radiofrequência, microondas, ultra-som e laser (Santos, 2007).

Um obstáculo no uso da Equação da Biotransferência de Calor resulta da dificuldade na determinação da taxa de perfusão sanguínea para cada tecido vivo (Weinbaum et al., 1984). Mas os valores das taxas de perfusão utilizados no presente trabalho foram obtidos através da ressonância magnética de alta resolução (DCE-MRI) realizadas em pacientes com tumor maligno e fibroadenoma (Furman-Haran et. al, 2005, in: Bezerra, 2007).

2.2 MODELAGEM COMPUTACIONAL

A dinâmica de fluidos computacional (DFC) é a área da computação científica que estuda métodos computacionais para simulação de fenômenos Termo-Fluidos. O objetivo básico da DFC é reduzir o número de experimentos e explorar fenômenos que não poderiam ser estudados em laboratórios de forma prática. Pode-se avaliar numericamente os diversos parâmetros relevantes ao problema. Mesmo que os resultados fornecidos pela técnica computacional sejam limitados pelos parâmetros utilizados na simulação, como no método experimental, o usuário tem grande facilidade para alterar parâmetros como geometria, temperatura e velocidade. Já que esses são apenas “dados de entrada” para o simulador. As técnicas computacionais estão mais próximas das experimentais do que as teóricas (Flecher, 1992 in: Fortuna, 2000). Existem no mercado mundial, programas que simulam os mais variados tipos de escoamento. Entre eles, está o FLUENT que inclui desde sistemas de definição da geometria e da geração de malhas até diferentes modelos de turbulência e ferramentas de visualização científica. Para tratar o modelo computacionalmente, é necessário expressar de forma adequada às equações das leis de conservação e a região (domínio) em que elas são válidas. O domínio é discretizado em pontos formando uma malha e a solução das equações será obtida nesses pontos. Intuitivamente, percebe-se que, quanto maior for o número de pontos discretos, isto é, quanto mais fina for a malha, mais fiel ao modelo será o resultado numérico obtido. Obviamente, maior também será o custo computacional. Busca-se uma solução dentro de algum critério de tolerância e para ter, um estudo de convergência de malha ou um procedimento adaptativo deve ser utilizado. No presente trabalho, houve esta preocupação, assim um estudo de convergência foi realizado. Devido à complexidade da geometria a malha utilizada foi não-estruturada e o procedimento

adotado foi o método dos volumes finitos que efetua a discretização das equações de conservação na sua forma integral. .

2.2.1 Método dos Volumes Finitos

Esse método está intrinsecamente ligado ao conceito de fluxo entre regiões, ou volumes, adjacentes. O fluxo de uma grandeza, como massa ou energia, é a quantidade dessa grandeza que atravessa uma fronteira com área A , por unidade de tempo. A quantidade líquida de uma grandeza ϕ , que atravessa as fronteiras do volume de controle ν por unidade de tempo, é calculada pela integração, sobre essas fronteiras, da diferença entre os fluxos que entram e os que saem de ν . Esses fluxos são basicamente de dois tipos:

- Fluxo Convectivo - Aparece devido à velocidade do fluido. Por exemplo, se ϕ for a temperatura, um fluxo convectivo seria o fluxo de calor devido ao escoamento de água.
- Fluxo Difusivo - É causado pela não-uniformidade da distribuição espacial de ϕ , devido a existência de um gradiente de ϕ . Considerando ϕ como temperatura, por exemplo, surge um fluxo de calor na direção x , quando há um gradiente de temperatura presente nesta direção.

O resultado dessa integração mais a produção líquida de ϕ no volume, isto é, a geração e consumo de ϕ , é proporcional à variação temporal de ϕ dentro do volume. No caso de uma propriedade genérica ϕ e considerando os fluxos convectivos e difusivos, além de uma possível geração e/ou consumo interno da mesma, podemos escrever para a taxa de aumento de ϕ em um volume de controle ν :

$$\boxed{\begin{array}{c} \text{Taxa de variação} \\ \text{temporal de } \phi \text{ em } \nu \end{array}} = \boxed{\begin{array}{c} \text{Entrada líquida de} \\ \phi \text{ em } \nu \end{array}} + \boxed{\begin{array}{c} \text{Produção líquida de} \\ \phi \text{ em } \nu \end{array}} \quad (2.3)$$

A entrada líquida de ϕ em ν é determinada a partir do balanço, ou diferença, entre os fluxos convectivos e difusivos de ϕ que entram e que saem de ν . A quantidade líquida de ϕ que entra no volume de controle, por unidade de tempo, é dada pela integração desse balanço sobre as fronteiras de ν como mostra a equação (2.4). Já a produção líquida que é a diferença entre a geração e o consumo de ϕ dentro de ν é representada na equação pelo termo fonte.

$$\frac{\partial}{\partial t} \int \rho \phi \, d\nu + \oint_{\nu} \rho \phi \, \vec{v} d\nu = \oint_{\nu} \Gamma_{\phi} \nabla_{\phi} \, d\nu + \int_{\nu} S_{\phi} d\nu \quad (2.4)$$

Não	Fluxo	Fluxo	Termo
Estacionário	Convectivo	Difusivo	Fonte

onde:

ρ = massa específica

$\vec{v}$ = vetor velocidade

Γ_ϕ = coeficiente de difusão de ϕ

S_ϕ = termo fonte de ϕ por unidade de volume

∇_ϕ = gradiente de ϕ ($= (\frac{\partial \phi}{\partial x}) \hat{i} + (\frac{\partial \phi}{\partial y}) \hat{j} + (\frac{\partial \phi}{\partial z}) \hat{k}$) em 3D

v = volume de controle

Considerando ϕ como temperatura, como no presente trabalho consideramos um meio em repouso ($\vec{v} = 0$), e a equação 2.4 se reduz a :

$$\frac{\partial}{\partial t} \int_V \rho \phi dV + \oint_V \Gamma_\phi \nabla_\phi dV - \int_V S dV = 0 \quad (2.5)$$

onde o termo $\Gamma_\phi \nabla_\phi$ é a forma dos fluxos difusivos e o Γ é o coeficiente de condutividade térmica do material. O termo S é o termo-fonte de geração.

2.2.2 Aquisição da Geometria da Mama

No presente trabalho, um fantoma, um dorso feminino em PVC, foi usado para reconstrução da mama. Para obtenção das coordenadas dos pontos geométricos, a serem usados na reconstrução tridimensional da geometria, foi usada uma máquina de medição de coordenadas do tipo ponte móvel, modelo CRYSTA547, fabricado pela MITUTOYO, pertencente ao Laboratório Medição por Coordenadas do Departamento de Engenharia Mecânica da UFPE. Através de um processamento computacional denominado de “scanpak” as coordenadas são obtidas de forma precisa e rápida. Com certificado de calibração emitido por laboratório pertencente a Rede Brasileira de Calibração.

A automatização e informatização deram grande impulso a estas máquinas que atualmente estão sendo utilizadas como instrumento de medição precisa para controle geométrico e dimensional. Suas características são flexibilidade, alta velocidade de medição, baixo nível de incertezas, além da grande aplicabilidade, onde são poucas as dimensões inviáveis de serem medidas. Tais máquinas têm várias utilidades como: medições de peças com geometria complexa, uso em chão de fábrica integrada à produção, laboratórios de calibração e aplicações na engenharia reversa (Rolim, 2003).

Inicialmente o fantoma foi fixado na mesa através de suportes metálicos e massa plástica para que nenhum movimento interferisse na origem do Sistema de Coordenadas definida no mamilo da mama direita. Na sala de medição mantida a temperatura 20°C, o fantoma foi deixado por cerca de uma hora antes de começar o experimento para uniformizar a temperatura em todo corpo. Os pontos foram adquiridos através de linhas longitudinais que cortavam a mama. Os pontos da base da mama foram adquiridos através de uma curva de nível. Para obter uma reconstrução “real” foram adquiridas várias linhas, sempre tomando o cuidado que todas se cruzassem no mamilo.



Figura 2.1 – Máquina de Medição de Coordenadas.

A Figura 2.1 mostra o momento que os pontos estão sendo obtidos na mama do fantoma. Uma programação inicial foi realizada, isto é, a trajetória do apalpador foi programada. Este procedimento é automático, pois depois de definidos os pontos inicial e final, o apalpador é acionado começando no ponto programado como inicial, seguindo a trajetória até chegar ao ponto determinado como final.

2.2.3 Modelagem Geométrica e Geração de Malhas via Programa Computacional GAMBIT

O GAMBIT é um pré-processador usado em análises de engenharia, com ferramentas de modelagem geométrica e malhas, poderosa e flexível interface com o usuário. Modelos complexos bidimensionais ou tridimensionais podem ser construídos ou importados de outros sistemas de CAD/CAE. Malhas estruturadas ou não-estruturadas formadas por triângulos, quadriláteros, tetraedros, hexaedros, pirâmides, prismas ou mistas podem ser geradas. Permite a determinação das condições de contorno e físicas que compõem o modelo.

Geometrias podem ser construídas ou importadas no GAMBIT. Em geral a seqüência de operações no GAMBIT é:

- configuração inicial onde se define o *solver*, o tamanho da malha outros dados “default”;
- modelagem da geometria;
- construção da malha;
- teste da malha;
- definição das zonas de contorno.

2.2.4 Simulação Computacional através do Programa Computacional FLUENT

O funcionamento do programa comercial de CFD (*Computational Fluid Dynamics*), FLUENT, está representado na Figura 2.2.

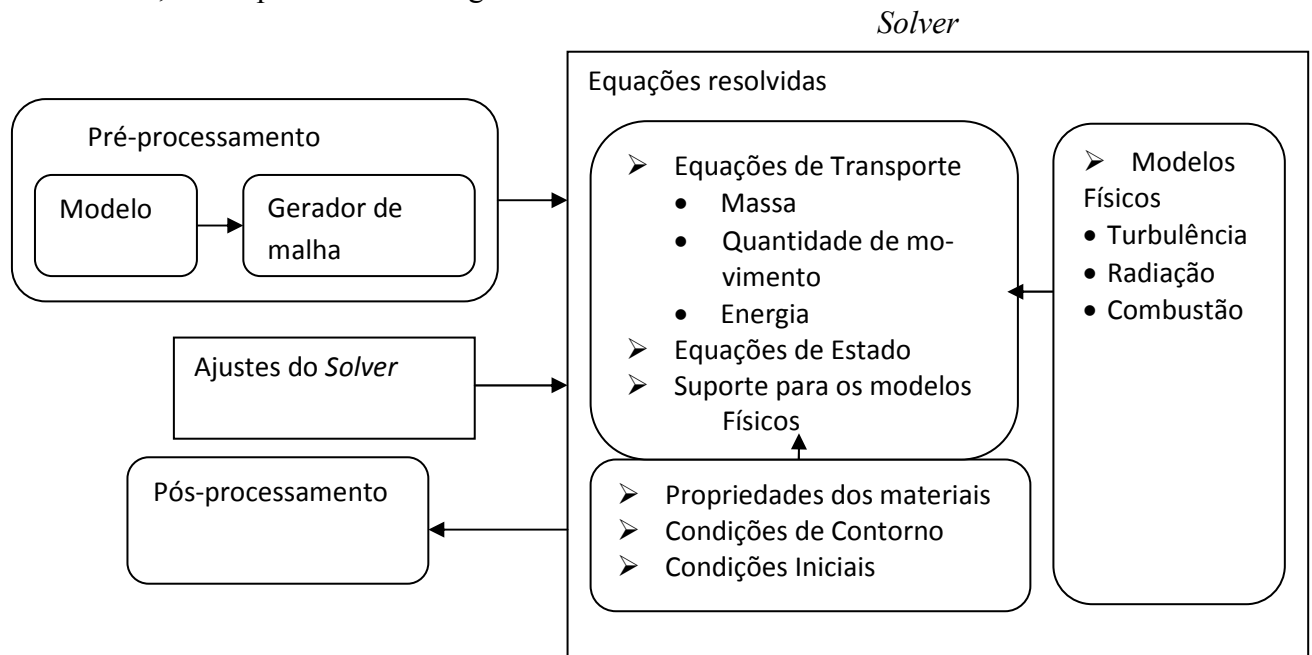


Figura 2.2 – Etapas da modelagem computacional (Fonte: www.fluent.com/software/gambit)

Como mostra a Figura 2.2 na etapa do pré-processamento o domínio do modelo e a malha são definidos. Ao definir o modelo bidimensional (2D) ou tridimensional (3D), neste momento são definidos os domínios computacionais, no caso 2D os domínios são círculos concêntricos de tamanho diferentes, já o 3D traz uma geometria irregular obtida por aquisição de pontos. Ainda nesta etapa se define a malha que para o caso 2D ou uma malha triangular e no 3D uma malha tetraédrica. Na etapa da execução do *solver* é criado o modelo numérico, logo se define a equação de energia, as propriedades físicas (fluido, sólido) e termofísicas, assim como as condições de contornos que serão descritas no Capítulo 3. Como forma de ajustar o solver ao modelo escolhido, o FLUENT permite que o usuário possa acessar o solver através de rotinas escritas na linguagem computacional C, denominadas UDFs (*User Defined Functions*). O usuário pode incluir características específicas ao seu modelo. No presente trabalho, os termos de perfusão sangüínea (Q_p) e de metabolismo (Q_m) foram inseridos através de funções pré-definidas denominadas de macros. A Figura 2.4 mostra a UDF com as propriedades termofísicas diferentes para o tecido normal e o tumoral.

Pode-se observar também na Figura 2.3 que há uma diferença na taxa de calor metabólico do tecido tumoral e normal. Esta taxa depende ainda do tamanho do tumor, onde o número de vasos sangüíneos em formação é grande. À medida que o tumor vai crescendo, a taxa vai diminuindo.

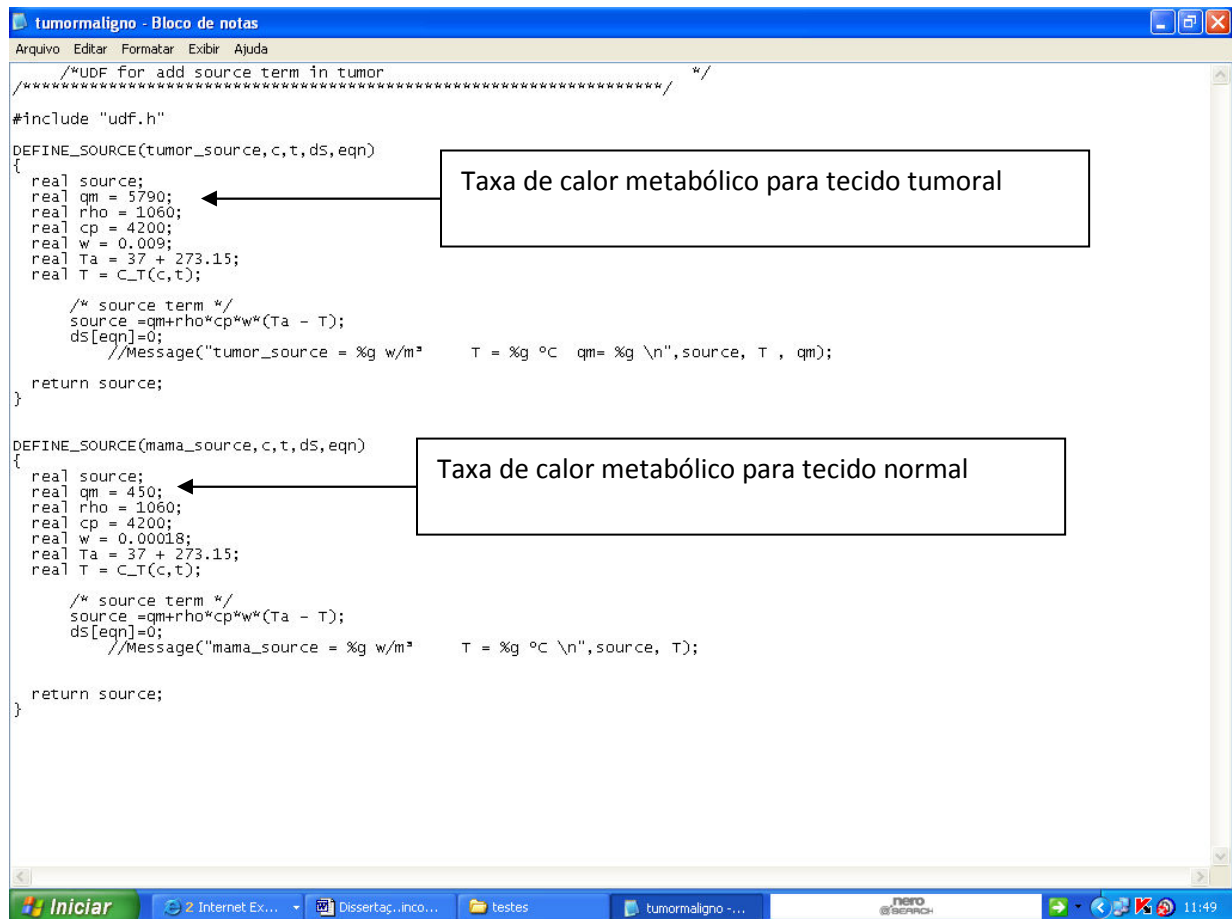


Figura 2.3 – Diferença entre a taxa de calor metabólico para tecido tumoral e normal.

Como já foi dito existem diferenças nas propriedades físicas, os diferentes tecidos e tipos de tumores, sendo ainda diferentes para cada pessoa. Apesar de o fato ser verdadeiro, essa diferença entre diferentes pacientes não será considerada, pois há deficiência na literatura até sobre dados para os diferentes tecidos vivos. De forma mais detalhada se discutirão no Capítulo 3 as propriedades térmicas e parâmetros termofísicos.

A Tabela 2.1 mostra os métodos e parâmetros de maior importância, as configurações e os valores usados na solução do modelo desenvolvido neste trabalho.

Tabela 2.1 – Parâmetros e Configurações usados no FLUENT

<i>Solver</i>	Modo de solução	Segregado
	Formulação	Implícita
	Tempo (regime)	Permanente
	Equação	Energia
Critério de Parada	Energia	10^{-7}
Opção de gradiente	Baseado no nó	

Uma das características do FLUENT é sua flexibilidade com relação às malhas empregadas, pois possui um pré-processador, o GAMBIT, que permite modelar a geometria e gerar a malha, disponibilizando obter malha de vários tipos: bidimensionais, formadas por triângulos ou quadriláteros, e tridimensionais, formadas por tetraedros, hexaedros e prismas.

2.2.5 Programa Computacional Desenvolvido

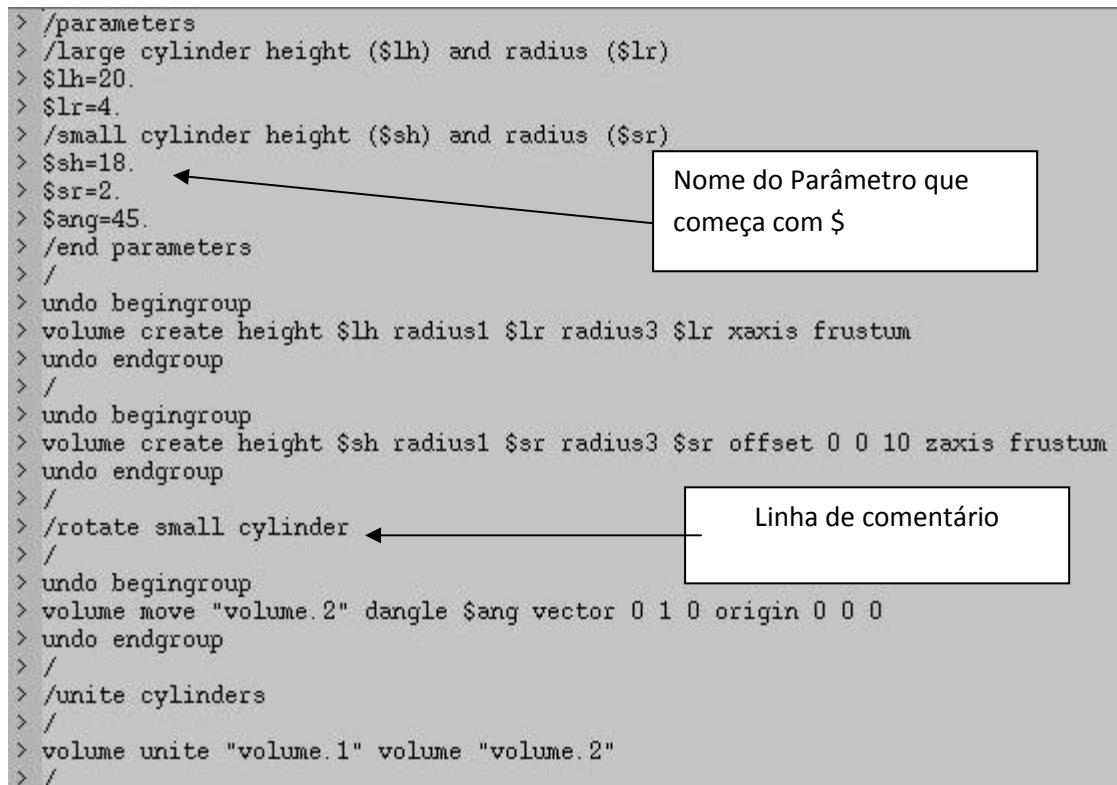
2.2.5.1 Descrição do Programa PARAMETRICA

Na plataforma MATLAB foi desenvolvido um programa denominado PARAMETRICA que integra os softwares GAMBIT e FLUENT, com a finalidade de executar uma análise paramétrica automatizada da influência do tamanho e da posição de um tumor de mama, nas simulações computacionais da biotransferência de calor. O objetivo maior é usar a citada análise na comparação com a termografia e, se possível, ajudar a inferir a maior profundidade e o menor diâmetro suficientes para mostrar alteração da temperatura na superfície. Tem também como objetivo dar mais agilidade e reduzir erros humanos nas sucessivas análises.

O PARAMETRICA foi desenvolvido tanto para uma geometria bidimensional (PARAMETRICA_2D) quanto para uma geometria tridimensional (PARAMETRICA_3D). Nos dois casos, primeiramente é efetuada a geração da geometria e da malha de forma iterativa obtendo-se assim um arquivo, denominado “*journal*” que contém todos os passos desta etapa.

Dentre os arquivos que o GAMBIT gera, o “*journal*” é um arquivo interessante, pois possui todos os comandos realizados no GAMBIT. Tal arquivo permite que parâmetros sejam modificados, comentários possam ser adicionados, dados possam ser recuperados, quando houver algum acidente e novos comandos possam ser inseridos (www.fluentusers.com).

A Figura (2.4) é um exemplo do arquivo “*journal*”, com parâmetros e comentários que podem ser modificados ou adicionados pelo usuário.



```

> /parameters
> /large cylinder height ($lh) and radius ($lr)
> $lh=20.
> $lr=4.
> /small cylinder height ($sh) and radius ($sr)
> $sh=18.
> $sr=2.
> $ang=45.
> /end parameters
> /
> undo begingroup
> volume create height $lh radius1 $lr radius3 $lr xaxis frustum
> undo endgroup
> /
> undo begingroup
> volume create height $sh radius1 $sr radius3 $sr offset 0 0 10 zaxis frustum
> undo endgroup
> /
> /rotate small cylinder
> /
> undo begingroup
> volume move "volume.2" dangle $ang vector 0 1 0 origin 0 0 0
> undo endgroup
> /
> /unite cylinders
> /
> volume unite "volume.1" volume "volume.2"
> /

```

Figura 2.4 – Arquivo “*journal*” (Fonte: www.fluentusers.com).

Este arquivo será modificado de tal forma que, no lugar dos parâmetros relacionados ao tamanho e posição do tumor serão inseridos marcadores formando, assim, um arquivo modelo (“*template*”). O programa através de algumas rotinas lê e opera com os novos valores dos parâmetros, para depois colocá-los no lugar dos marcadores. Assim, o GAMBIT e em seguida o FLUENT serão chamados para trabalhar com os novos arquivos *journal*, que contêm os novos valores dos parâmetros de interesse.

A execução da automatização da análise paramétrica será descrita a seguir, através de algoritmo simplificado.

1. Leitura do “*template*” do GAMBIT que contém o nome da paciente;
2. Leitura do arquivo que contém os parâmetros do tumor de cada paciente;
3. Leitura do arquivo *neutral* que contém as coordenadas dos contornos e superfícies;
4. Execução de laço nos tipos de tumor;
5. Execução de laço na posição do tumor;
6. Execução de laço no tamanho do tumor;
7. Execução de laço nos nós de contorno;
8. Verificação da compatibilidade dos dados geométricos do tumor a serem estudados com a geometria do domínio em análise.
9. Para situações possíveis:
 - Criação de diretórios e arquivos associados ao caso em estudo;
 - Chama a rotina “*ProcessFile*” para fazer a substituição dos marcadores dos raios e das coordenadas no arquivo *journal* gerado pelo GAMBIT.
 - Chama o programa GAMBIT junto com o arquivo “*journal*” para geração do novomodelo computacional.
 - Chama a rotina “*ProcessFile*” para fazer a substituição dos marcadores dos raios e das coordenadas no arquivo “*journal*” gerado pelo FLUENT.
 - Chama o programa FLUENT junto com o arquivo “*journal*” para efetuar a simulação do novo modelo computacional.
 - Deslocamento dos arquivos de interesse para o diretório, enquanto os demais são apagados.

Como foi descrito anteriormente, tanto o tamanho como a posição do nódulo estão condicionados à verificação, pois no presente trabalho serão descartados os nódulos que extrapolarem o contorno do domínio que representa a mama. Considerando uma geometria circular (ou esférica, no caso 3D para o tumor) através do cálculo da distância do centro do domínio maior ao contorno e da distância mínima do centro do tumor ao contorno, como mostra a figura 2.5, determina-se posições possíveis do tumor.

Nas análises efetuadas no presente trabalho visando verificar o programa desenvolvido, inicialmente por simplicidade, foi considerado um domínio circular (para análise 2D) ou esférico (para análise 3D). A mesma geometria foi tomada para o tumor. Na Figura 2.5 aparecem as distâncias testadas e as situações que são descartadas. Alguns casos foram descartados, já que não faz sentido ter um nódulo fora do domínio como na Figura 2.5 (c) e outros casos por limitação do algoritmo desenvolvido não são executados pelo FLUENT como mostra a Figura 2.5 (b).

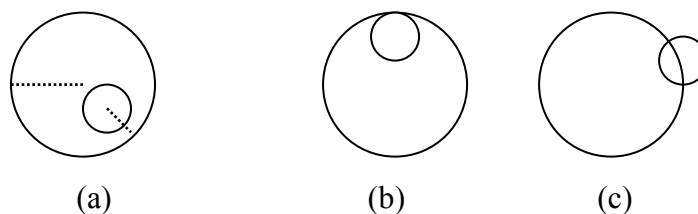


Figura 2.5 – (a) Distâncias analisadas. e (b) , (c) Posições descartadas.

No caso estudado considerando o fantoma, a geometria do tumor é a obtida conforme descrito em 2.2.2, porém o tumor para simplificar é ainda considerado circular ou esférico.

Para se obter uma melhor organização dos resultados obtidos no estudo paramétrico, os arquivos com os resultados, extensão *cas*, como os arquivos “*journal*” do GAMBIT e FLUENT são armazenados em um subdiretório denominado ARQUIVOS, o qual é armazenado no mesmo diretório que contém o nome da paciente, o tipo de nódulo (tumor maligno, benigno ou cisto), a posição do tumor e o seu tamanho.

2.2.5.2 Descrição das Rotinas do Programa

O programa PARAMETRICA é constituído de várias rotinas. Dentre estas aquelas que resultam a leitura e substituição dos parâmetros são denominadas “*ReadParam*” e “*ProcessFile*” descritas a seguir:

2.2.5.2.1 Rotina “*ReadParam*”

Rotina que abre e lê os parâmetros do arquivo e armazenando numa matriz onde dois campos são criados: valor e nome. Cada célula da matriz estrutural é uma matriz coluna onde o número de linhas está condicionado ao número de variáveis.

2.2.5.2.2 Rotina “*ProcessFile*”

Depois de ler todos os dados do arquivo “*journal*” e copiá-los para uma matriz, procura-se neste texto o marcador que se deseja e quando encontrado este é armazenado junto com sua posição no texto. Assim se começa a escrever no arquivo de saída os dados copiados do arquivo “*journal*” até a posição anterior do primeiro marcador e então se faz a troca deste marcador pelo seu valor até que todos os marcadores sejam substituídos. Quando não se tem mais marcadores o resto do texto é escrito no arquivo de saída.

As Figuras 2.6 e a Figura 2.7 exemplificam as modificações dos parâmetros realizadas pela rotina citada. A Figura 2.7 mostra o arquivo “*journal*” com os marcadores no lugar dos parâmetros raio e localização.

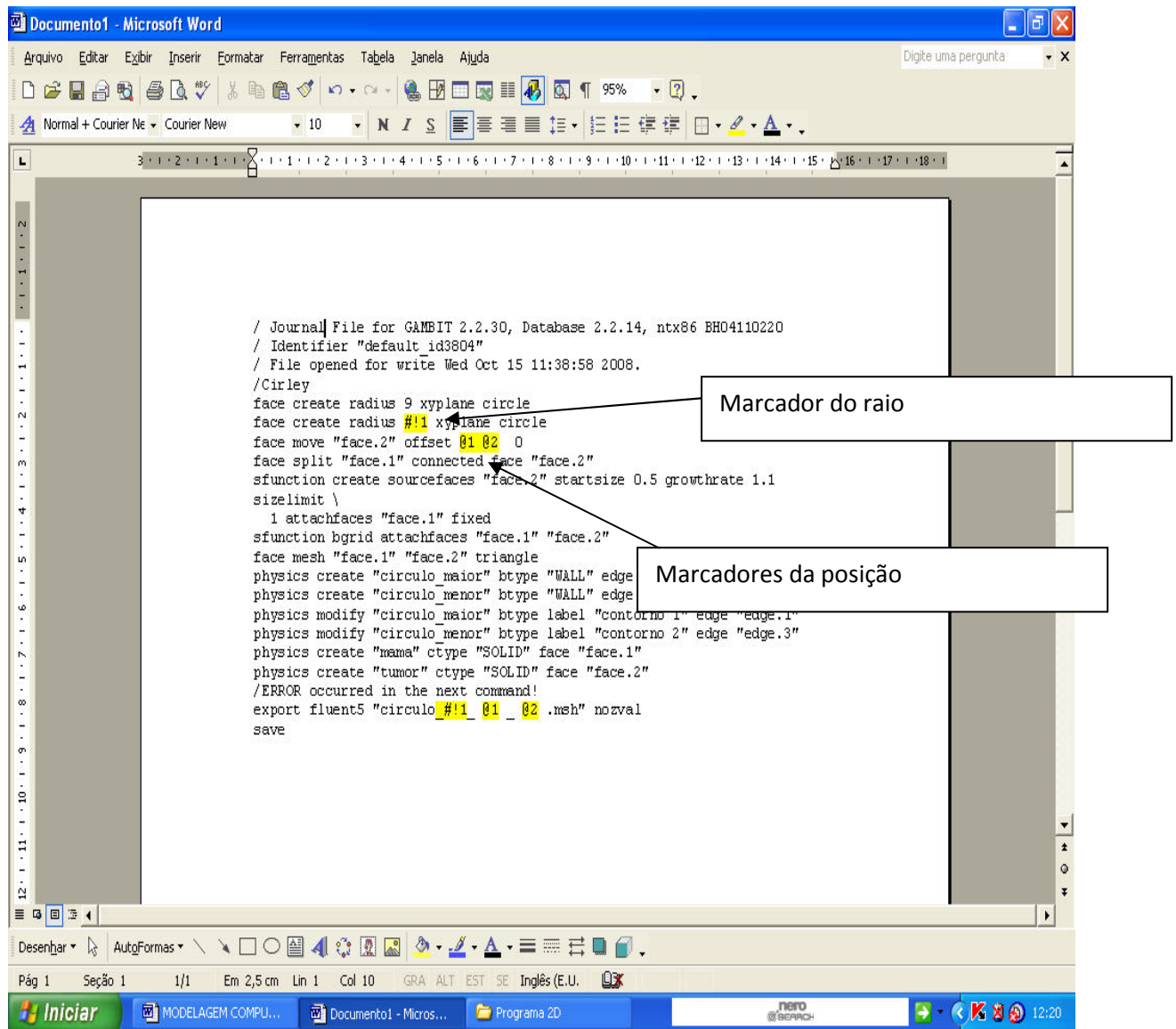


Figura 2.6– Arquivo “*journal*” com os marcadores antes da rotina “*ProcessFile*”

Depois de executar a rotina “*ProcessFile*” os parâmetros são substituídos pelos valores que serão utilizados nas análises, obtendo-se o novo arquivo como mostra a Figura 2.7.

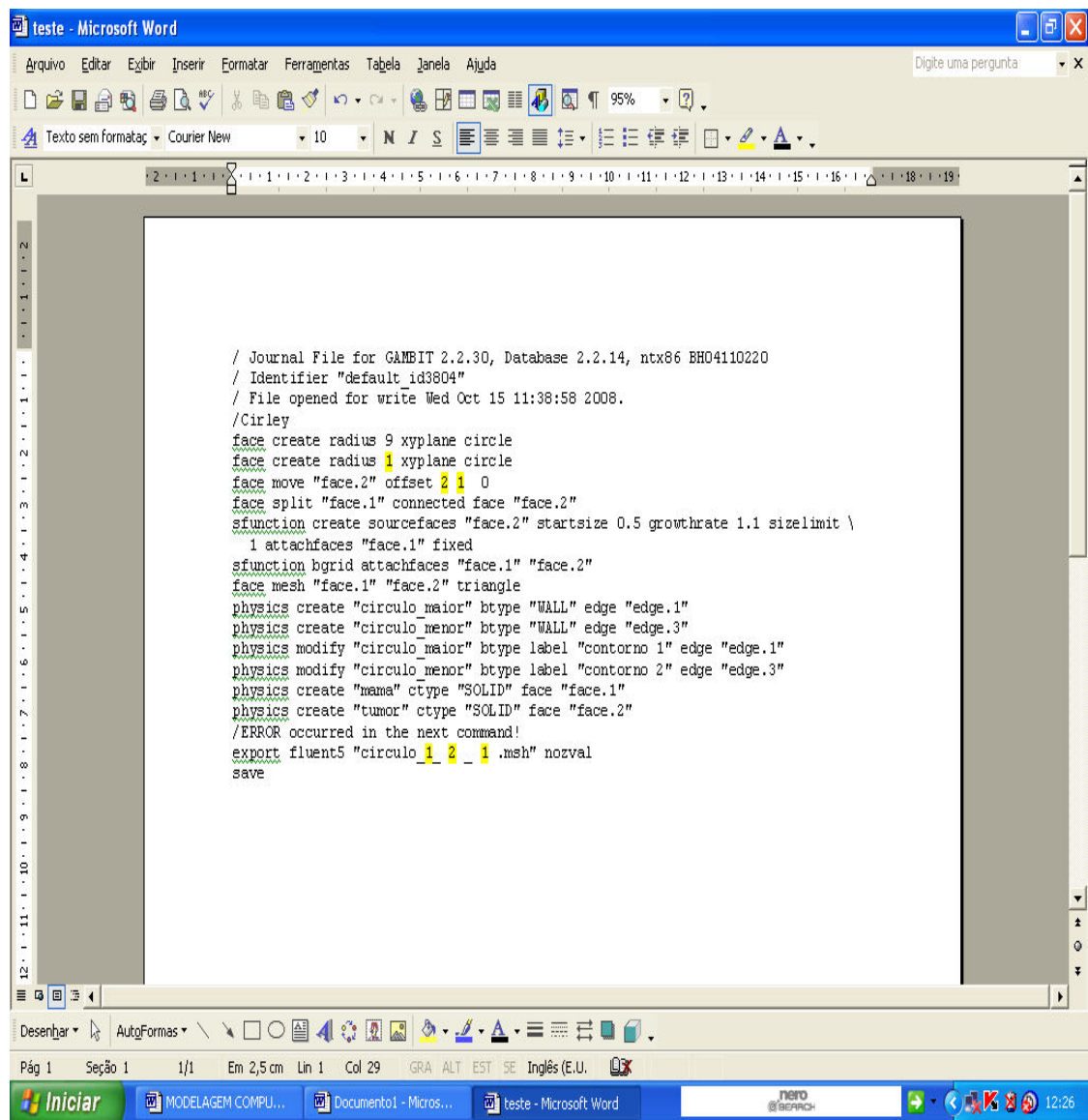


Figura 2.7 – Arquivo “*journal*” com os parâmetros modificados.

3. ESTUDOS REALIZADOS

No presente capítulo serão apresentados alguns estudos que foram efetuados, usando-se o programa PARAMETRICA, descrito no capítulo anterior.

As simulações realizadas, tanto bidimensionais quanto tridimensionais utilizaram propriedades térmicas e parâmetros físicos mais aproximados daqueles de uma mama real. Algumas hipóteses foram adotadas para que estas simulações fossem permitidas (Bezerra, 2007):

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

As condições de contorno e condições iniciais foram:

- transferência de calor por convecção entre a superfície da mama e o ambiente externo;
- temperatura prescrita na parede torácica igual a 37° C;
- temperatura inicial da mama considerada igual a 37° C.

Em relação às propriedades termofísicas foram assumidos os seguintes valores, mostrados na Tabela 3.1.

Tabela 3.1 - Propriedades termofísicas

<i>Tecido</i>	<i>k (W/m°C) ^(a)</i>	<i>ρ (kg/m³) ^(a)</i>	<i>c (J/kg°C) ^(b)</i>	<i>ω (s⁻¹)</i>	<i>Q_m (W/m³) ^(a)</i>
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.

Segundo Ng (2001) na sala de exame, o coeficiente convectivo de transferência de calor é dado por:

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

O objetivo do desenvolvimento do trabalho descrito a seguir é de, no futuro próximo, ajudar o médico no diagnóstico e descobrir quando a termografia se torna incapaz de fazer detecção precoce do câncer de mama. As análises foram iniciadas considerando um modelo bidimensional. O principal objetivo do desenvolvimento desse aplicativo foi aprender a testar locais possíveis para o “tumor”. Tal fato permitiu movimentar o tumor assim como mudar sua dimensão. Em seguida, foi analisada uma mama de um fantoma, onde foi colocado o tumor esférico. E finalmente apresentam-se algumas análises, onde os resultados foram comparados com termogramas obtidos do fantoma, instrumentado com uma lâmpada incandescente de 7 W, simulando a fonte de calor proporcionada pela perfusão sanguínea aumentada pela presença de um tumor.

3.1 MODELO HIPOTÉTICO BIDIMENSIONAL

As primeiras análises foram executadas para um modelo simples bidimensional, onde um círculo (domínio menor) está inscrito em outro círculo (domínio maior) com valor fixo de 9 centímetros de diâmetro, este representando a mama e o menor representando o tumor.

Um estudo de convergência de malha foi realizado para saber qual a malha que com um tempo de processamento menor, mostrava temperaturas com a precisão desejada, resultando no que está mostrado na Tabela 3.2:

Tabela 3.2 – Estudo de convergência de uma geometria bidimensional

Malha	Nós	Temperatura (° C)
1	355	37,151
2	478	37,170
3	942	37,173

Comparando a segunda malha com a anterior, a diferença de temperatura foi de 0,05%. Comparando a segunda com a terceira houve uma variação de 0,008%. Então, a malha escolhida foi a segunda, pois possui um tempo de processamento menor e um resultado que já convergiu dentro de uma tolerância de 0.010%. Uma malha não-estruturada triangular foi gerada no GAMBIT havendo um refinamento maior na região do tumor como mostra a Figura 3.1, onde o tumor inicialmente se encontra no centro do domínio maior.

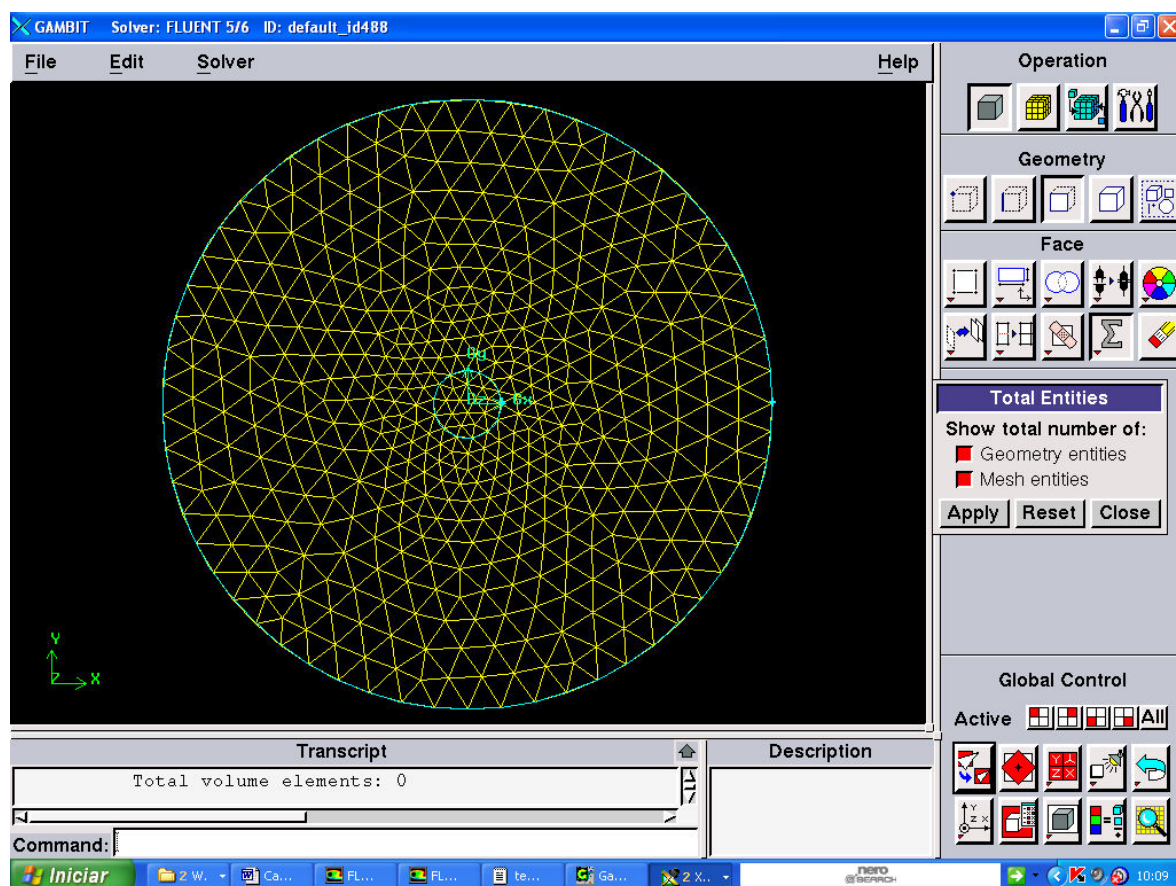


Figura 3.1- Malha bidimensional utilizada com 478 nós, 868 elementos e 1345 faces.

3.1.1 Estudo Paramétrico Preliminar

Como dito anteriormente, o programa PARAMETRICA foi desenvolvido para agilizar o processo de geração da geometria e da malha através do GAMBIT e o processo da simulação via FLUENT, permitindo com isso que cálculos de temperatura fossem feitos, quando o tamanho e a posição do nódulo mamário fossem alterados. Seguindo os passos do programa PARAMETRICA que foram descritos anteriormente, foram criados diretórios com a seguinte notação minemônica: “nome da paciente, número de identificação do tipo de tumor, posição e raio do tumor” (Figura 3.2). Esta denominação facilitará, quando em meio a várias análises, a identificação dos resultados para a posição e o tamanho de uma determinada paciente.

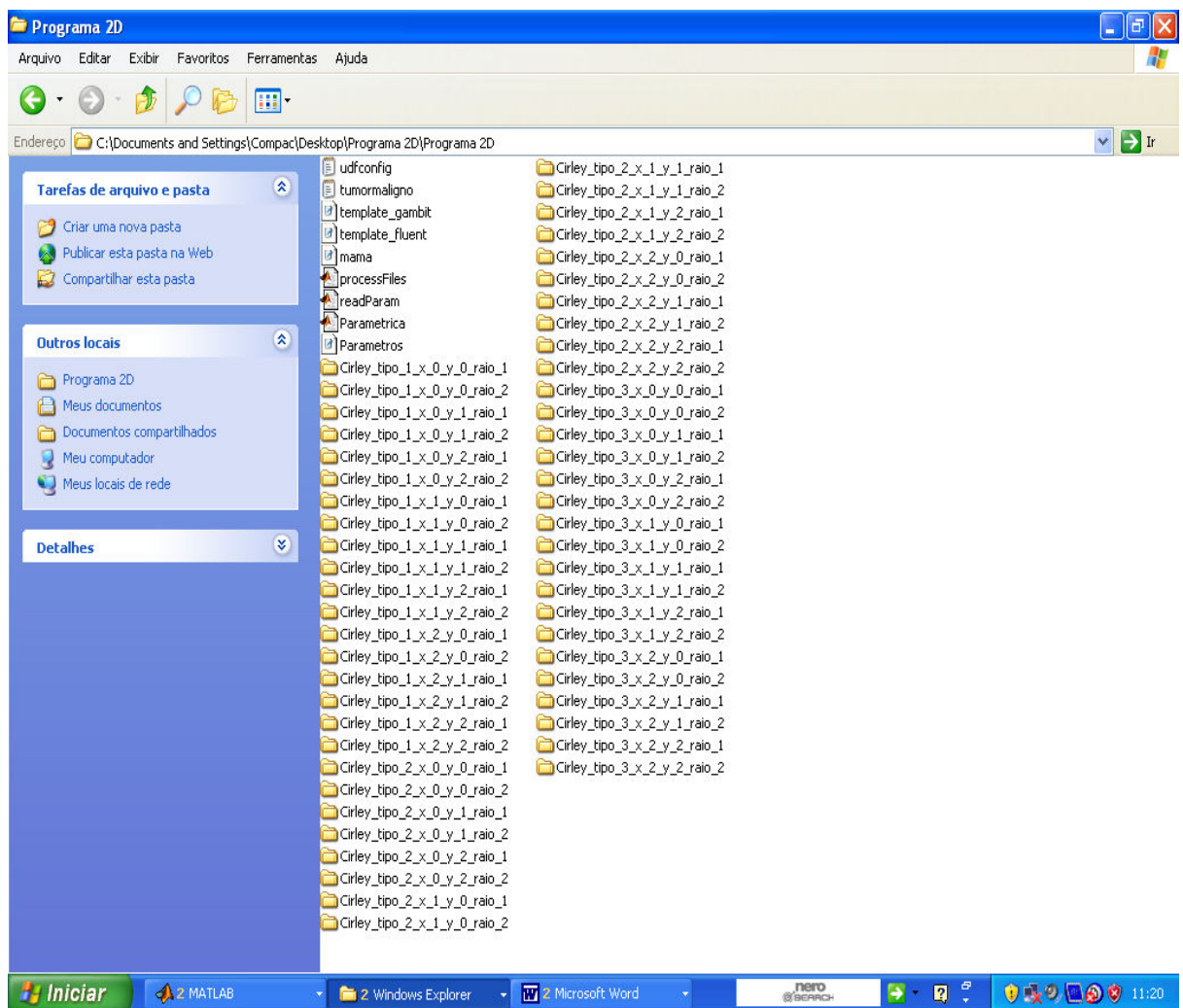


Figura 3.2 - Tela com os diretórios criados pelo programa PARAMETRICA.

A Figura 3.2 mostra que além dos diretórios, existem os arquivos que são usados pelo PARAMETRICA:

- Primeiramente a UDF (*User Defined Function*), função intrínseca do FLUENT de configuração, *udfconfig*, e a UDF *tumormaligno*;
- Os arquivos *journal* do GAMBIT e do FLUENT, *template_gambit* e *template_fluent*;
- O arquivo *neutral* denominado *mama*;
- As rotinas *processFile* e *readParam*;
- O programa principal PARAMETRICA;
- O arquivo, *Parametros*, contendo os valores iniciais das variáveis.

Nesta seção serão apresentados gráficos com as isocores que mostram as distribuições de temperatura na superfície do círculo obtidas através do programa PARAMETRICA. A partir desses gráficos, será analisada a influência da variação do tamanho e da posição do domínio menor, que representa o tumor, na distribuição de temperatura.

3.1.1.1 Análise da Variação do Tamanho

Baseado nas condições de contorno anteriormente detalhadas assim como nos parâmetros utilizados, as distribuições da temperatura para o tumor com diâmetro 2 cm localizado no centro do domínio é apresentado na Figura 3.3 e já para o tumor com diâmetro 6 cm é apresentado na Figura 3.4. O domínio menor (tumor) possui uma temperatura maior, como esperado o domínio maior (mama) perde calor por convecção para o ambiente.

A primeira análise efetuada foi alterar o parâmetro raio, através da ajuda do PARAMETRICA, simulando vários tamanhos de tumor. Para efeito de comparação da temperatura foram adotados somente dois raios localizados na mesma posição.

Na Figura 3.3, o domínio menor (tumor) está localizado no centro do domínio maior, na posição (0,0) com um tamanho de 1 cm de raio. No caso da Figura 3.4 o tumor localizado na mesma posição, teve seu tamanho aumentado para 3 cm de raio.

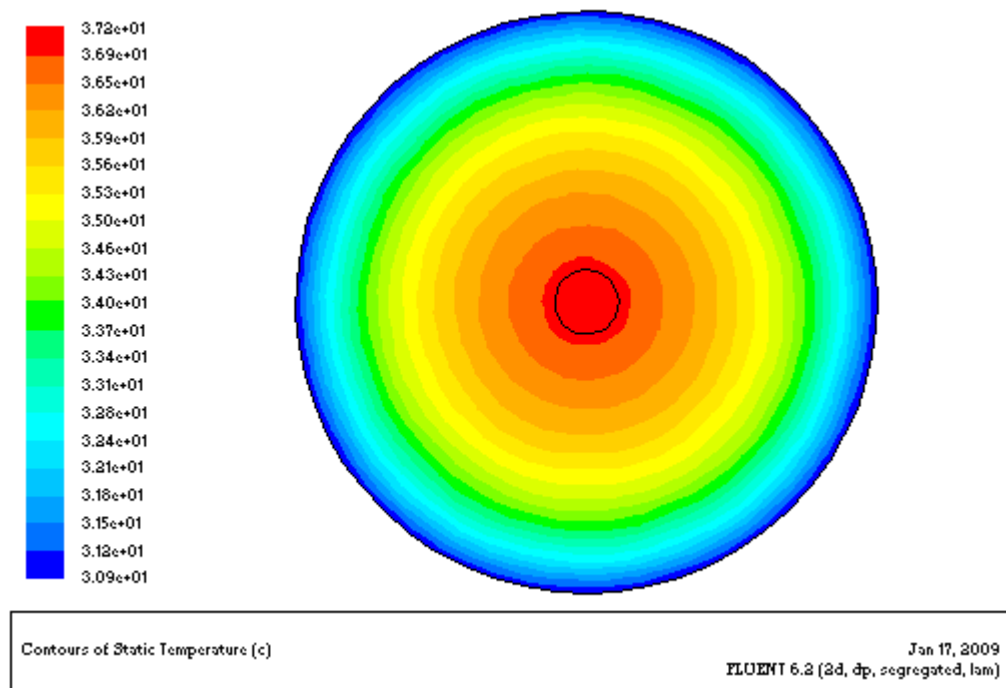


Figura 3.3 – Caso 1- Tumor de 2 cm de diâmetro.



Figura 3.4 – Caso 2 - Tumor de 6 cm de diâmetro

Um mecanismo de busca, implementado no programa, localiza o ponto de maior temperatura no domínio. Neste caso tal ponto é obviamente o ponto central do círculo menor (tumor). Os resultados estão indicados na Tabela 3.3.

A comparação foi feita em um ponto da superfície, obtendo-se como resultado uma diferença de 1,85%.

Tabela 3.3 – Análise paramétrica do tamanho do tumor no modelo bidimensional.

Ponto (x, y)	Caso Analisado	Temperatura (° C)
x = 0,027573571 y = -0.002691933	1	36,4
	2	37,1

3.1.1.2 Análise da Variação da Localização

Tomando-se agora, como parâmetro, a localização do menor domínio, a distribuição de temperatura toma uma forma deslocada do ponto central. Com temperaturas variando de 30,8 °C a 37,1 °C, é nítida esta mudança como pode ser observada nas Figuras 3.5 e 3.6.

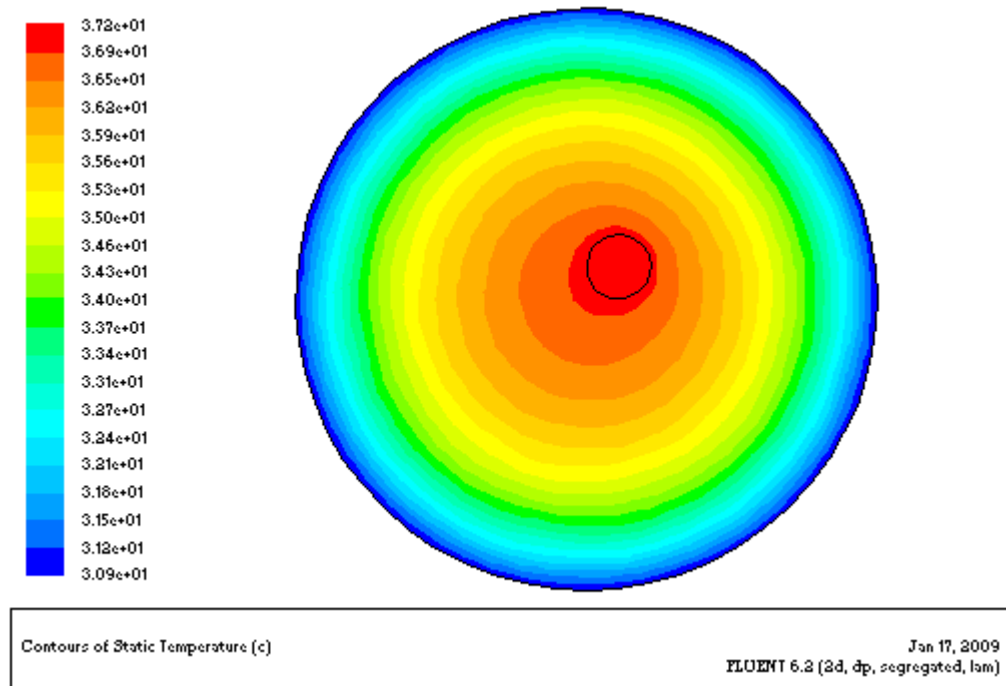


Figura 3.5 – Caso 3 - Tumor localizado na posição (1 cm, 1 cm)

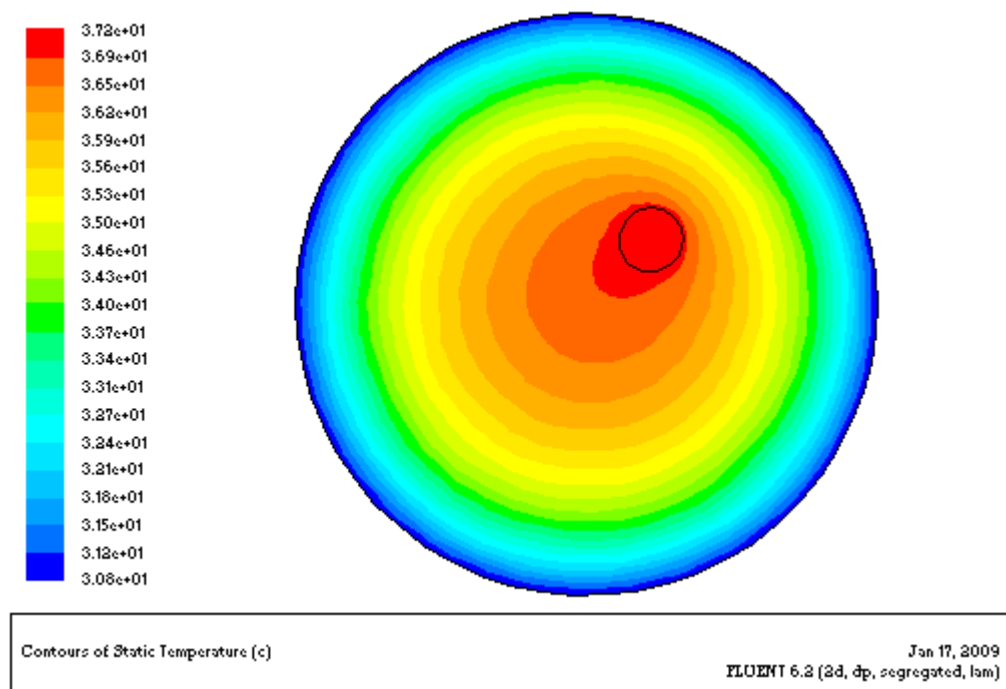


Figura 3.6 – Caso 4 - Tumor localizado na posição (2 cm, 2 cm)

A mesma análise foi realizada nestes dois casos. O ponto de temperatura máxima foi identificado e a temperatura de cada caso foi anotada.

Tabela 3.4 – Análise paramétrica da localização do tumor no modelo bidimensional.

Ponto (x, y)	Caso Analisado	Temperatura (° C)
x = 0,03125554	3	36,4
y = -0,002073155	4	36,6

3.2 MODELO HIPOTÉTICO TRIDIMENSIONAL

A análise tridimensional foi realizada em uma geometria “real” da mama de um fantoma, um manequim de dorso feminino. Uma comparação entre a distribuição obtida por uma câmera de infravermelho e pela simulação computacional pode ser vista em Araújo et al. (2008).

Na simulação, a geometria é obtida pela máquina de medição de coordenadas descrita no Capítulo 2. Os pontos obtidos foram importados pelo GAMBIT para a construção da geometria e da malha. A seguir, a simulação computacional foi efetuada usando o FLUENT. Mais uma vez a cada mudança de posição e de tamanho do tumor, o PARAMETRICA fez testes para verificar, se a posição estava dentro do domínio da mama. A máquina de medição de coordenadas fez uma varredura na mama do fantoma de forma estratégica, isto é, obtiveram-se curvas com pontos que foram estudados de forma que fossem suficientes para a geração da geometria da mama. Assim, curvas tanto longitudinais como latitudinais foram feitas no fantoma, pelas quais a máquina através do seu apalpador foi captando cada ponto formando, assim, a curva desejada. Outra curva da base da mama foi desenhada e através do mesmo apalpador foram obtidos os pontos desta curva.

Através de um recurso do GAMBIT as curvas podem ser importadas e inseridas como arestas, vértices, faces ou volumes. As Figuras 3.7, 3.8 e 3.9 mostram a construção da geometria.

Considerando o ponto (0,0,0) como o ponto da localização do mamilo, as curvas foram inseridas como arestas conforme mostra a Figura 3.7. Enquanto isto os pontos da base, inseridos como vértices, os quais foram interligados aplicando um recurso do GAMBIT que modela a superfície através de NURBS (*Non Uniform Rational Basis Spline*). Esse é o método matemático mais utilizado para criar formas orgânicas (cabelo, corpo) e quaisquer objetos que requerem superfícies curvas ou formas assimétricas (Júnior, 2007). A Figura 3.8 mostra a utilização desta ferramenta.

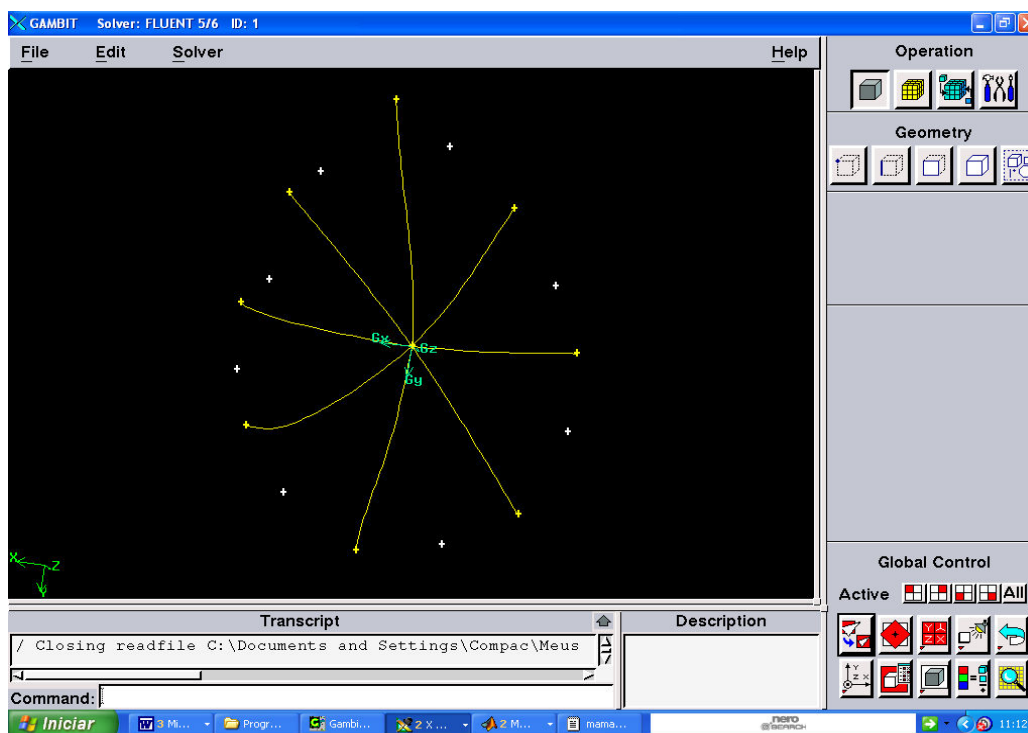


Figura 3.7- Importação das curvas.

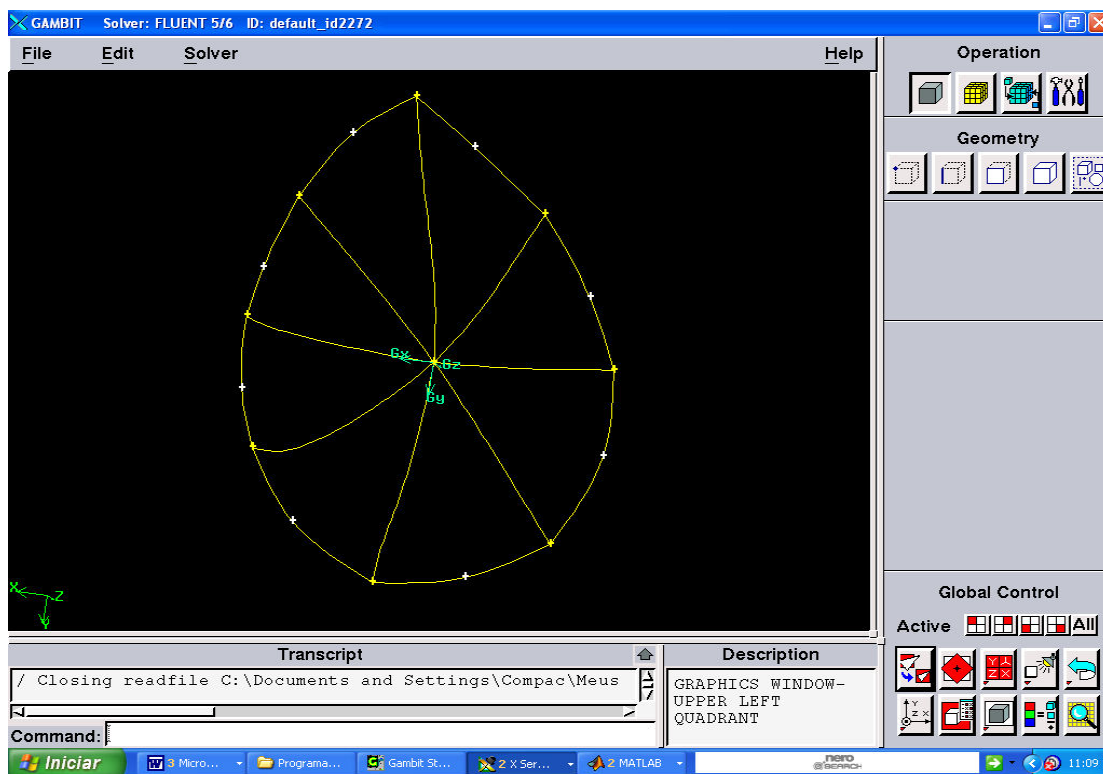


Figura 3.8 - Formação das faces e do volume.

Depois de criar o volume, o nódulo mamário foi inicialmente representado por uma esfera, posicionada numa região de tal forma que todo seu volume estivesse dentro dos limites

da mama, pois o interesse é o estudo paramétrico do tamanho e da posição de um nódulo mamário interno à mama.

A Figura 3.8 mostra um “vértice” na aresta superior da mama do fantoma. Uma nova geometria deverá ser construída para retirar esta imperfeição que só foi observada posteriormente. Através da máquina de obtenção de coordenadas curvas de nível foram obtidas a partir do mamilo até a base da mama.

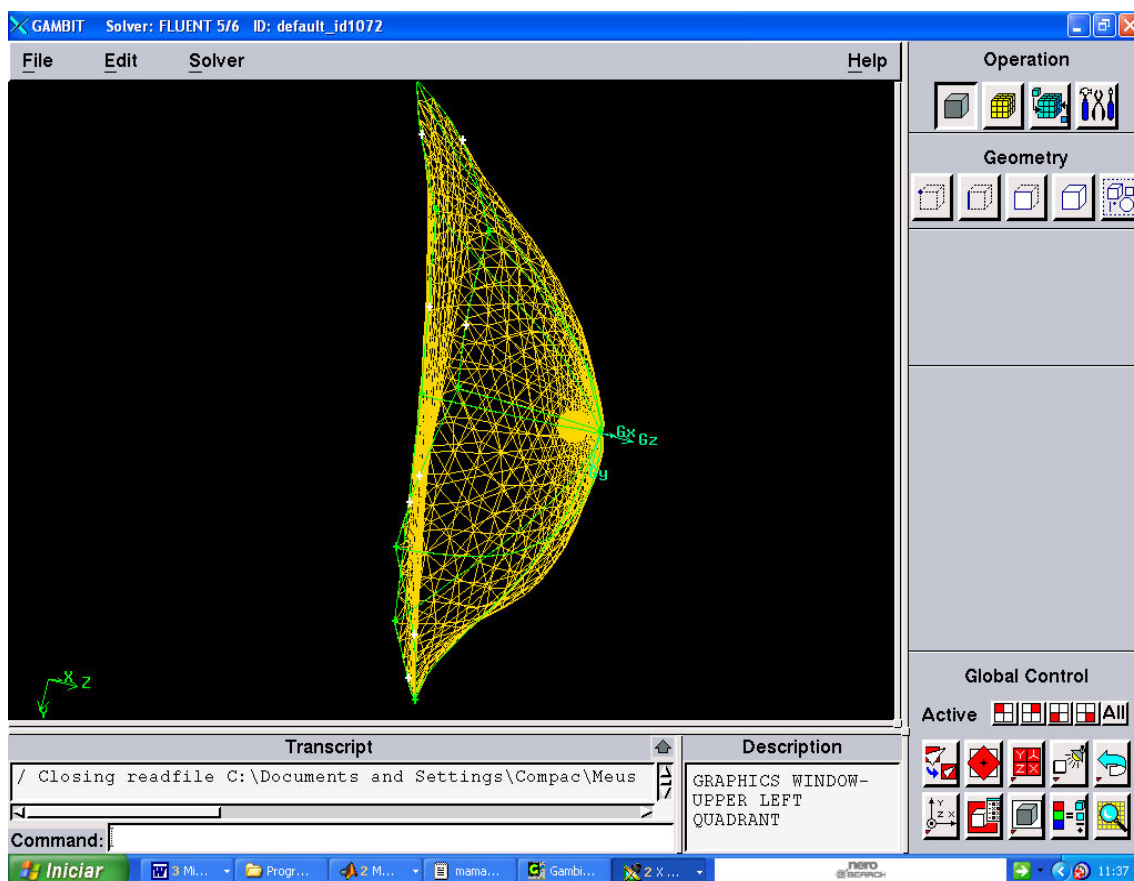


Figura 3.9 Malha utilizada, com tumor esférico posicionado no ponto de coordenada (0,0).

A Figura 3.9 mostra que a malha utilizada foi não-estruturada, tetraédrica e com maior refinamento na esfera, o nódulo, e para se chegar à malha desejada foi feito um estudo de convergência de malha onde foram obtidos os seguintes resultados:

Tabela 3.5 - Estudo de convergência de uma geometria tridimensional.

Malha	Nós	Temperatura máxima do tumor (° C)
1	17334	36,2
2	23670	36,3
3	34068	36,3

Através da Tabela 3.5 é observado que a diferença entre a primeira malha e a segunda é de 0,14 %, enquanto da segunda para terceira é de 0,046 %. Logo foi escolhida a segunda malha com 23670 nós, 277317 faces e 138023 elementos, pois o tempo de processamento é menor e a variação de temperatura em relação à terceira foi reduzida e inferior a 0,005%. Definida a malha, a simulação no FLUENT foi realizada e a distribuição de temperatura na superfície pôde ser obtida e visualizada, como mostram as Figuras 3.10 e 3.11.

Na Figura 3.10 é apresentada uma vista lateral da mama. Já na Figura 3.11 tem-se a vista frontal de um tumor de 1 cm de raio e localizado na posição (0 cm, 0 cm, -2 cm).

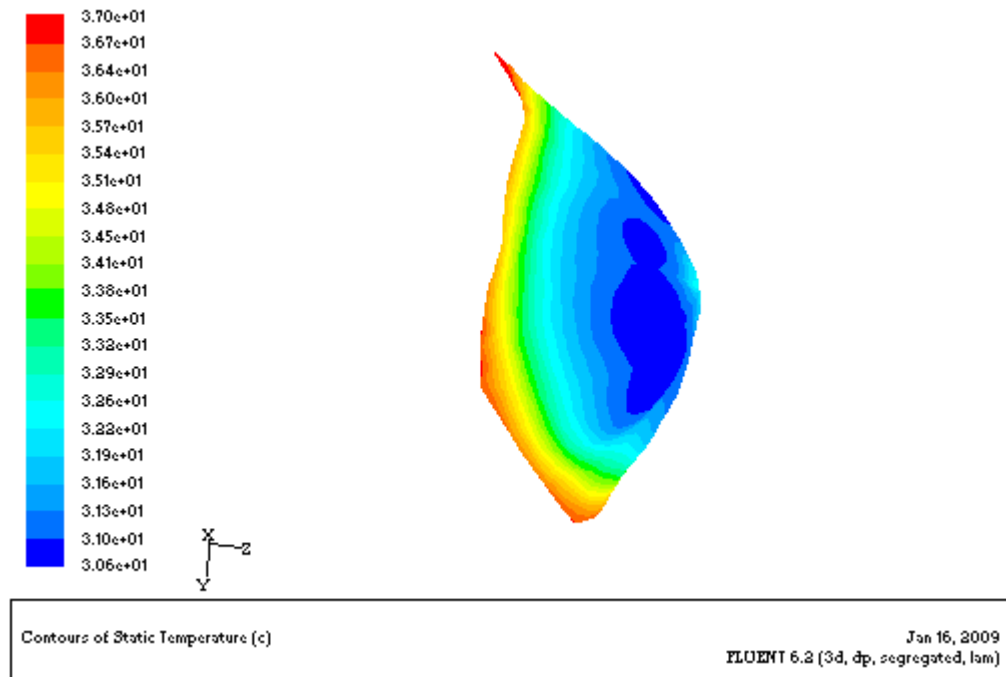


Figura 3.10 - Visualização de perfil lateral da distribuição de temperatura.

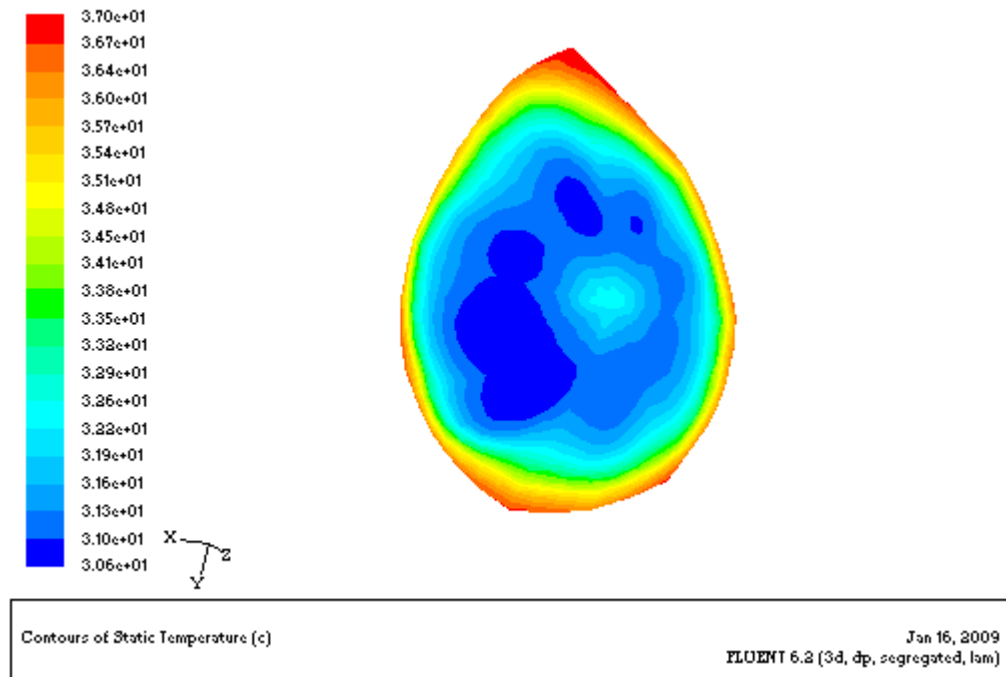


Figura 3.11 - Visualização frontal da distribuição de temperatura.

Todas as etapas descritas acima, desde a geração da geometria até a visualização da distribuição da temperatura na superfície no FLUENT foram gerenciadas através do programa PARAMETRICA, conforme o algoritmo descrito no Capítulo 2.

3.2.1 Estudo Paramétrico Preliminar de um Tumor Maligno

3.2.1.1 Análise da Variação da Localização do Tumor

A posição adotada, nesta secção, é a que fica atrás do mamilo, denominada região retro-aerolar, pois perto de 90% de todos os tumores de mama ocorrem nos dutos ou lobos, com quase 75% deles se iniciando na camada de células dos dutos lactíferos (www.andre.sasse.com, in: Bezerra, 2007).

Nas figuras, a seguir, a profundidade varia, mas o tamanho do tumor é constante e de 1 cm de raio.

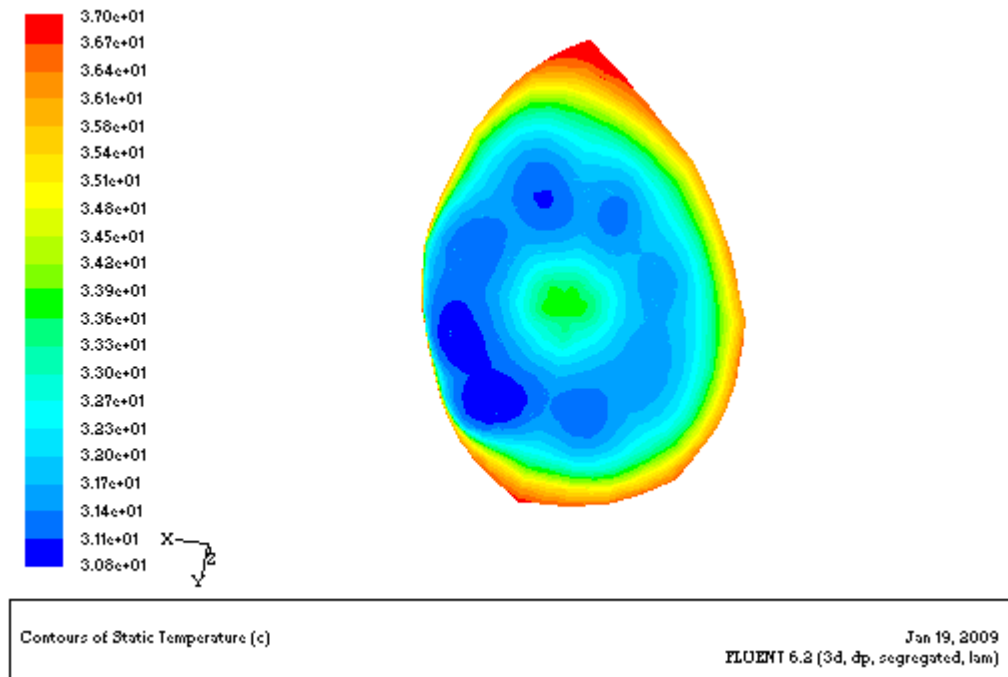


Figura 3.12 – Caso 1- Nódulo localizado na posição (0 cm, 0cm, -1,5 cm).

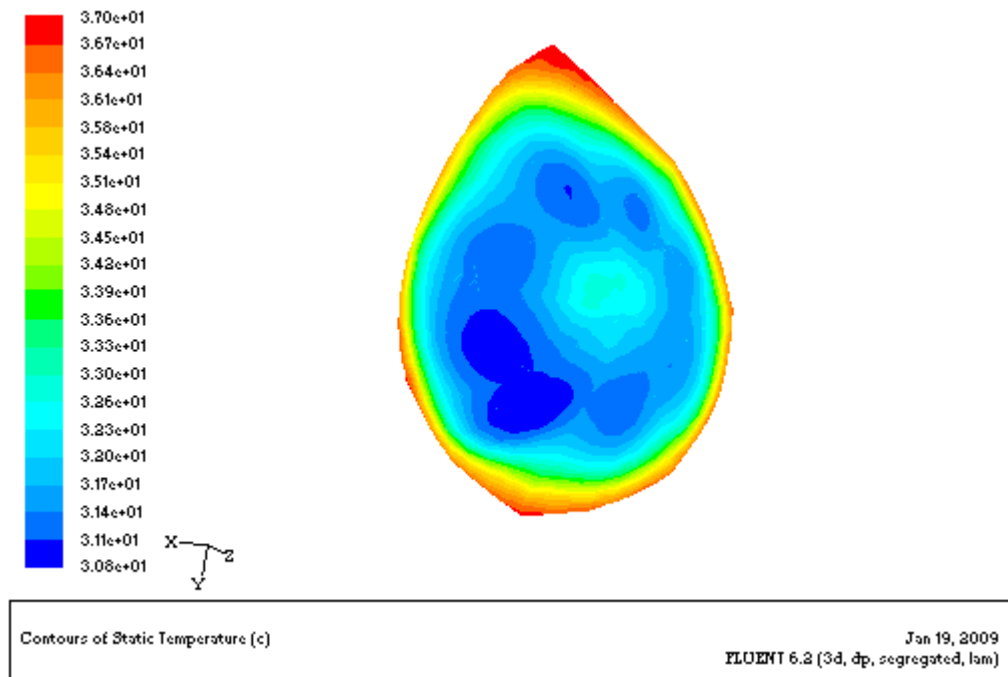


Figura 3.13– Caso 2- Nódulo localizado na posição (0cm, 0cm, -2cm).

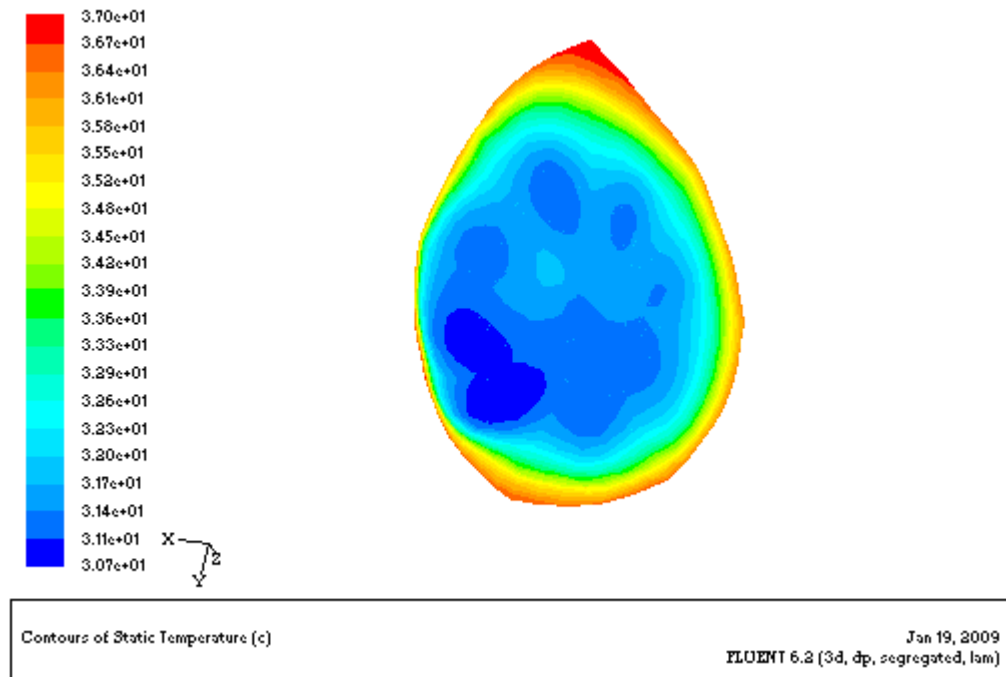


Figura 3.14 – Caso 3- Nódulo localizado na posição (0cm, 0cm, -3cm).

As temperaturas máximas mostradas nas Figuras 3.12, 3.13 e 3.14 apresentam-se na Tabela 3.6. O mecanismo de localização da temperatura máxima foi descrito anteriormente.

Tabela 3.6 – Análise paramétrica da localização do tumor maligno.

Ponto (x, y, z)	Caso Analisado	Temperatura (° C)
x = 0,00341922	1	33,7
y = -0,001920427	2	32,7
z = -0,0019204127	3	31,1

Comparando o primeiro caso com o terceiro caso podemos observar uma queda de 7,84 % no valor da temperatura.

3.2.1.2 Análise da Variação do Tamanho

A análise desta secção será a influência do tamanho do tumor na distribuição de temperatura. Foram analisados vários casos, mas para apresentar resultados foram tomados os seguintes tamanhos: 1,0 cm, 1,5 cm e 2,0 cm. A posição analisada é (0,5cm, -0,5cm, -3cm) tomada fixa para a localização do tumor.

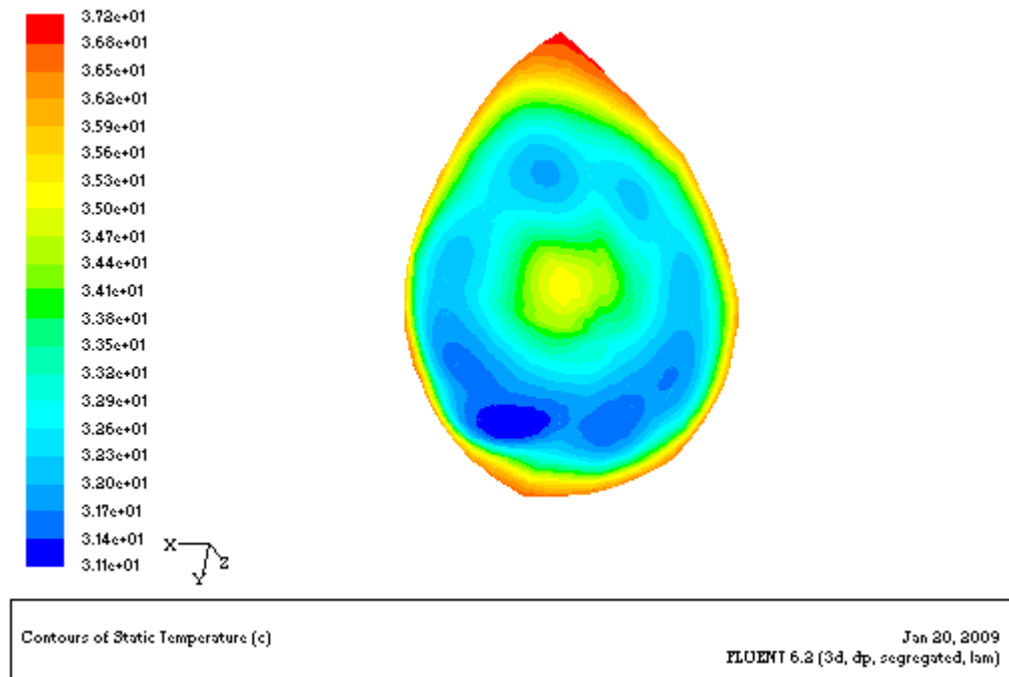


Figura 3.15 Caso 1: perfil frontal da mama do fantoma com tumor de 2,0 cm de raio.

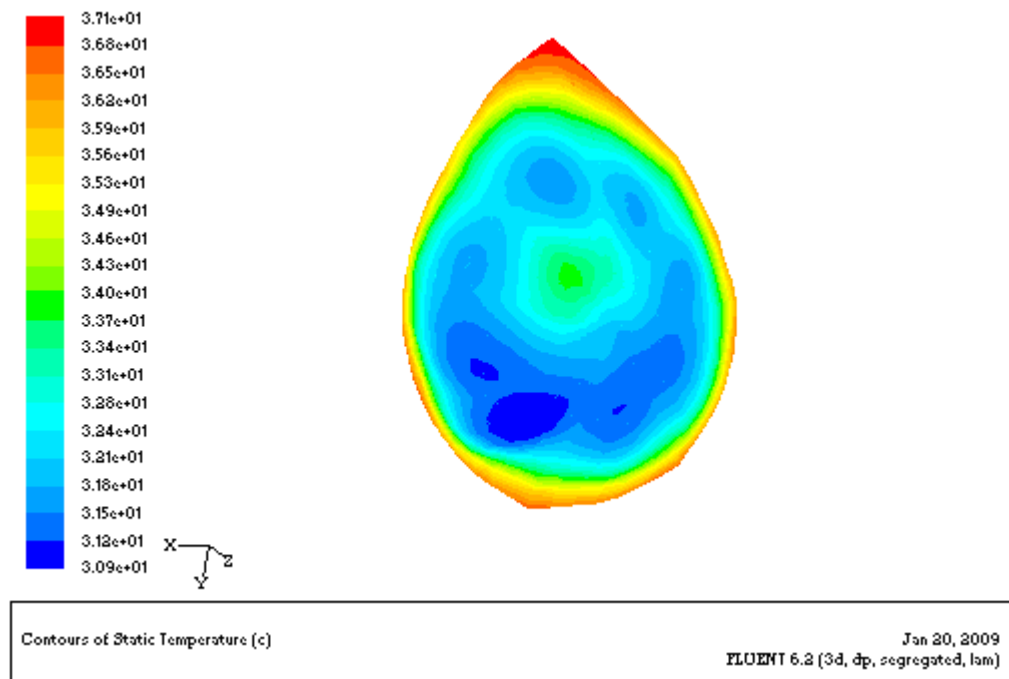


Figura 3.16 Caso 2: perfil frontal da mama do fantoma com tumor de 1,5 cm de raio.

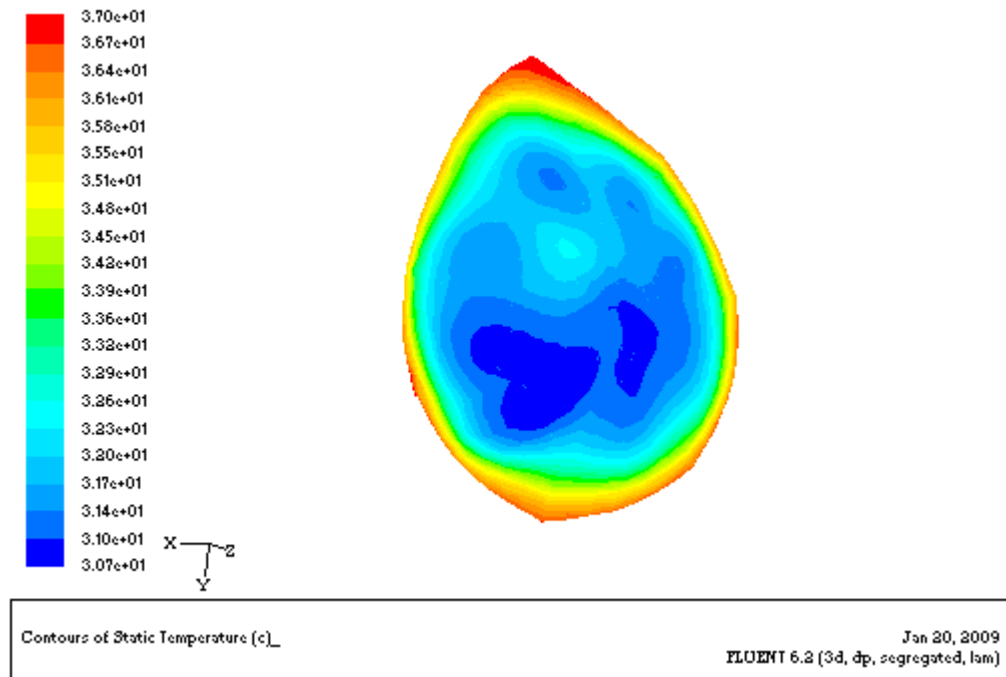


Figura 3.17 – Caso 3: perfil frontal da mama do fantoma com tumor de 1 cm de raio.

Fazendo uma comparação entre as temperaturas máximas na superfície da mama nos casos mencionados acima, tem-se a Tabela 3.7.

Tabela 3.7 – Análise paramétrica do tamanho do tumor maligno

Caso Analisado	Raio	Temperatura (° C)
1	2,0 cm	33,7
2	1,5 cm	32,4
3	1,0 cm	31,3

A queda é de 7,1% no valor da temperatura quando se efetua uma comparação entre o primeiro e o terceiro caso.

Análises estudadas neste modelo comprovaram o desaparecimento da alteração na temperatura da superfície do tumor à medida que este vai se afastando da superfície, e à medida que o mesmo vai diminuindo de tamanho.

3.2.2 Estudo Paramétrico Preliminar de um Tumor Benigno

As análises apresentadas a seguir foram realizadas com o fibroadenoma (tumor benigno) cujas propriedades termofísicas foram mostradas na Tabela 3.1.

3.2.2.1 Análise da Variação da Localização do Tumor

A Figura 3.18 mostra o tumor de 1 cm de raio, com a temperatura máxima de 33,4 °C na região do tumor.

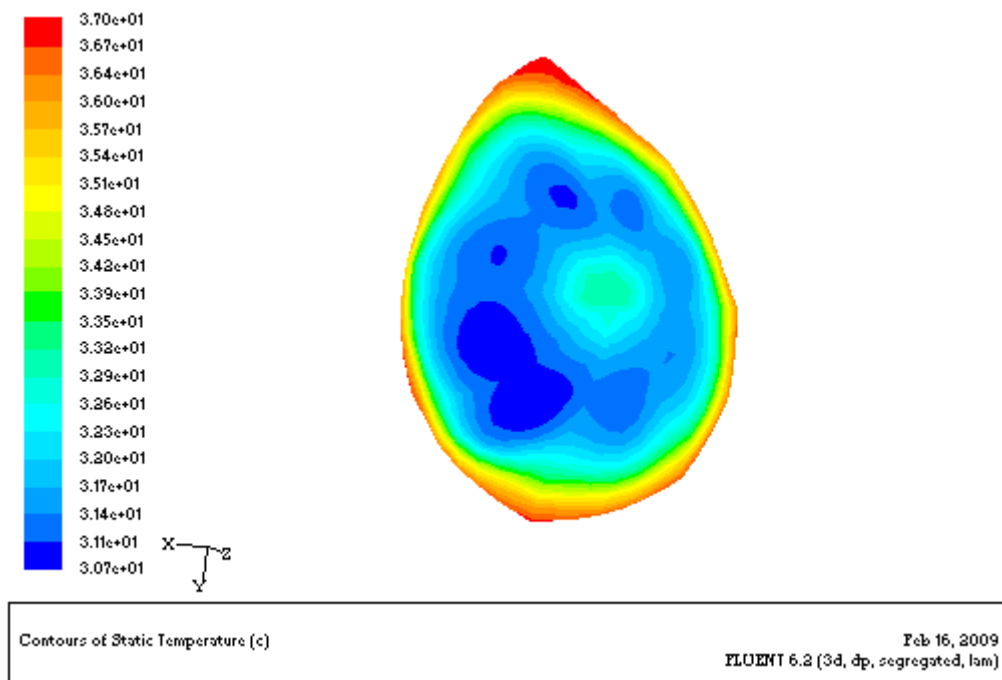


Figura 3.18 – Caso 1: perfil frontal de temperatura com o tumor benigno na posição (0cm, 0cm, -1,5cm).

A Figura 3.19 mostra o tumor de 1 cm com a temperatura da superfície na região do tumor de 32,3°C.

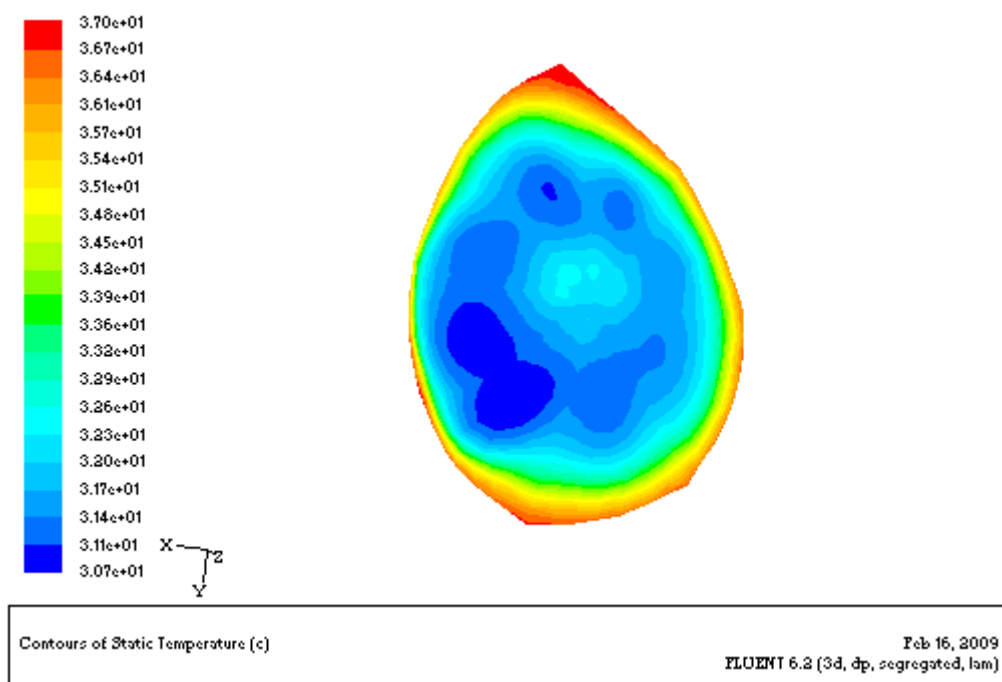


Figura 3.19 – Caso 2: perfil frontal de temperatura com o tumor benigno na posição (0cm, 0cm, -2cm).

A Figura 3.20 mostra a distribuição de temperatura de uma mama com um tumor de 1cm de raio e com temperatura máxima de 31,2°C na região do tumor.

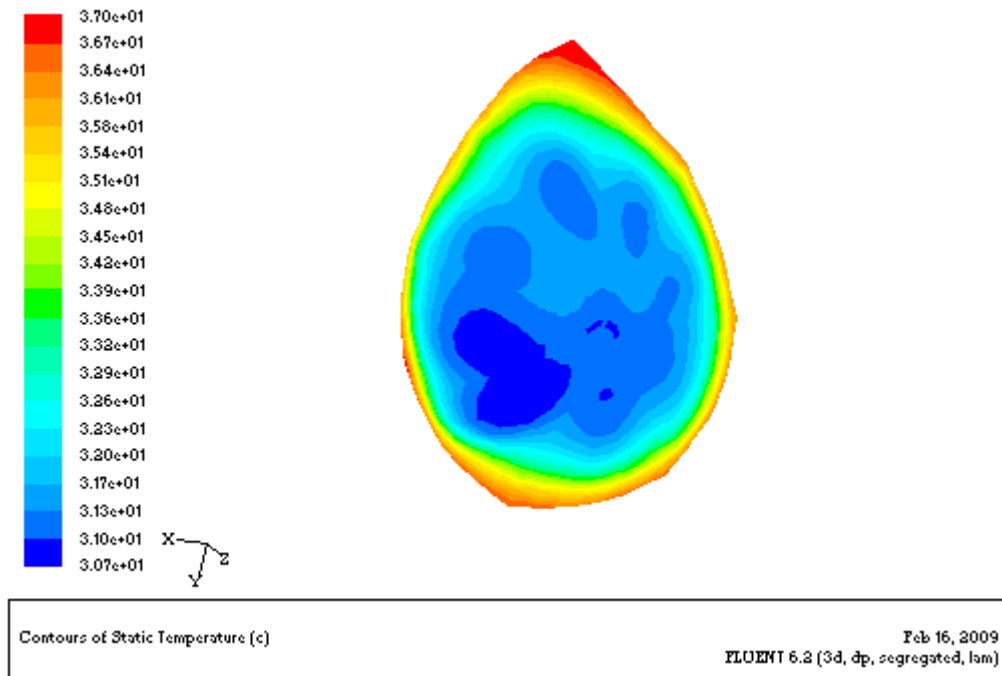


Figura 3.20 – Caso 3: perfil frontal de temperatura com o tumor benigno na posição (0cm, 0cm, -3cm).

As temperaturas máximas mostradas nas Figuras 3.18, 3.19 e 3.20 apresentam-se na Tabela 3.7. O mecanismo de localização da temperatura máxima foi descrito anteriormente.

Tabela 3.8 – Análise paramétrica da localização do tumor benigno.

Ponto (x, y, z)	Caso Analisado	Temperatura (° C)
x = 0,00341922	1	33,4
y = -0,001920427	2	32,3
z = -0,0019204127	3	31,0

Como mostra a Tabela 3.8, a presença do tumor benigno também influencia o perfil de temperatura da superfície da mama. Nos casos analisados se variou a profundidade e foi possível observar uma diminuição de temperatura. A queda é de 3,23% no valor da temperatura quando comparamos a análise do caso 1 e o caso 2. Esta queda aumenta para 5,56% quando comparamos o caso 1 e o caso 3.

Comparando-se com a análise similar efetuada para o tumor maligno, (Tabela 3.6) e a Tabela 3.8, observa-se que as temperaturas máximas atingidas na superfície da mama são superiores quando o tumor é maligno.

3.2.2.2 Análise da Variação do Tamanho

A Figura 3.21 mostra a distribuição de temperatura na mama com temperatura na região do tumor de $33,6^{\circ}\text{C}$, no caso de um tumor de 2,0 cm de raio.

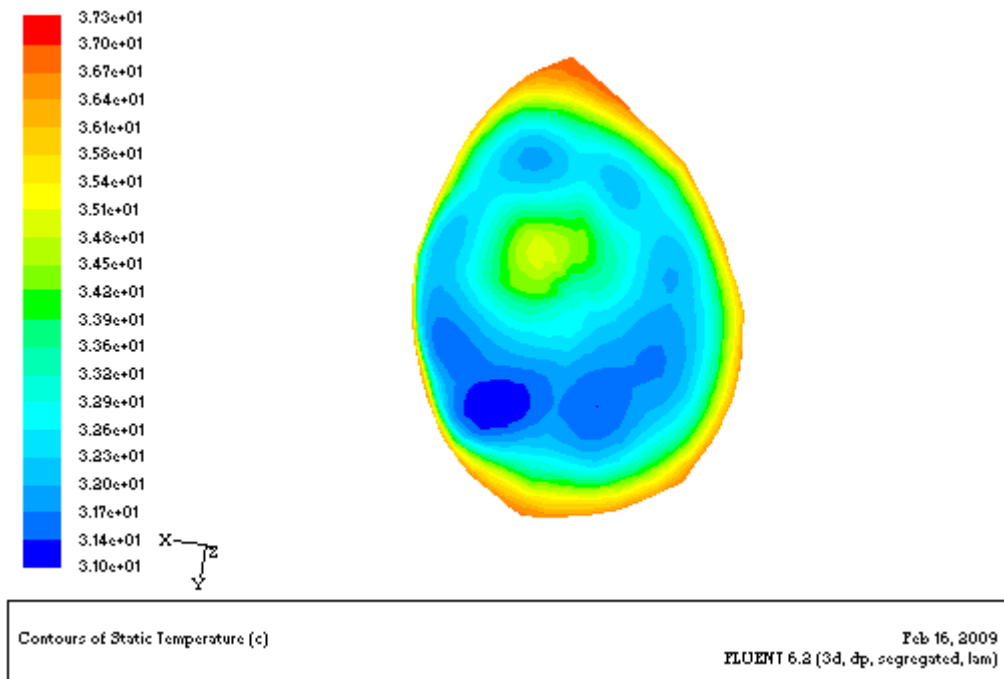


Figura 3.21– Caso 1: perfil frontal de temperatura com tumor benigno de 2,0 cm de raio.

A Figura 3.22 mostra a distribuição de temperatura na mama com temperatura na região do tumor de $32,2^{\circ}\text{C}$, para o caso de um tumor benigno 1,5 cm de raio.

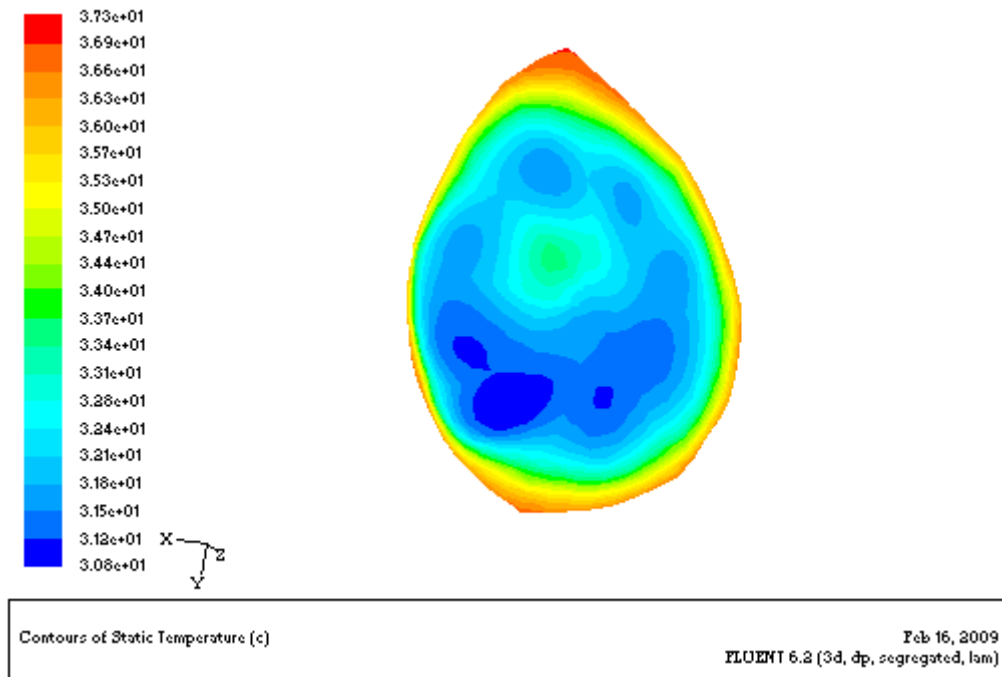


Figura 3.22– Caso 2: perfil de temperatura com tumor benigno de 1,5 cm de raio.

A Figura 3.23 mostra a distribuição de temperatura na mama com temperatura na região do tumor de 31,2°C, para o caso de um tumor benigno de 1 cm de raio.

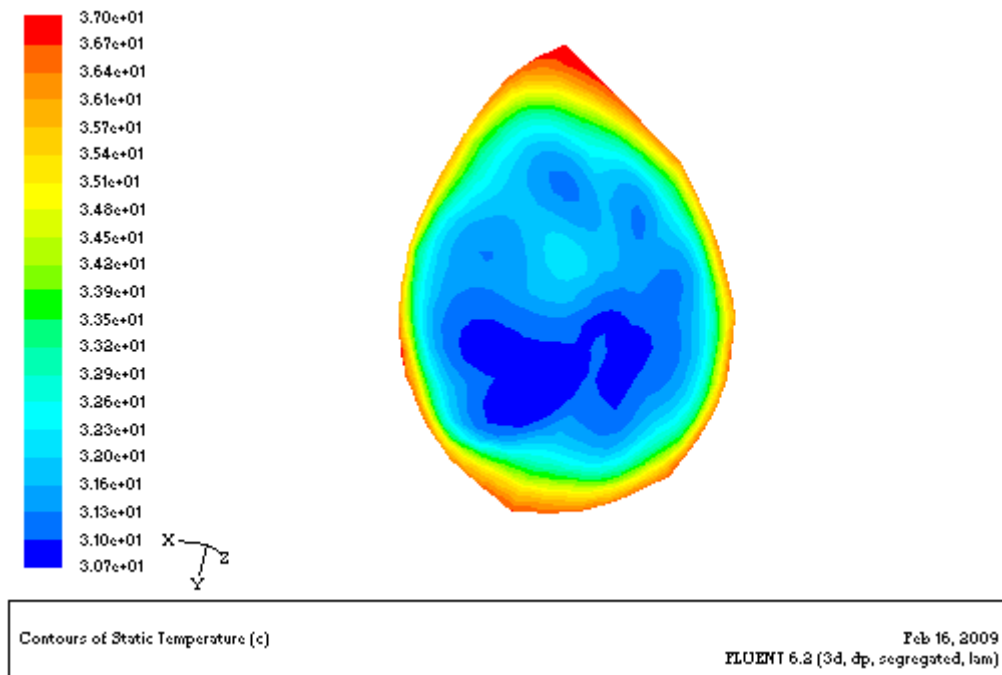


Figura 3.23– Caso 3: perfil frontal de temperatura com tumor benigno de 1 cm de raio.

Apesar de a criação de novos vasos sanguíneos se dar em menor quantidade no tumor benigno que no tumor maligno, a variação do tamanho do tumor benigno influencia na temperatura da superfície da mama. Como é possível observar na Tabela 3.9 há uma queda no valor de 4,01% da temperatura do caso 1 comparando com o caso 2. Já entre o caso 1 e o caso 3 há uma queda no valor de 6,99% da temperatura.

Tabela 3.9 – Análise paramétrica do tamanho do tumor benigno

Caso Analisado	Raio	Temperatura (° C)
1	2,0 cm	33,6
2	1,5 cm	32,2
3	1,0 cm	31,2

A comparação da Tabela 3.9 com a Tabela 3.7 confirma a diferença existente entre o tumor maligno e benigno, pois a perfusão sanguínea do tumor maligno é maior que a perfusão sanguínea do tumor benigno (Gautherie, (1975) in: Hu, (2004)).

A Figura 3.24 mostra a análise de alguns resultados feita em forma de gráfico para melhor observar os perfis de temperaturas variando com a posição e o raio do nódulo. A posição analisada foi (0mm, 0mm, z). É possível verificar que à medida que o raio vai diminuindo numa posição a sua temperatura diminui, por exemplo, na posição (0mm, 0mm, -30mm) a queda é de 6,99% no valor da temperatura quando se compara o raio 17 mm com o raio 5mm. Uma variação de temperatura também é observada na comparação de várias posições para o mesmo raio. No caso do raio de 14 mm, há um aumento de 9,24% no valor da temperatura quando se compara a posição (0mm, 0mm, -40mm) e (0mm, 0mm, -20mm).

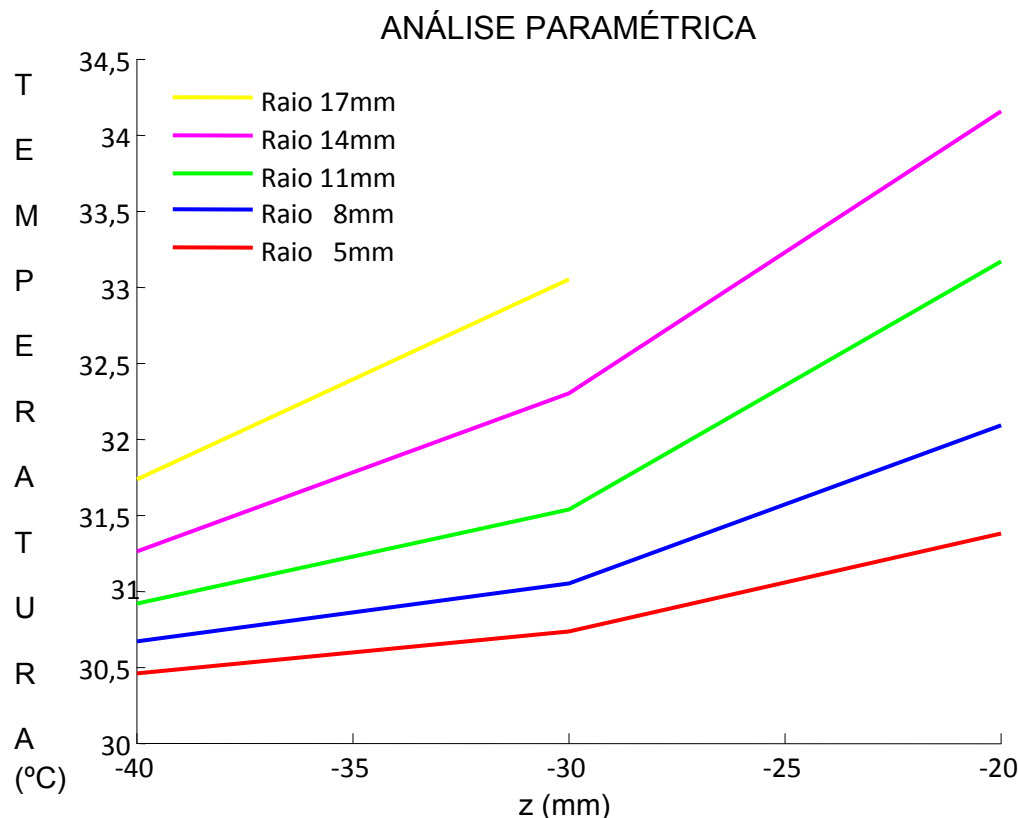


Figura 3.24– Perfil da temperatura para alguns raios.

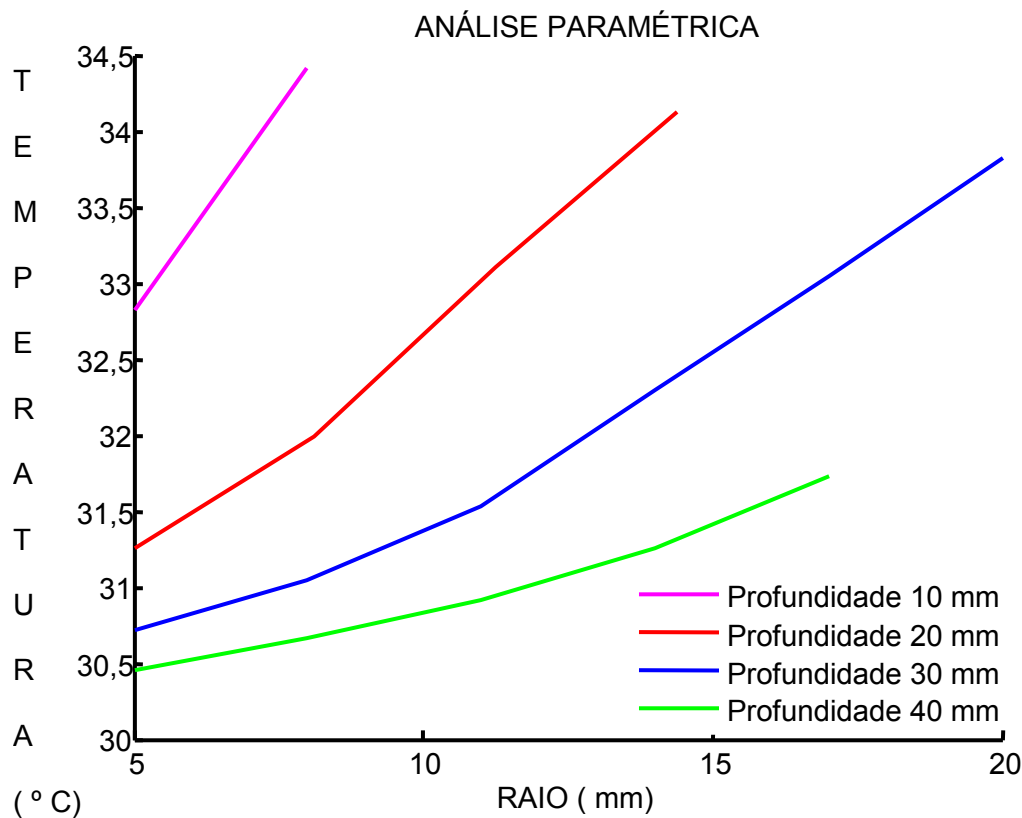


Figura 3.25- Perfil da temperatura para algumas profundidades.

3.3 MODELO TRIDIMENSIONAL: CASO “REAL” (FANTOMA DOTADO DE UMA FONTE DE CALOR)

Numa tentativa de fazer uma comparação entre as temperaturas obtidas pelo PARAMETRICA e as temperaturas do termograma do fantoma foi desenvolvido pelo grupo de professores e alunos do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Pernambuco um experimento no qual uma lâmpada incandescente de 7 W foi inserida no interior da mama direita do fantoma preenchida com borracha de silicone.

A condição de contorno entre a mama e o meio ambiente foi de troca de calor por convecção na superfície da mama, estando o ar ambiente a 26,4 °C. (A região torácica foi considerada a uma temperatura de 37,2 °C). O coeficiente de transferência de calor utilizado engloba os efeitos de convecção, radiação e evaporação, e seu valor é 13,5 W/m² °C, (Ng et al., 2001).

Para a simulação, a taxa volumétrica de geração de calor da lâmpada foi de 16504957,06 W/m³. Como a mama foi preenchida com borracha de silicone, a lâmpada foi preenchida com ar e o tungstênio foi o material utilizado no filamento. As seguintes propriedades termofísicas foram consideradas e estão apresentadas na Tabela 3.10.

Tabela 3.10 – Propriedades Termofísicas dos Materiais.

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

A lâmpada foi inserida no silicone durante o processo de cura, possibilitando o controle aproximado das coordenadas *x*, *y* e *z*. Para a correta medição da temperatura pela câmera, foi necessário se obter um valor aproximado da emissividade do fantoma. Por não se saber exatamente a emissividade do material usado, foi adotado inicialmente o valor de 0,92, que é o valor usado para a porcelana (Özisik, 1990, in: Araújo et al., 2008). Através de um termopar calibrado (OMEGA HH84), a temperatura da superfície do manequim foi medida juntamente com a regulação da emissividade na câmera, obtendo-se assim o valor de 0,93, que foi muito próximo ao usado inicialmente.

A lâmpada foi modelada como uma esfera de 13,1 mm de raio, obtido através do cálculo do volume da lâmpada. O filamento da lâmpada foi modelado como uma esfera de 4,7 mm, pois o modelo de tumor adotado no PARAMETRICA é esférico. As coordenadas *x* e *y* da localização da lâmpada durante o seu preenchimento com silicone foram obtidas de forma empírica, utilizando-se barbantes para medir as distâncias entre as paredes internas da mama. Posteriormente os tamanhos dos barbantes e a coordenada *z* foram obtidos através de uma régua. A Figura 3.26 mostra o termograma da face lateral onde a máxima temperatura medida foi de 53,3 °C. Já a Figura 3.27 mostra a imagem frontal, na qual a máxima temperatura foi de 55,8 °C.

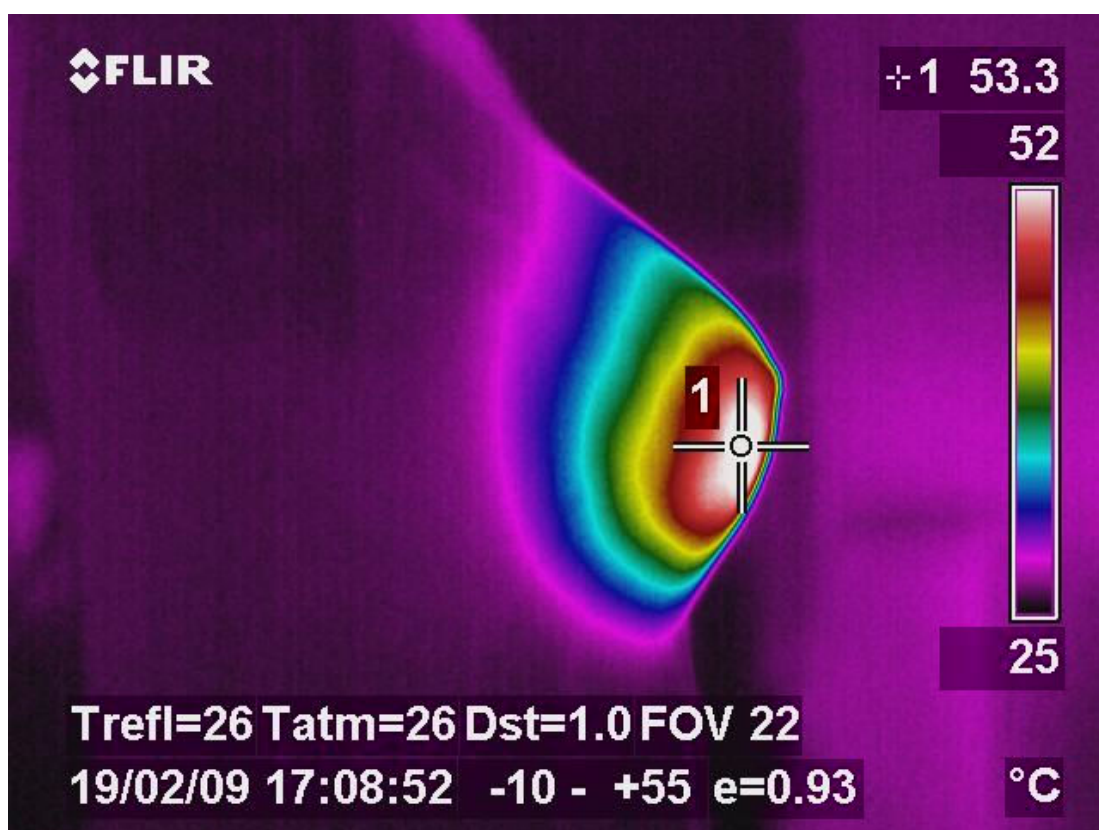


Figura 3.26 Termograma da mama do manequim (vista lateral).

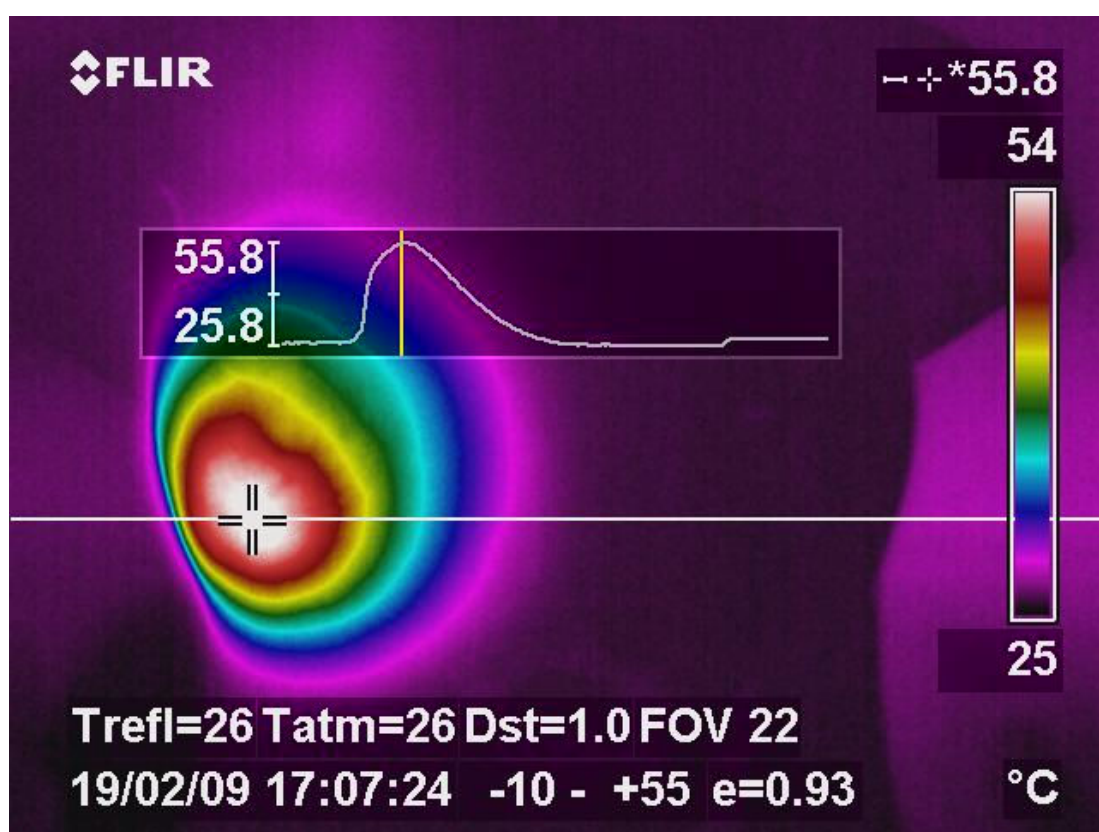


Figura 3.27 Termograma da mama do manequim (vista frontal).

Um estudo de convergência de malha foi feito e os seguintes resultados foram obtidos:

Tabela 3.11 - Estudo de convergência de uma geometria tridimensional.

Malha	Nós	Temperatura máxima do tumor (° C)
1	2529	51,9
2	7855	55,1
3	10876	55,2

Através da Tabela 3.11 foi observado que a diferença entre a primeira malha e a segunda é de 5,8%, enquanto da segunda para terceira é de 0,18%. Logo foi escolhida a segunda malha com 7855 nós, 85970 faces e 42481 elementos, pois o tempo de processamento é menor e a variação de temperatura em relação à terceira foi reduzido e inferior a 0,5%.

Um estudo paramétrico preliminar foi obtido através da variação da posição e tamanho da lâmpada.

3.3.1 Análise da Variação da Posição

Inicialmente foi realizado um estudo paramétrico com objetivo de se obter uma temperatura máxima mais próxima da obtida pela termografia da superfície da mama. Foram mantidas as coordenadas x e y da posição inicial. A coordenada z foi, então, variada.

Nas Figuras 3.28 e 3.29, obtidas através de simulação, a lâmpada está na posição $x = 20$ mm, $y = 40$ mm e $z = -30$ mm. A temperatura máxima atingida foi 55,1 ° C.

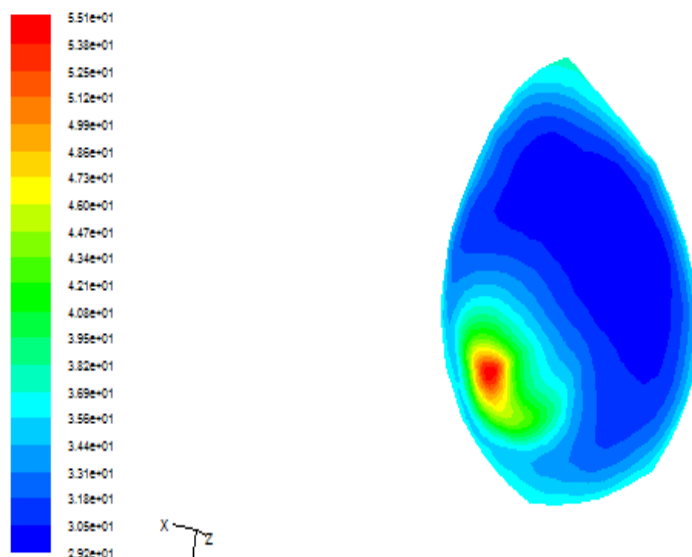


Figura 3.28 Caso 1 -Distribuição da temperatura na mama (vista frontal).

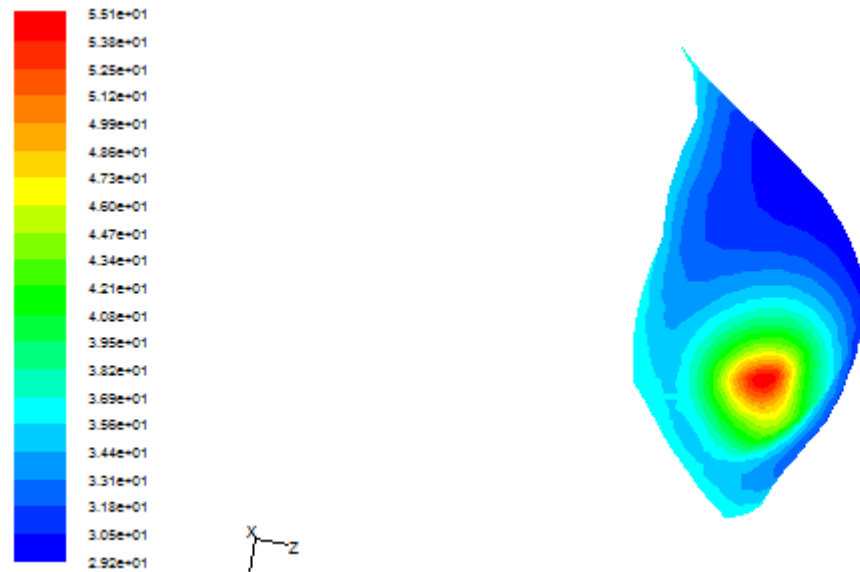


Figura 3.29 Distribuição da temperatura na mama (vista lateral).

Comparando os valores medidos pelo termograma e os valores calculados numericamente mostrados na Figura 3.26 e Figura 3.28, respectivamente, tem-se uma diferença de 3,26%. Já comparando a temperatura máxima calculada numericamente mostrada na Figura 3.29 com a temperatura medida pelo termograma da Figura 3.27 tem-se uma diferença de 1,25 %.

As Figuras 3.30 e Figura 3.31 mostram a distribuição de temperatura na superfície do tumor com temperatura máxima de 45,3° C.

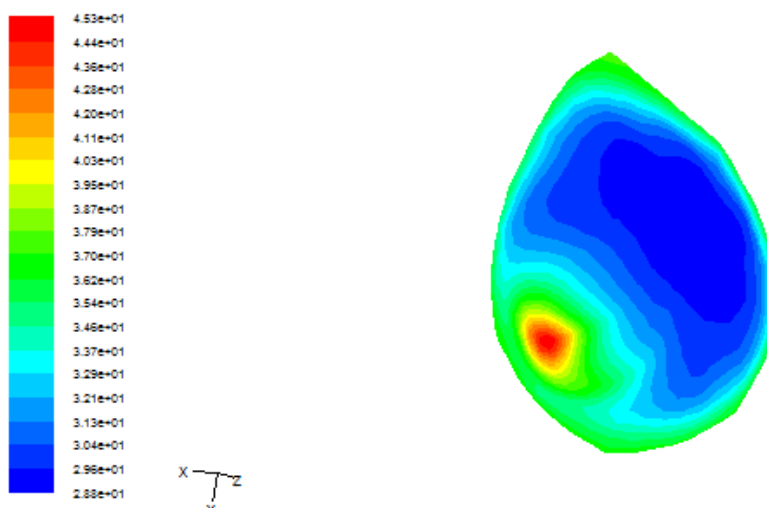


Figura 3.30 Caso 2 - Distribuição da Temperatura (vista frontal) com o tumor na posição (2,0 cm, 4cm, -4cm).

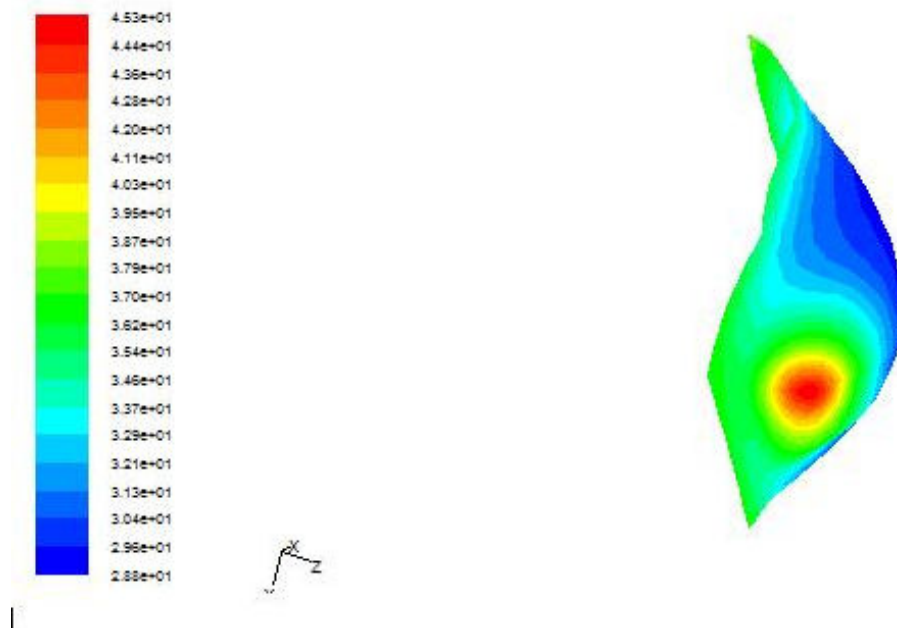


Figura 3.31 Distribuição da Temperatura (vista lateral) na mama quando o tumor está na posição (2,0 cm, 4 cm, -4 cm).

As Figuras 3.32 e 3.33 mostram a distribuição de temperatura na superfície com temperatura máxima de 40,4 ° C.

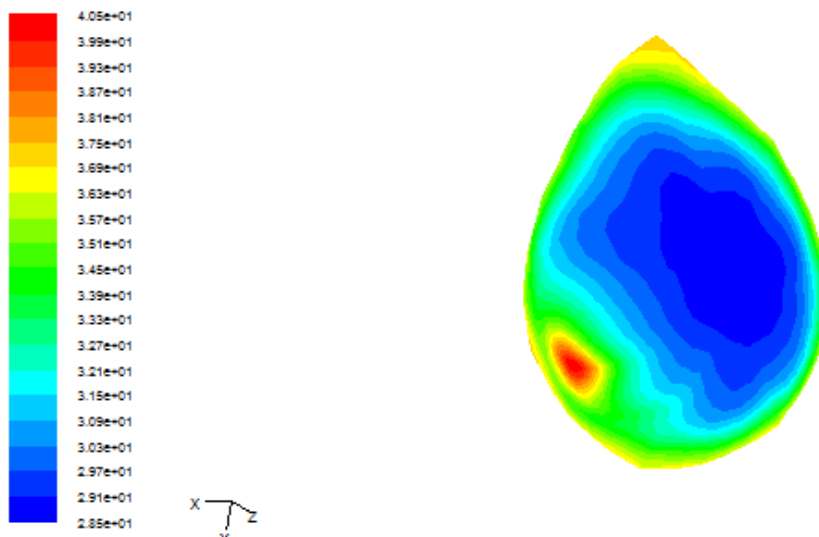


Figura 3.32 Caso 3 - Distribuição da Temperatura (vista frontal) quando o tumor está na posição (2,0 cm, 4cm, -5cm).

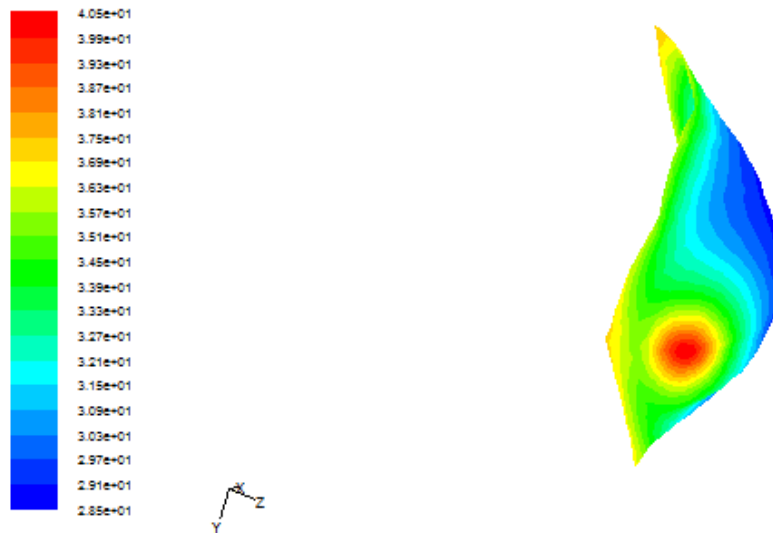


Figura 3.33 Distribuição da Temperatura (vista lateral) quando o tumor está na posição (2cm, 4cm, -5cm).

Fazendo uma comparação da temperatura máxima calculada na superfície da mama, nos casos mencionados, tem-se a Tabela 3.12.

Tabela 3.12 – Análise paramétrica da posição do tumor.

Caso Analisado	x (cm)	y (cm)	z (cm)	Temperatura máxima (°C)
1	2,0	4	-30	55,1
2	2,0	4	-40	45,3
3	2,0	4	-50	40,4

Pode-se observar que as diferenças entre os valores ficaram na faixa de 17,78 % e 26,6 % comparando o primeiro caso com o segundo e o terceiro caso, respectivamente. O fato comprova assim a influência do tamanho do tumor na temperatura calculada na superfície da mama: à medida que o tumor se afasta da superfície sua imagem térmica vai desaparecendo na superfície.

3.3.2 Análise da Variação do Tamanho

Para o estudo da influência do tamanho do tumor na superfície da mama foi mantida a sua posição inicial, variando o seu tamanho. As Figuras 3.34 e 3.35 mostram a distribuição da temperatura de uma mama, com temperatura máxima de $45,3^{\circ}\text{C}$.

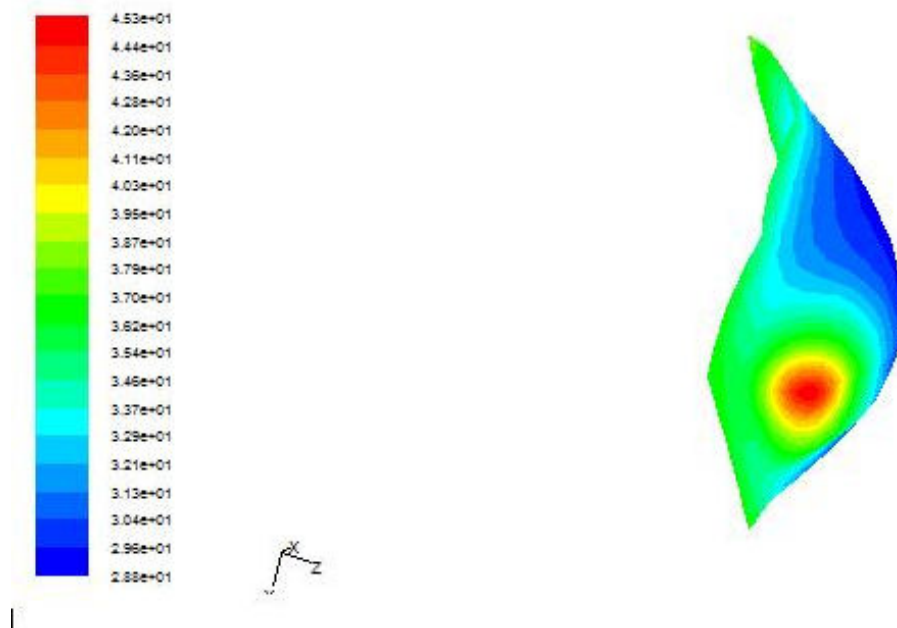


Figura 3.34 Caso1- Distribuição da Temperatura (vista lateral) com um tumor de 1,3 cm de raio.

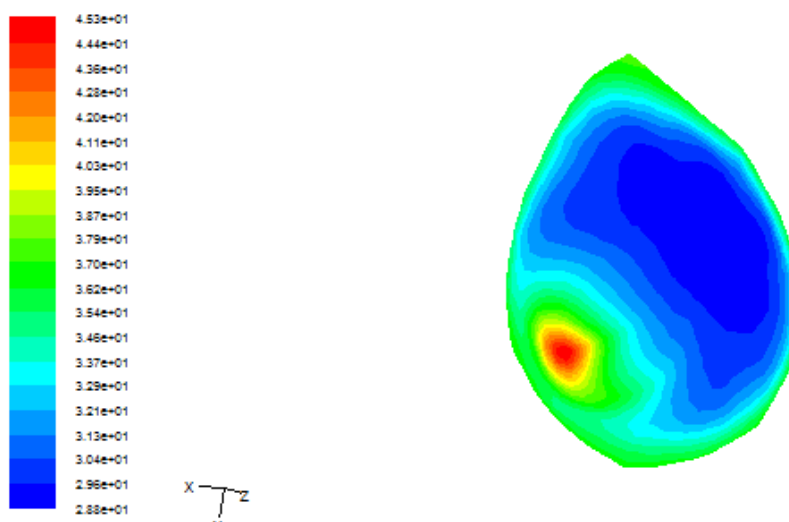


Figura 3.35 Distribuição da temperatura (vista frontal) com um tumor de 1,3 cm de raio.

As Figura 3.36 e 3.37 mostram a distribuição de temperatura da mama, na qual a temperatura máxima é de $43,4^{\circ}\text{C}$.

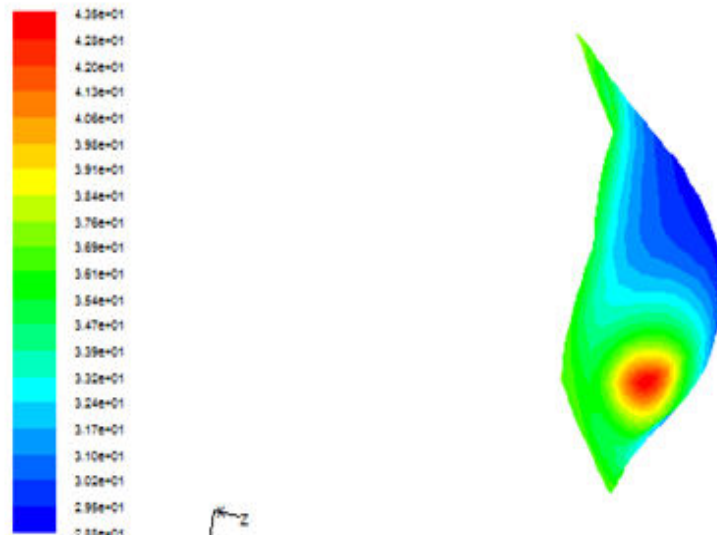


Figura 3.36 Caso 2 - Distribuição da Temperatura (vista lateral) com tumor de 1,5 cm de raio.

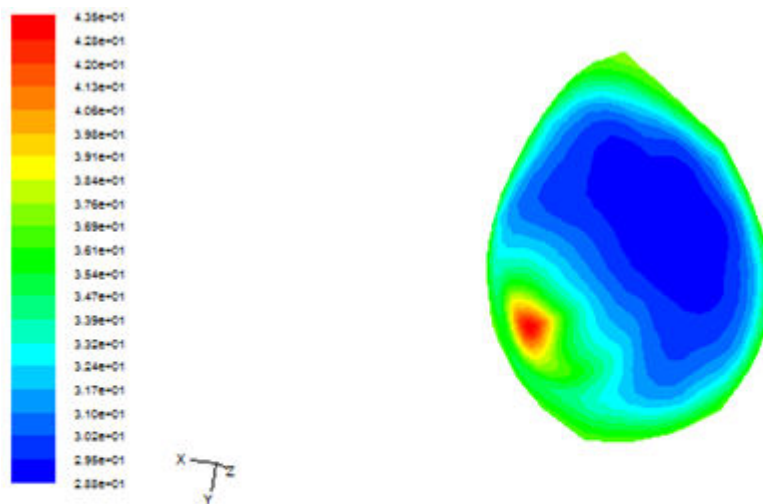


Figura 3.37 Distribuição da Temperatura (vista frontal) com tumor de 1,5 cm de raio.

As Figuras 3.38 e 3.39 mostram uma distribuição de temperatura, com temperatura máxima de 43 ° C.

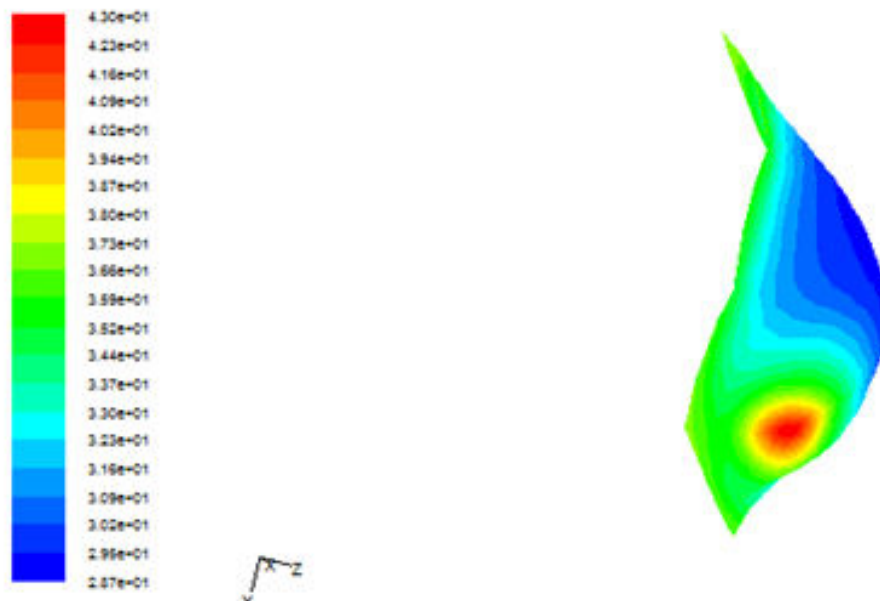


Figura 3.38 Caso 3 - Distribuição da temperatura (vista lateral) com um tumor de 1,8 cm de raio.

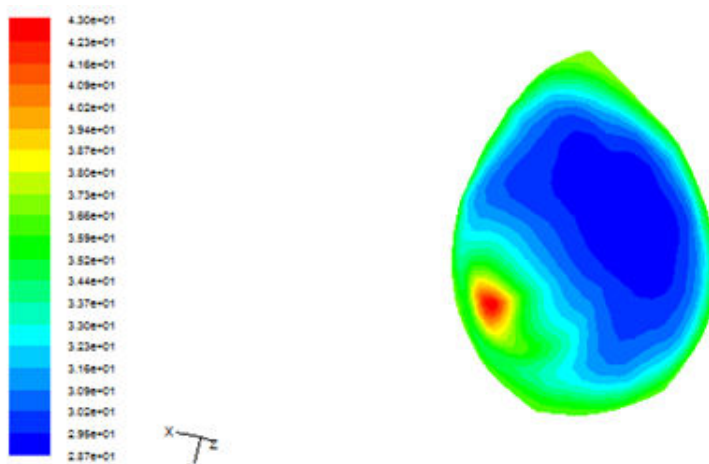


Figura 3.39 Distribuição da temperatura (vista frontal) com um tumor de 1,8 cm de raio.

Fazendo uma comparação da temperatura na superfície da mama nos casos mencionados anteriormente, tem-se a Tabela 3.13.

Tabela 3.13 – Análise paramétrica do tamanho do tumor.

Caso Analisado	Raio	Temperatura (° C)
1	1,3 cm	45,3
2	1,5 cm	43,4
3	1,8 cm	43,0

Pode-se observar que as diferenças entre os valores calculados ficaram na faixa de +4,18% e +5,07% comparando o primeiro caso com o segundo e o terceiro caso, respectivamente, comprovando assim a influência do tamanho do tumor na superfície da mama. Como pode ser observado a temperatura diminui com o aumento do nódulo que modela a lâmpada. O tamanho do filamento ficou inalterado. Porém ao aumentar o tamanho da lâmpada, mantendo-se o raio da esfera, que representa o filamento, constante, o volume de ar no interior da lâmpada aumenta, acarretando um maior efeito isolante.

Como o objetivo do presente trabalho é o de observar a sensibilidade da câmera termográfica, quanto ao tipo de tumor, tamanho de tumor e quanto à posição do mesmo em relação à superfície da mama, aqui foram apresentados os resultados preliminares da utilização do aplicativo desenvolvido, para movimentação de um tumor, dentro da simulação da mama de um fantoma. O programa ainda não tem capacidade de analisar formas diversas do “tumor”, aqui representado por uma lâmpada incandescente.

4. CONCLUSÕES

A seguir são apresentadas as principais conclusões do presente trabalho:

1. O programa PARAMETRICA foi capaz de gerenciar de forma totalmente automatizada o programa comercial de CFD (*Computational Fluid Dynamics*), o FLUENT, e o seu gerador de malhas GAMBIT, gerando um diretório específico com os resultados de cada análise paramétrica efetuada. Os resultados obtidos foram compatíveis com o comportamento térmico esperado para uma mama portadora de um tumor.
2. Apesar de o modelo utilizado para representar o tumor no PARAMETRICA ser diferente do modelo utilizado no fantoma, foi possível realizar uma comparação entre a temperatura máxima obtida pelo PARAMETRICA e as temperaturas máximas dos termogramas.
3. As análises comprovaram que há influência da posição e tamanho do tumor na temperatura da mama. À medida que o tumor se afasta da superfície da mama ou vai diminuindo de tamanho, sua imagem térmica calculada vai desaparecendo da superfície da mama. Efeito contrário se observa à medida que o tumor vai aumentando ou se aproximando da superfície da mama.

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

- Aprimorar o programa PARAMETRICA para trabalhar com as várias formas geométricas apresentadas pelos nódulos mamários. Para tal será necessária a recuperação da forma geométrica real da mama e também do tumor da paciente, que é objeto de estudo, entre outros tópicos, do Projeto Pró-Engenharias CAPES 2008, intitulado “Processamento e análises de imagens aplicadas a mastologia”, em parceria entre a Universidade Federal de Fluminense e a Universidade Federal de Pernambuco. Pretende-se que tais formas sejam extraídas diretamente das imagens termográficas das pacientes.
- Investir em técnicas de visualização de múltiplos resultados.
- Utilizar computação distribuída para reduzir tempo computacional do estudo paramétrico, que é naturalmente paralelizável.
- Trabalhar interligado a um banco de dados, contendo todas as informações clínicas das pacientes e também as suas imagens termográficas.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ANDRADE, L.M, “Estudos *in vitro* de câncer de mama humano da linhagem MDAMB-231 irradiado por Co-60 & Estudos Correlato”, Belo Horizonte, (Mestrado – Escola de Engenharia/ Universidade Federal de Minas Gerais), 130p, 2002.
- AMALU, Infrared imaging of the breast – na overview. In: *The biomedical engineering handbook*. 3.Crc Press, 2006. cap 25, p. 1-17.
- ARAUJO, M. C. ; Bezeera. L. A. ; Santos, L.C. ; Rolim, T.L. ; SANTOS, T. B. ; LYRA, P. R. M. ; LIMA, R. C. F. Instrumentação e aquisição da geometria tridimensional da mama de um fantoma: comparação entre temperaturas calculadas numericamente e medidas através de imagem termográfica. In: CILAMCE2008-CONGRESSO IBERO LATINO AMERICANO DE MÉTODOS COMPUTACIONAIS EM ENGENHARIA, 2008, Maceió- Alagoas. Anais do Congresso Ibero Latino Americano de Métodos Computacionais em Engenharia, 2008. v. 1. p. 1-17.
- ASHRAE,handbook:*Fundamentals*.Atlanta,Geórgia,1985.
- BEZERRA, L.A., “Uso de Imagens termográficas em tumores mamários para validação de simulação computacional”, Recife, (Mestrado – Departamento de Engenharia Mecânica/ Universidade Federal de Pernambuco), 70p, 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.
- CAMPOS, T.P.R, SANTOS,M. F.C dos, “Fantoma computacional em modelagem de voxel da 10ª a 12ª vértebra torácica ”.In: CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA,21., 2008.
- 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.
- CORTIZO, E.C, “Avaliação da técnica de termografia infravermelha para identificação de esculturas e diagnóstico de anormalidade em edificações”.Belo Horizonte, (Doutorado- Universidade Federal de Minas Gerais),178p,2007.
- 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.
- FLUENT Inc. (<http://www.fluent.com>).
- FRÈRE, A. F, SANTOS, C . E. do, “Desenvolvimento de um novo tipo de fantoma baseado em modelagem 3D” In: WORKSHOP DE INFORMÁTICA MÉDICA ,7,2007.

- FORTUNA, A de O., “Técnicas Computacionais para Dinâmica dos Fluidos: Conceitos Básicos e Aplicações”, São Paulo, 2000.
- JUNIOR, M. I. M., “Apogeu de animação 3D” In: CONGRESSO NACIONAL DA HISTÓRIA DA MÍDIA, 5, São Paulo, 2007.
- GARCIA, D. R., “Validação da termografia no diagnóstico de lesões por esforços repetitivos / distúrbios osteomusculares relacionados ao trabalho”, Porto Alegre (Mestrado- Universidade Federal do Rio Grande do Sul), 125p, 2004.
- GORE, J. P., XU, L. X., “Thermal imaging for biological and medical diagnostics”, CRC press, 2003.
- 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).
- LIMA, R. C. F. ; MAGNANI, F. S. ; LUCENA, R. N. M. . Detecção de falhas em monumentos históricos de Olinda através de imagens por infravermelho - uma análise preliminar. In: III Simpósio de Técnicas Avançadas em Conservação de Bens Culturais, 2006, Olinda - PE. ARC- Revista Brasileira de Arqueometria, Restauração e Conservação. Recife : AERPA- Agência de Estudos e Restauro dos Municípios e Estados que Compõem o Território Nacional, 2006. v. 1. p. 1.
- 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.
- MASCENA, E da N, BATISTA, L.V, DUARTE, R. C. M, MEDEIROS, T. F. L de, CARVALHO, J.F.G de, SILVA M. de F. M, “Controle de qualidade de mamógrafo utilizando computacional de imagens de fantoma” In: WORKSHOP DE INFORMÁTICA MÉDICA, 7, 2007.
- PORATH, M.de C., SOUSA, A.R de “A Tecnologia de medição por coordenadas no ciclo de desenvolvimento de produtos plásticos”, artigo da Fundação CERTI, 20001.
- RIBEIRO, P.B, “Classificação por Análise de Contornos de nódulos mamários utilizando redes neurais artificiais ”, São Carlos, (Mestrado-Escola de Engenharia de São Carlos/Universidade de São Paulo), 152p, 2006.
- ROLIM, T. L., Sistemática indicadora de método para Calibração de máquinas de medição por coordenadas, (Doutorado - Universidade Federal da Paraíba), 141p, 2003.
- SANTOS, S. K da S.de L, “Desenvolvimento de uma ferramenta para aquisição de pontos em imagens digitais para a utilização no cálculo de temperaturas através de modelagem computacional”, Recife, (Mestrado-Universidade Federal de Pernambuco), 75p, 2007.

Sites Visitados

(www.compoende.com.br/termografia.doc)

(<http://adam.sertaoggi.com.br>). acessado em 11/08/2008 às 11:17

(<http://www.mitutoyo.com.br>). acessado em 11/12/2008 às 22:39

(<http://www.welfare.pt>).acessado em 1/12/2008 às 20:11

(www.fluentusers.com)

(www.diariodepernambuco.com.br) acessado em 25/03/2009 as 10:55