



8º CONGRESSO IBEROAMERICANO DE ENGENHARIA MECANICA Cusco, 23 a 25 de Outubro de 2007

UMA COMPARAÇÃO ENTRE TEMPERATURAS DE MAMAS OBTIDAS PELO MÉTODO DOS VOLUMES FINITOS EM MALHAS NÃO-ESTRUTURADAS E AQUELAS ADQUIRIDAS ATRAVÉS DE TERMOGRAMAS DE PACIENTES DE HOSPITAL PÚBLICO LOCALIZADO EM CLIMA TROPICAL

Luciete A. Bezerra*, Rita de C. F. de Lima*, Paulo R. M. Lyra*, Marcus C. de Araújo*, Francisco G. C. dos Santos⁰, Katiane M. Bezerra*

*Departamento de Engenharia Mecânica - Universidade Federal de Pernambuco.
R. Acadêmico Hélio Ramos, s/n – Cidade Universitária.
50740-530 - Recife – PE
Telefone: 55 81 32718704

⁰Hospital das Clínicas - Universidade Federal de Pernambuco.
Cidade Universitária – Recife - PE

e-mail: lucietebezerra@yahoo.com.br, ritalima@ufpe.br
web: <http://www.demec.ufpe.br>

RESUMO

O Método dos Volumes Finitos (MVF) em malhas não-estruturadas, tornou-se uma ferramenta importante para o cálculo de temperaturas em procedimentos médicos que usam hipertermia. O uso desta metodologia vinha sendo validada através de alguns problemas de engenharia, dos quais são conhecidas soluções analíticas, ou através de bancos de dados numéricos. A presença de tumores nas mamas altera a sua vascularização, e a nova perfusão sanguínea pode proporcionar alteração na temperatura da pele. Com a aquisição de uma câmera de infravermelho e a obtenção de termogramas das mamas de pacientes de um hospital local (região de clima tropical), procura-se verificar a aplicabilidade do uso da termografia na identificação precoce de câncer de mama, além de se usar estas imagens como elemento de validação das temperaturas calculadas pelo MVF. Neste projeto está sendo desenvolvido um banco de dados para cadastramento das pacientes e cruzamento posterior de dados. A obtenção totalmente automática do domínio das imagens também está sendo trabalhada. No presente trabalho, comparam-se os valores de temperatura medidas por imagens termográficas com simulações tridimensionais através de um modelo simplificado, usando o programa comercial de CFD (*Computational Fluid Dynamics*), o FLUENT. Com ele pretende-se fazer futuramente uma análise paramétrica da influência da profundidade e do tamanho do tumor, que produz uma particular distribuição de temperatura na superfície da mama.

Palavras-chave: FLUENT, método dos volumes finitos, hipertermia, imagens termográficas, tratamento de imagens, banco de dados.

INTRODUÇÃO

A inspeção termográfica é uma técnica não-destrutiva que utiliza a radiação infravermelha emitida pelos corpos para medir temperaturas ou observar padrões diferenciais de distribuição de temperatura, com o objetivo de propiciar informações relativas à condição operacional de um componente, equipamento ou processo. Por volta de 1959, a termografia se tornou disponível para uso industrial e civil, sendo instrumento de grande valor para engenharia e outras áreas como a medicina. O seu uso em aplicações médicas e biológicas mostrou-se viável devido principalmente ao fato de não usar radiações ionizantes. Dentre as aplicações da termografia na medicina, pode-se destacar sua utilização na detecção de tumores mamários. Tumores de mama, de forma geral, necessitam de um fluxo constante de nutrientes para que se desenvolvam. Para este fim, estas células produzem substâncias responsáveis pela angiogênese (criação de novos vasos) ao redor do tumor. Estes novos vasos elevam o fluxo sanguíneo naquela região, causando assim um aumento da temperatura no local. Em tumores de mama, essa elevação da temperatura local pode ser observado sobre a superfície da mama através da termografia. A termografia, portanto, está intimamente ligada à perfusão sanguínea dos pacientes, refletindo a dinâmica microcirculatória da superfície da pele do paciente. Representa assim um teste fisiológico, enquanto que outras formas de diagnóstico, como mamografia e ultra-som, representam testes anatômicos [1].

Um projeto aprovado pelo Comitê de Ética da Universidade Federal de Pernambuco (UFPE) – Brasil, e registrado no Ministério da Saúde sob o no. CEP/CCS/UFPE N°279/05, se encontra em andamento. Neste projeto está sendo analisada a viabilidade da utilização de uma câmera termográfica como ferramenta auxiliar no diagnóstico de distúrbios mamários, em hospital público situado em clima tropical. Presentemente vêm sendo captadas imagens termográficas de aproximadamente 300 mulheres, maiores de 35 anos, todas pacientes do Ambulatório de Mastologia da Clínica Ginecológica do Departamento Materno-Infantil do Hospital das Clínicas da UFPE. Um banco de dados foi desenvolvido e encontra-se em fase final de ajustes e fase inicial de alimentação. Seu uso tem como objetivo permitir que ao fim da fase de captação das imagens, os pesquisadores envolvidos sejam capazes de efetuar a análise e o cruzamento das informações de cada paciente e que sejam relevantes à pesquisa.

O objetivo deste trabalho é apresentar como está sendo desenvolvido o banco de dados, assim como mostrar a forma através da qual o processamento digital das imagens termográficas pode auxiliar e dar maior precisão ao cálculo numérico das temperaturas em tecidos mamários. Tal fato possibilita uma comparação com os valores das temperaturas medidas por imagens de infravermelho com simulações tridimensionais através de um modelo simplificado, usando o programa comercial de CFD, o FLUENT [2], que usa o Método de Volumes Finitos para resolver a equação de energia em sólidos.

Em futuro breve, pretende-se fazer uma análise paramétrica da influência da profundidade e do tamanho do tumor, que produzam uma particular distribuição de temperatura na superfície da mama.

Para o trabalho aqui apresentado, dentre as imagens por infravermelho já obtidas, foi escolhida uma, para que se tentasse fazer um processamento digital, com o objetivo de se determinar de forma semi-automática a área tumoral. Esta mesma imagem foi escolhida para ser analisada através de um programa que usa o método dos volumes finitos para calcular as temperaturas em todos os pontos da malha não-estruturada, em duas dimensões. Comparações entre os resultados obtidos e aqueles obtidos pelo Programa FLUENT são efetuadas.

MATERIAIS E MÉTODOS

Obtenção das imagens

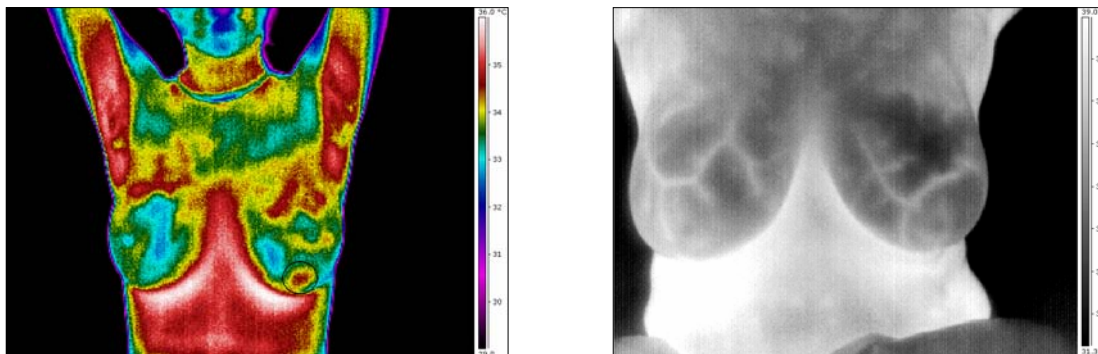


Figura 1: (a) Imagem por infravermelho de paciente jovem. A região marcada como círculo representa um tumor benigno. (b) Paciente com acentuada assimetria na vascularização das mamas.

As imagens foram efetuadas com a utilização de uma câmera de infravermelho FLIR S45, adquirida pelo Departamento de Engenharia Mecânica da UFPE através do Edital FINEP 2003 de Laboratórios Multiusuários. Os procedimentos para obtenção das imagens, as condições das pacientes e climáticas da sala são descritas em Araújo[3] e Cockburn [4]. Alguns termogramas obtidos nas pacientes já analisadas são mostrados nas Figuras 1 e 2. A imagem da Figura 2, será tomada como base para todos os procedimentos desenvolvidos no presente trabalho.

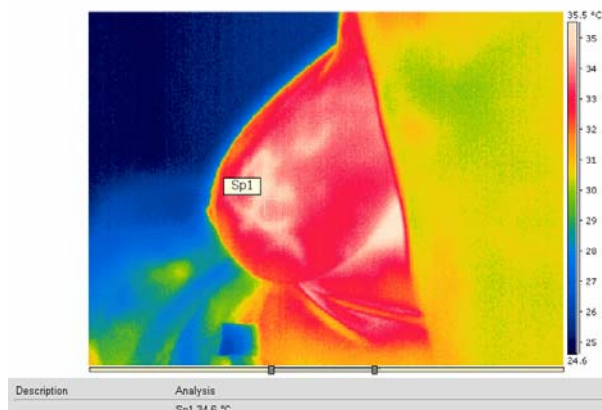


Figura 2: Termograma de uma paciente com uma alteração significativa na temperatura da mama esquerda.

Banco de dados

O banco de dados (BD) desenvolvido funciona sobre um software escrito em PHP (HiperText Preprocessor) embutido em código HTML, usando bases de dados MySQL (sistema de gerenciamento de banco de dados que utiliza o padrão SQL). A estrutura foi montada num Computador Pentium 233 MHz com 48 Mb de memória RAM, com o Sistema Operacional Linux (Vector Linux), usado como servidor dedicado. O PHP é uma linguagem não-compilada (linguagem de programação de computadores interpretada), livre, compatível com todos os navegadores e normalmente utilizada para propósitos gerais em desenvolvimento web [5]. Trata-se de uma linguagem extremamente modularizada, o que a torna ideal para instalação e uso em servidores *web*. Diversos módulos são criados no repositório de extensões PECL (PHP Extension Community Library) e alguns destes módulos são introduzidos como padrão em novas versões da linguagem. É muito parecida, em sintaxe, tipos de dados e mesmo funções, com a linguagem C e com a C++. Pode ser, dependendo da configuração do servidor, embutida no código HTML.

As vantagens de se usar a linguagem PHP no desenvolvimento do BD são: velocidade e robustez, facilidade em conexão com MySQL, possibilidade de uso on-line, compatibilidade com navegadores web tanto em ambiente Windows como em Linux, etc. O sistema desenvolvido pode ser hospedado em servidor *on line*, permitindo fácil acesso ao médico através de um computador ligado a internet, ou executado em modo cliente (na própria máquina). Para gerenciamento dos dados no banco foi utilizado o modelo relacional, onde as estruturas têm a forma de tabelas, compostas por linhas e colunas. Para manuseio do banco de dados foi utilizado o phpMyAdmin, ferramenta desenvolvida em PHP para administração de bancos de dados em MySQL, de livre distribuição. Através desta ferramenta foram criadas duas tabelas no BD: *Id* e *Login* (Fig. 3). A primeira é responsável por agrupar os campos de dados relevantes à pesquisa. A segunda é responsável por agrupar as informações referentes a nomes e senhas de usuários.

| Tabela | Ações | Registros! | Tipo | Collation | Tamanho | Sobre Carga |
|--------------------|-------------|------------|--------|--------------------------|---------------|----------------|
| Id | | 6 | MyISAM | latin1_swedish_ci | 2.8 KB | - |
| login | | 1 | MyISAM | latin1_swedish_ci | 1.0 KB | - |
| 2 tabela(s) | Soma | 7 | -- | latin1_swedish_ci | 3.8 KB | 0 Bytes |

Figura 3: Tabelas existentes no banco de dados. *Id* armazena os campos referentes às variáveis dos pacientes. *Login* armazena os campos referentes a nome e senha de usuários.

O sistema desenvolvido é capaz de identificar usuários por senha (Fig. 4), inserir e retirar pacientes do banco de dados e alterar o cadastro de acordo com as necessidades do médico. Há ainda uma área para pesquisa de pacientes

cadastrados, na qual se pode realizar a busca por pacientes, como o resultado de uma combinação de variáveis inerentes à pesquisa. Cada paciente pode ser visualizada em janelas independentes, facilitando a observação conjunta de várias pacientes. Relatórios podem ser impressos a partir do resultado da busca, dessa forma espera-se o cruzamento de informações buscando uma possível relação entre as temperaturas observadas na superfície da mama e o fato de o tumor ser maligno ou benigno. Com o cruzamento de informações no BD espera-se obter uma relação entre as temperaturas encontradas na superfície da mama, a partir das características de tumores benignos e malignos.

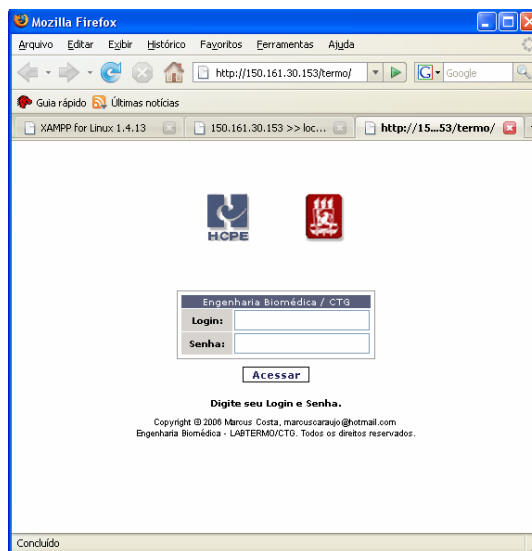


Figura 4: Área de acesso restrito por senha.

Processamento das imagens

O processamento foi desenvolvido em computador AMD Athlon 64, Processador 2800, 1,8 GHz, 448MB de memória RAM. O programa MATLAB® versão 6.0 foi a ferramenta usada para todo o procedimento. A primeira etapa do processamento consistiu na leitura da imagem (Figura 5a) e da identificação da banda de melhor visualização do tumor. Foram testadas as bandas do vermelho (R), verde (G) e azul (B), e também as bandas matiz (H), saturação (S) e intensidade (I) do modelo HSV. A componente H do modelo HSV apresentou o melhor resultado, conforme Figura 5b. A imagem da banda H foi submetida a algumas técnicas de extração de bordas, como as de Sobel, Prewitt, Roberts, Gaussiana, Zerocross e de Canny, inerentes ao *software* utilizado. O melhor resultado, o qual apresentava o contorno da mama e o do tumor foi o de Canny, mostrado na Figura 6a.

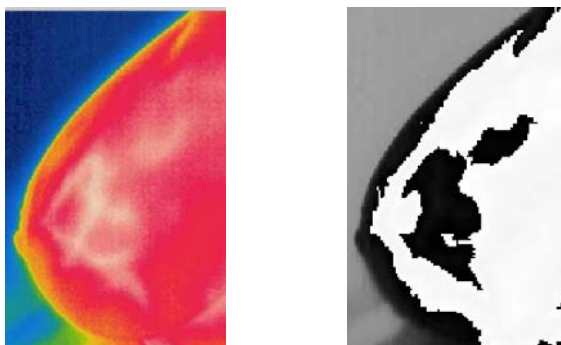


Figura 5: (a) Imagem Original e (b) Componente H (matiz).

Até esta etapa, o processamento é feito de forma automática. A partir de então, no entanto, é necessária a ajuda do usuário para selecionar as áreas de interesse na imagem, eliminando ruídos. A seguir a imagem é submetida a um processo de fechamento, no qual as pequenas discontinuidades da imagem são eliminadas. O fechamento é resultado

de uma dilatação e um erosão na imagem. Para tal foi utilizado um elemento estruturante quadrado de tamanho 3. A Figura 6b mostra o resultado, correspondente a este procedimento.

A última etapa foi o preenchimento da área correspondente ao tumor, mostrado na Figura 6c, no qual mais uma vez é necessária a participação do usuário identificando a área de interesse. A participação do usuário no processamento tem aspectos positivos, como o de eliminar artefatos que automaticamente não desapareceriam, e de dar mais credibilidade ao resultado, uma vez que o usuário, o maior interessado, contribui com sua experiência e conhecimento.

Com a imagem obtida (Fig. 6c) pretende-se gerar domínios computacionais, com geometria mais próxima da geometria real da mama, tornando o cálculo das temperaturas mais acurado, e melhorando as condições de comparação com os valores medidos pela câmara termográfica.



Figura 6: (a) Bordas obtidas pelo método de Canny, (b) Imagem após fechamento, (c) Preenchimento da área do tumor.

A Figura 7 apresenta um diagrama de blocos simplificado do procedimento utilizado.

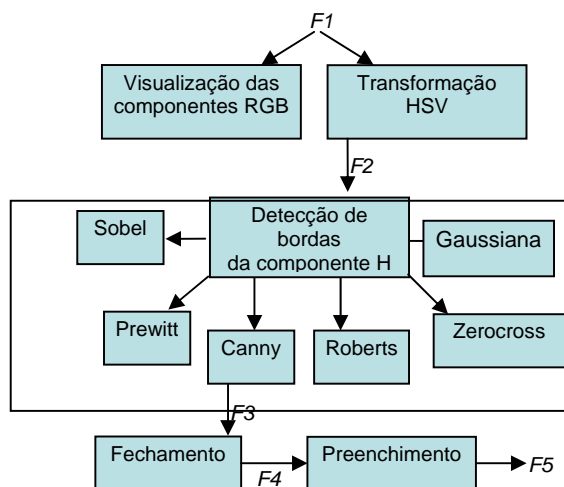


Figura 7: Diagrama de blocos das etapas do processamento.

Simulação computacional

A partir do termograma da Fig. 2 e usando a equação da biotransferência de calor (BHTE – *Bio Heat Transfer Equation*) foram usadas duas metodologias para a obtenção das temperaturas da mama. A primeira usada foi uma metodologia desenvolvida anteriormente pelo grupo de pesquisa e extensamente descrita por Lyra et al. [6], Lima et al. [7] e Carvalho [8], na qual um domínio computacional bidimensional era extraído da imagem manualmente (Fig. 8a), através de um programa de CAD. As temperaturas nos nós da malha não-estruturada foram calculadas através do MVF. A segunda metodologia usou um programa comercial de CFD (*Computacional Fluid Dynamics*), o FLUENT, inicialmente usando também com uma formulação bidimensional. Em seguida, foi efetuada uma simulação

tridimensional, também através do FLUENT, com um tumor cilíndrico, de volume igual ao volume sugerido pela biópsia da paciente, e feita uma comparação preliminar com a imagem termográfica.

A equação de condução de calor mostrada a seguir, tem um termo específico de geração de calor devida à perfusão sanguínea, Q_p .

$$\rho c \frac{\partial T}{\partial t} = k \nabla^2 T + Q_p + Q_m + Q \quad (1)$$

A fonte de calor devido à perfusão sanguínea é dada por Q_p :

$$Q_p = \omega_b \rho_b c_b (T_a - T) \quad (2)$$

onde ω_b é a taxa perfusão sanguínea ((ml /s) de sangue /ml de tecido), c_b é a calor específico do sangue, T_a é a temperatura do sangue arterial entrando no tecido e T é a temperatura do tecido local. Normalmente se supõe que a temperatura do sangue que entra na região capilar é igual à temperatura do sangue arterial ($T_s = T_a$). O terceiro termo da equação é a produção de calor metabólico.

A taxa de perfusão sanguínea e a geração de calor metabólico foram implementadas no FLUENT por uma *User-Defined Function* (UDF), na linguagem C++.

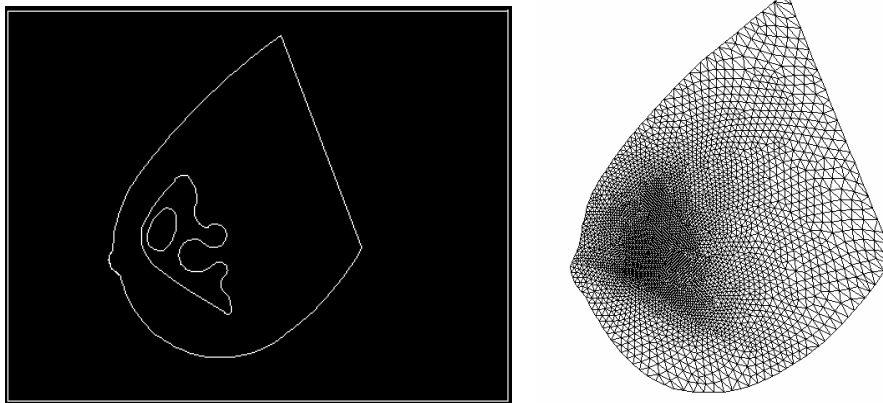


Figura 8: (a) Domínio computacional extraído através de programa de CAD. (b) Malha não-estruturada obtida.

As condições de contorno envolvidas foram de troca de calor por convecção na superfície da mama, estando o ar ambiente a 23,8°C. A região torácica será considerada a uma temperatura fixa de 37°C.

Para as simulações, as taxas de geração de calor metabólico do tecido sadio e do tumor, foram consideradas, respectivamente, iguais a 450 W/m³ e 29000 W/m³. A perfusão sanguínea do tecido sadio foi considerada 0,00018 (ml/s)/ml, e a do tumor a 0,009 (ml/s)/ml [9,10]. A condutividade térmica do tecido sadio e do tumor foram, respectivamente, 0,21W/m °C e 0,48 W/m °C, e o coeficiente de transferência de calor 13,5 W/m² °C. O valor da densidade do sangue tomado foi de 1060 kg/m³ e a dos tecidos, 1080 kg/m³. Para o calor específico do sangue foi tomado o valor de 4200 J/kg °C, e os valores de 3000 J/kg °C para o tecido sadio e de 3500 J/kg °C no tumor [11].

A partir da Fig. 8a, são definidos os pontos do contorno que descrevem o domínio a ser analisado. Uma vez obtidos tais pontos, os mesmos são utilizados como dados de entrada em um gerador, de malhas discretas bidimensionais, desenvolvido por Carvalho [8]. Após um estudo de convergência de malhas, foi escolhida uma que tem 3.693 nós e 7.246 elementos. A região em que há um maior refinamento é a região do tumor. A visualização da malha é feita através do programa Mtool [12] (Fig. 6b). O passo seguinte foi obter o perfil de temperatura do tumor e da mama, para fazer uma comparação com o resultado obtido do FLUENT [2], em uma malha gerada pelo GAMBIT [2], com 3.690 nós e 7.268 elementos.

RESULTADOS E DISCUSSÕES

Quanto ao andamento do projeto e ao desenvolvimento do banco de dados, alguns resultados já foram obtidos no que concerne a tomadas de posição mais rápidas pelo médico. Até o presente momento foram examinadas pouco mais de 150 pacientes, algumas inclusive já se encontram com diagnóstico fechado, após a realização da biópsia. Algumas patologias mamárias puderam ser observadas através do termograma. É o caso do carcinoma de Paget, no qual não

há formação de tumor, mas que se caracteriza pela presença de uma assimetria acentuada na vascularização das mamas. Pacientes que apresentam esta imagem termográfica, mesmo antes de apresentarem outros sintomas ou alterações visíveis nos exames tradicionais, passaram a ser acompanhadas mais de perto pelos médicos. Pacientes jovens, que por apresentarem estrutura densa das mamas não são recomendadas para mamografia, também podem se beneficiar do método como forma adicional de diagnóstico.

Quanto ao processamento digital da imagem termográfica, o ganho foi bastante grande, com uma nítida visualização das bordas do tumor. Esta imagem vai ser utilizada em breve, para que a geração da malha dentro do domínio computacional seja feita de forma quase totalmente automatizada, diminuindo assim os erros de processamento global.

Na simulação computacional, a ferramenta numérica bidimensional desenvolvida pelo grupo de pesquisa para cálculo de temperaturas usando o MVF, começa a ter suas primeiras validações através do uso de imagens termográficas reais de tumores de mama. O domínio envolve vários tipos de tecido, entre eles os tecidos adiposo, subcutâneo e o tumor, mas para a simulação foram considerados apenas dois: o tecido adiposo e o tumor, que têm propriedades termofísicas diferentes. A construção de malhas deve ser adequada, e mais refinada na parte do domínio onde pode haver maior gradiente de temperatura, ou seja, na região do tumor. Definida a geometria, foi então gerada a malha não-estruturada de elementos triangulares (Fig. 8b) sobre o domínio computacional. As distribuições bidimensionais das temperaturas obtidas através do MVF e do FLUENT estão mostradas nas Figs. 9 e 10 abaixo.

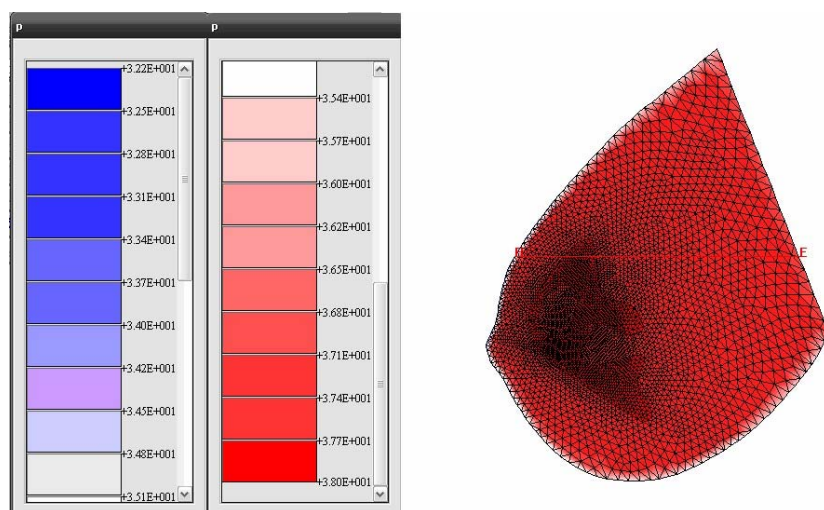


Figura 9: Distribuição de temperatura (2D) (plano central da mama)

Através do Mtool, é possível se traçar uma reta sobre a malha e ter um gráfico das temperaturas ao longo da mesma. Desta forma, (gráfico não mostrado) se verificou que a máxima temperatura calculada pelo processador 2D é 37,9 °C. Usando uma reta situada na mesma posição, o FLUENT fornece uma temperatura máxima de 37,4°C (Fig.10). Comparações mais refinadas serão realizadas no curto prazo.

Em seguida foi realizada a simulação tridimensional, onde a mama foi aproximada por uma semi-esfera, com uma pequena base cilíndrica imitando a região de contorno com o tórax. A semi-esfera e a base cilíndrica têm raio de 8,9cm e a base cilíndrica tem altura de 1,27cm. Por sua vez, o tumor foi aproximado por um cilindro de 3,8 cm de altura e 1,1 cm de raio da base. O cilindro tem um volume que está de acordo com o volume total dos fragmentos do nódulo que foram retirados da paciente através de biópsia (dois fragmentos com dimensões de 4,0x2,8x1,0cm e de 2,1x1,7x0,8cm). O tumor foi localizado no plano transversal central da mama, e então projetado 4,9 cm à frente, e finalmente deslocado de 5,9 cm em direção à superfície lateral esquerda do tórax. A escolha da posição foi feita de forma empírica até se encontrar uma temperatura máxima na superfície lateral da mama, próxima à máxima do termograma que é de 34,9 °C. Como continuação deste trabalho pretende-se fazer uma parametrização, não só da localização do tumor como também das alterações nas dimensões deste cilindro. Desta forma as análises podem ser feitas de forma mais automática e mais rápida. A geometria escolhida para o tumor também se mostrou como a melhor opção entre os demais volumes analisados: esferas e paralelepípedos.

Para a referida análise, a malha não-estruturada foi feita no GAMBIT [2]. A malha de elementos triangulares tem 58.681 células e 119.494 faces. A malha foi então exportada para o FLUENT [2].

A Fig. 12 mostra a distribuição de temperatura obtida, na superfície lateral da mama. Esta imagem foi gerada diretamente na câmera termográfica, na qual é possível se traçar regiões de interesse, tais como linhas e caixas, onde

alguns parâmetros como temperatura máxima, mínima ou média são mostrados. Nessa figura é mostrado um histograma sobre a linha 1. Segundo Sudharsan & Ng [13], a temperatura de uma mama normal na superfície é de aproximadamente 30°C. Pode-se observar na citada figura, que a mama se encontra com toda sua superfície entre 31,5 °C e 34,9 °C. A temperatura máxima obtida através do FLUENT está em acordo com a máxima lida no termograma, à frente da localização do tumor, que está em torno do valor de 34,9 °C, como visto na escala associada à Fig. 11.

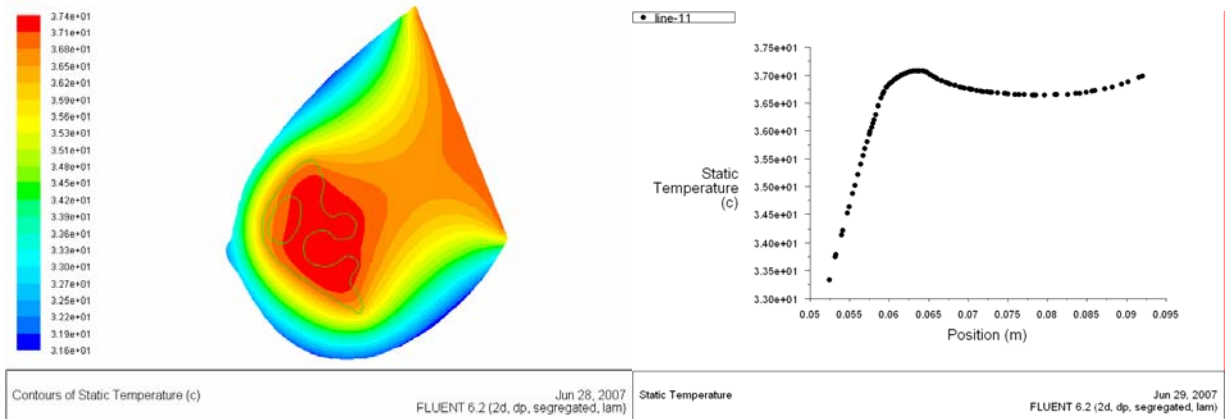


Figura 10: Distribuição de temperatura 2D obtida no FLUENT (plano central da mama)

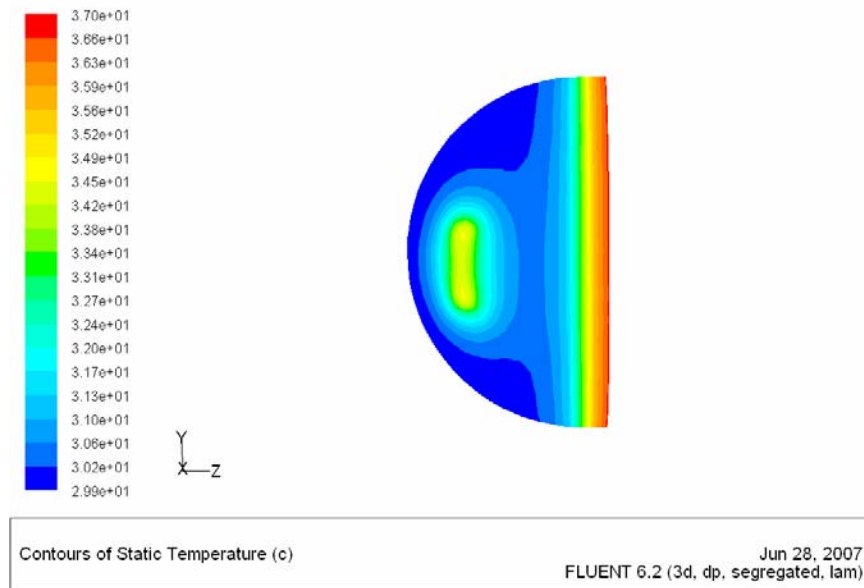


Figura 11: Perfil de temperaturas obtido pelo FLUENT (3D) (superfície lateral da mama)

Os resultados preliminares de comparações entre as duas metodologias diferentes, mostrados no presente trabalho, e suas comparações com exames termográficos reais serão refinados posteriormente através de uma análise paramétrica da profundidade do tumor e de seu tamanho, a fim de se poder prever a localização mais precisa do tumor e guiar o médico numa intervenção, de forma mais precisa. Uma análise confiável, que se pretende fazer no futuro, é a análise de um problema inverso de transferência de calor: a partir de dados reais de temperatura, seria possível se inferir de forma acurada as propriedades termofísicas dos tecidos, que são sempre medidas de forma indevida e/ou imprecisa, dada a dificuldade de se efetuar medidas das mesmas *in vivo*.

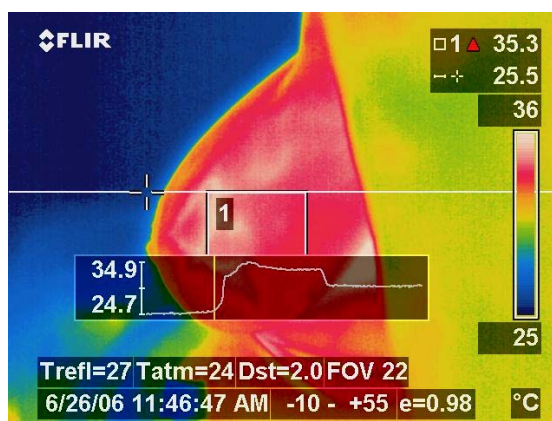


Figura 12: Termograma mostrando um histograma de temperaturas ao longo de uma linha

REFERÊNCIAS

1. T.J. Love, Analysis and application of thermography in medical diagnosis, in Shitzer, A.; Eberhart, R. C.: *Heat transfer in medicine and biology*, vol. 2, pp. 333-352. New York: Plenum Publishing Corporation, 1985.
2. FLUENT Inc. (<http://www.fluent.com>).
3. M. C. de Araújo, R. de C. F. de Lima, F. S. Magnani, F. G. C. Santos, R. Nunes, Uma investigação preliminar da possibilidade de utilização de câmera por infravermelho para detecção de diferentes patologias em clima tropical, XX Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, SP, pp. 105 -108, 2006.
4. W. Cockburn, The truth about breast thermography. Disponível em <http://www.healingwell.com>. Acessado em junho de 2005.
5. PHP: Hypertext Preprocessor. Disponível em <http://www.php.net>. Acessado em maio de 2007.
6. P. R. M. Lyra, R. de C. F. de Lima, C. S. C. Guimarães, D. K. E. de Carvalho, An edge-based unstructured finite volume procedure for the numerical analysis of heat conduction applications, *J. Braz. Soc. of Mech. Sci. and Eng.*, vol. 26, pp. 160-169, 2004.
7. R. de C. F. de Lima, P. R. M. Lyra, e C. S. C. Guimarães, Uma técnica para cálculo do campo de temperaturas em tumores abdominais pela solução da equação da biotransferência de calor através do uso do método dos volumes finitos em malhas não-estruturadas, *Anais do 9th Latin American Congress in Heat and Mass Transfer*, San Juan, Porto Rico, pp. 219-230, ISBN 0972607102, 2002.
8. D. K. E. de Carvalho, Um sistema computacional para geração e adaptação de malhas não-estruturadas bidimensionais, Dissertação de Mestrado - Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Pernambuco, 68 pp., 2001.
9. A. Gupta, J. Gore, L. X. Xu, Feasibility Study of Early Breast Cancer Detection using Infrared Imaging, 2002.
10. L. Hu, A. Gupta, J. Gore, L. X. Xu, Effect of Forced Convection on the Skin Thermal Expression of Breast Cancer, *Journal of Biomechanical Engineering*, vol. 126, pp. 205-211, 2004.
11. E. Y. K. Ng, N. M. Sudharsan, An Improved Three-Dimensional Direct Numerical Modelling and Thermal Analysis of a Female Breast With Tumour, *Proc. Instn Mech Enghs*, vol. 215, pp. 25-36, 2001.
12. MTOOL. <http://www.tecgraf.puc-rio.br>. Consultado em 21/01/2006.
13. N. M. Sudharsan, E. Y. K. Ng, Surface Temperature Distribution of a Breast with and without Tumor.
14. MATLAB www.mathworks.com - Consultado em 29/03/2006.

UNIDADES E NOMENCLATURA

| | |
|------------|--|
| c_b | calor específico do sangue (J/kg °C) |
| h | coeficiente de transferência de calor (W/m ² °C) |
| k_t | condutividade térmica (W/m °C) |
| Q_m | geração de calor metabólico (W/m ³) |
| Q_p | geração de calor devido à perfusão sanguínea (W/m ³) |
| Q | geração de calor devido a uma fonte externa (W/m ³) |
| T_a | temperatura do sangue arterial entrando no tecido (°C) |
| T | temperatura (°C) |
| ∇ | operador Laplaciano |
| ρ_b | densidade do sangue (kg/m ³) |
| ω_b | taxa volumétrica de perfusão sanguínea ((ml/s) de sangue/ml de tecido) |