

ESTIMATIVA DA CONDUTIVIDADE TÉRMICA DA MAMA E DE TUMOR MAMÁRIO A PARTIR DE IMAGENS POR INFRAVERMELHO

Luciete Alves Bezerra, Universidade Federal de Pernambuco, luciete.bezerra@ufpe.br
Rita de Cássia Fernandes de Lima, Universidade Federal de Pernambuco, ritalima@ufpe.br
Paulo Roberto Maciel Lyra, Universidade Federal de Pernambuco, prmlyra@ufpe.br

Resumo. A técnica de imagens por infravermelho têm se mostrado promissora para triagem e diagnóstico precoce de alterações mamárias. Além de ser utilizada como uma técnica de diagnóstico complementar, a termografia vem sendo utilizada para validar simulações numéricas, que têm como objetivo alcançar uma melhor compreensão das anormalidades da mama. Para construção de um modelo numérico mais realístico, faz-se necessário conhecer algumas propriedades termofísicas dos tecidos e distúrbios mamários. Este trabalho apresenta uma metodologia para estimar a condutividade térmica do tecido mamário e das alterações mamárias utilizando a temperatura média superficial na região do tumor medida por termogramas em conjunto com técnicas de otimização. O software Ansys Fluent foi utilizado para as simulações numéricas e o método dos mínimos quadrados foi usado para resolver o problema inverso. Os resultados obtidos são uma primeira tentativa de estimar as condutividades térmicas da mama e de distúrbios mamários utilizando a temperatura média de termogramas.

Palavras chave: Câncer de mama, Termografia, Método inverso, Propriedades termofísicas, BHTE

1. INTRODUÇÃO

A utilização de imagens por infravermelho tem se mostrado uma técnica promissora para o diagnóstico precoce de distúrbios mamários e como uma técnica de rastreamento antes do surgimento de quaisquer sintomas. Ela proporciona uma investigação da temperatura superficial da paciente e alguns dos seus aspectos fisiológicos. Sua principal vantagem está no caráter não-invasivo e na inexistência do risco de radiação ionizante, uma vez que só captura a radiação infravermelha a partir da pele, diferentemente da mamografia, onde a mama é exposta a Raios-X, que aumenta em 2% o risco da paciente desenvolver câncer (Diakides *et al.*, 2006). Além de ser uma ferramenta muito útil na detecção de câncer de mama não-palpável (Dumansky *et al.*, 2012), visto que este tipo de câncer não pode em geral, ser detectado por outros exames anatômicos como a mamografia, a ultrassonografia e o exame clínico.

A termografia também vem sendo utilizada para validar simulações numéricas tridimensionais, que têm como objetivo alcançar uma melhor compreensão das anormalidades da mama. Segundo Ng e Sudarshan (2001, 2004), simulações numéricas em conjunto com a termografia poderão ser usadas como ferramenta auxiliar da mamografia na detecção de câncer de mama, além de poderem diminuir os falsos positivos da termografia no diagnóstico de câncer.

Para construção de um modelo mais realístico para a mama, são necessários valores mais confiáveis das propriedades termofísicas para os vários tipos de tecidos mamários e dos diversos distúrbios da mama. Encontrar tais propriedades com precisão é a maior limitação da simulação numérica em tecidos vivos. Devido à dificuldade de sua obtenção, este trabalho propõe o uso de imagens termográficas em conjunto com um método inverso acoplado a um simulador numérico para fazer uma primeira estimativa das reais propriedades termofísicas da mama e dos nódulos mamários, utilizando-se de um modelo geométrico simplificado de mama, considerada inicialmente como um meio homogêneo.

Desde novembro de 2005, um projeto intitulado, "Análise da viabilidade do uso de câmera termográfica como ferramenta auxiliar no diagnóstico de câncer de mama em hospital público localizado em clima tropical", foi aprovado pelo Comitê de Ética da Universidade Federal de Pernambuco (UFPE) - Brasil, registrado no Ministério da Saúde sob o número CEP/CCS/UFPE N°279/05. Inicialmente, este projeto pretendia captar imagens termográficas de pacientes com idade acima de 35 anos. Atualmente, com o aumento de casos de câncer em pacientes jovens, imagens são capturadas de pacientes de todas as idades, incluindo grávidas ou amamentando e com ou sem implantes. Todas as pacientes estudadas são do Ambulatório de Mastologia da Clínica Ginecológica do Departamento Materno-Infantil do Hospital das Clínicas da UFPE ou voluntárias.

2. METODOLOGIA

Para a realização dos exames termográficos, alguns procedimentos foram seguidos em relação às condições térmicas da sala de exames e aos cuidados com a preparação das pacientes e para a aquisição das imagens. Uma descrição mais

detalhada do protocolo estabelecido por Oliveira (2012), que já vem sendo utilizado no HC/UFPE, pode ser encontrado em Bezerra et al. (2013).

2.1 Domínio e simulação computacional

Para a modelagem geométrica da mama foi utilizada uma geometria substituta, obtida a partir de próteses de silicone de tamanhos diferentes. O método de obtenção das geometrias substitutas para cada paciente é descrito em Viana (2010) e em Bezerra et al. (2013). Para as simulações numéricas foi utilizado o programa computacional Ansys Fluent que emprega o Método de Volumes Finitos para calcular o campo de temperaturas. Após a simulação numérica, uma rotina em MATLAB lê o arquivo de saída gerado pelo Ansys Fluent e assim obtém a temperatura média na região onde está localizado o nódulo (Bezerra et al., 2013). Com esses dados o programa irá calcular a função objetivo que será apresentada na Seção 4.

3. MODELAGEM MATEMÁTICA

O processo físico a ser aqui analisado é governado pela Equação da Biotransferência de Calor, que é uma equação de condução de calor, com um termo específico de geração de calor devida à perfusão sanguínea, Q_p , e outro, Q_m , devido ao calor metabólico. Tal equação, para um meio homogêneo e isotrópico, é mostrada abaixo Eq. 1,

$$\rho_t c_t \frac{\partial T_t}{\partial t} = \nabla \cdot (k_t \nabla T_t) + Q_p + Q_m \quad (1)$$

onde, k_t é a condutividade térmica do tecido, ρ_t é a massa específica do tecido, c_t é o calor específico do tecido, T_t é a temperatura local do tecido, t é a variável tempo.

A fonte de calor devido à perfusão sanguínea pode ser modelada por Q_p (Bezerra et al., 2013):

$$Q_p = \omega_t \rho_b c_b (T_a - T_t) \quad (2)$$

onde ω_t é a taxa de perfusão sanguínea do tecido (m^3/s) de sangue $/m^3$ de tecido), ρ_b é a massa específica do sangue, c_b é o calor específico do sangue, T_a é a temperatura do sangue arterial entrando no tecido e T_t é a temperatura do tecido.

Para as simulações realizadas, a mama foi representada por duas regiões de propriedades termofísicas diferentes: o tecido normal e o tecido tumoral. Algumas estruturas como lóbulos mamários, ductos mamários e ácinos, foram desprezadas. Em todos os casos analisados foram consideradas como condições de contorno, transferência de calor por convecção entre superfície da mama e o ambiente externo e temperatura prescrita na parede torácica igual a 37°C .

O coeficiente de transferência de calor utilizado é uma combinação dos efeitos de convecção, radiação e evaporação $13,5 \text{ W/m}^2\text{C}$ (Ng, 2001). A temperatura ambiente foi considerada constante (e a mesma foi medida na sala de exame para cada paciente). As propriedades termofísicas foram consideradas constantes em cada região da mama.

As propriedades termofísicas para os tecidos analisados e utilizadas em todas as simulações deste trabalho foram obtidas da literatura e estão descritas na Tabela 1.

Tabela 1: Propriedades termofísicas.

Tecido	$k (\text{W/m}^\circ\text{C})^a$	$\rho (\text{kg/m}^3)^a$	$c (\text{J/kg}^\circ\text{C})^b$	$\omega (\text{s}^{-1})$	$Q_m (\text{W/m}^3)^a$
Glandular	0,48	1080	3000	$0,00018^d$	450
Tumor Maligno	0,48	1080	3500	$0,009^d$	—
Fibroadenoma	0,48	1080	3500	$0,0018^c$	—
Sangue	—	1060	4200^a	—	—

Fonte: Ng e Sudarshan (2001)^a, Ekstrand et al. (2005)^b, Furman et al. (2005)^c, Gauthier (1980)^d.

4. MÉTODO INVERSO

O problema inverso de condução de calor (IHCP), neste estudo, consiste na determinação da condutividade térmica e perfusão sanguínea, da mama e do nódulo mamário, através da minimização da diferença entre a temperatura medida experimentalmente T_{exp} e a temperatura calculada T_{calc} . A formulação deste problema de otimização pode ser descrita matematicamente pela seguinte expressão:

$$\min_{\mathbf{x}} F(\mathbf{x}) = [T_{calc}(\mathbf{x}) - T_{exp}]^2 \quad (3)$$

sujeito a:

$$k_i^l \leq k_i \leq k_i^u \quad (4)$$

onde, k_i^{inf} , k_i^{sup} são as restrições de limite inferior e superior para a condutividade térmica.

Considerando $\mathbf{x}$ como o vetor de variáveis de projeto. O vetor $\mathbf{x} = [k]^T$ representa o conjunto dos parâmetros desconhecidos, isto é, valores que serão definidos através do processo de otimização (Bezerra et al., 2013).

Para minimizar a função-objetivo, foi usado o método dos mínimos quadrados (Nocedal e Wright, 2006).

5. CASOS ESTUDADOS

Nesta seção serão apresentados os resultados preliminares obtidos das estimativas para a condutividade térmica da mama para as neoplasias maligna e benigna, através da metodologia adotada. Os resultados serão comparados com os parâmetros estimados por Bezerra et al. (2013) obtidos quando foi utilizado a temperatura máxima superficial na região do tumor.

5.1 Paciente #01 - prontuário: 1844369-4

A paciente de 49 anos teve seu diagnóstico efetuado através de exame clínico, ultrassonografia e mamografia. A mesma apresenta mamas simétricas com predomínio do tecido glandular sobre o adiposo. A paciente foi diagnosticada com um nódulo sólido na mama esquerda. Este foi considerado como maligno, pois seu exame de mamografia confirma nódulos de contornos espiculados definidos e BI-RADS V, que significa um achado suspeito no exame, que tem mais de 95% de chance de ser câncer. O tumor está localizado no quadrante superior externo (QSE), medindo 1,7 x 0,8 cm e situado a 1,6 cm de profundidade da pele. Para discretizar o domínio do problema analisado neste trabalho foram usadas malhas tetraédricas não-estruturadas. As condições de contorno envolvidas foram: troca de calor por convecção entre a superfície da mama e o ambiente a 27,4 °C; e temperatura prescrita de 37 °C na região torácica. A umidade relativa do ar foi de 61%. O valor do calor metabólico para o nódulo de dimensões 1,7 x 0,8 cm foi de 25.848 W/m³.

Para a solução numérica do problema foi realizado um estudo de convergência da solução (Tabela 2), analisando para este caso, sete malhas tetraédricas não-estruturadas distintas.

Tabela 2: Teste do estudo de convergência de malha para as Pacientes #01 e #02 .

Malha	Paciente #01		Paciente #02	
	Número de nós	T_{max} (°C)	Número de nós	T_{max} (°C)
1	319.083	35,17	304.545	35,48
2	332.925	35,25	366.052	35,59
3	341.680	35,35	613.129	35,60
4	559.175	35,36	705.322	35,62
5	631.725	35,36	713.650	35,62

A primeira malha apresentou uma temperatura máxima no tumor de 35,17 °C. Comparando a segunda malha com a anterior, a diferença de temperatura foi de 0,08 °C. A diferença da terceira para a quarta malha foi de 0,01 °C. Então, a malha escolhida foi a terceira, pois não ocorreu grande modificação na temperatura calculada e o tempo de processamento foi menor. A malha não-estruturada adotada tem 341.680 nós, 1.844.051 elementos.

A Figura 1a mostra a distribuição de temperatura na superfície da mama com a região onde está localizado o tumor em destaque. Esta região tem 798 nós. A análise consistiu no cálculo do perfil estacionário de temperaturas na mama com a presença de um tumor. O domínio envolveu vários tipos de tecido, entre eles os tecidos adiposo e glandular, e o tumor. Para as simulações apresentadas neste trabalho foram considerados apenas dois tecidos: o tecido glandular e o tumor, que têm propriedades termofísicas diferentes.

A temperatura média obtida através de solução numérica foi de 34,57 °C, à frente da localização do tumor. A Figura 1b mostra o termograma da paciente com a região do tumor em destaque, onde a temperatura média é de 34,34 °C. A Tabela 3 apresenta os resultados dos parâmetros estimados para a Paciente #01.

5.2 Paciente #02 - prontuário: 1301345-4

A paciente em análise tem 34 anos. Seus exames de ultrassonografia e mamografia mostraram um fibroadenoma na mama esquerda. Este está localizado no quadrante inferior externo (QIE) da mama esquerda. Para a simulação numérica,

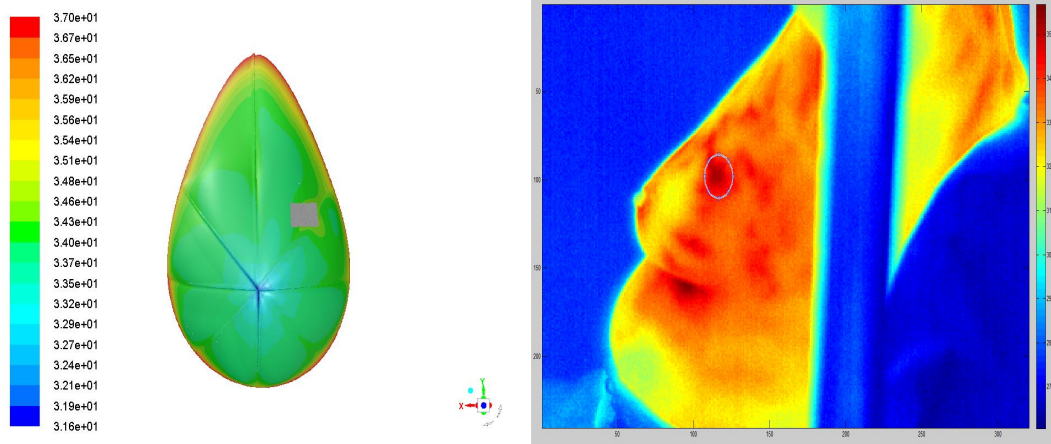


Figure 1: (a) Distribuição de temperatura (em °C) na superfície da mama para a Paciente #01. (b) Termograma da Paciente #01.

Tabela 3: Parâmetros termofísicos estimados para a Paciente #01, utilizando-se a temperatura média.

Variáveis de projeto	Valores da literatura	Estimados	Erro (%)
$k_{\text{mama}} (\text{W/m}^\circ\text{C})$	0,48	0,4249	11,48
$k_{\text{Tumor}} (\text{W/m}^\circ\text{C})$	0,48	0,4987	3,86

os dados do exame de ultrassonografia foram usados para posicionar o nódulo inserido no volume da mama. O nódulo tem diâmetro de 1,3 cm, está a 0,6 cm da superfície da pele e está próximo do mamilo.

Para a simulação numérica, o nódulo foi modelado como uma esfera, com raio de 1,3 cm. A geometria substituta utilizada foi escolhida através do procedimento adotada por Viana (2010). Depois de um estudo de convergência de malha (Tab. 2), a malha não-estruturada adotada tem 366.052 nós e 2.160.960 elementos, pois apresentou um erro relativo de 0,08% quando comparada com a malha 5 e um custo computacional menor.

As condições de contorno envolvidas foram as mesma da paciente anterior. A umidade relativa do ar foi de 62%. O valor do calor metabólico usado para o nódulo de 1,3 cm de diâmetro foi de $18.907,76 \text{ W/m}^3$.

Na Figura 2a pode-se observar a distribuição de temperatura da mama, com a região onde se localiza o tumor em destaque. Através desta região, que tem 252 nós, obteve-se a temperatura média por simulação numérica de $35,07^\circ\text{C}$. O valor da temperatura média capturada pela termografia foi de $34,68^\circ\text{C}$, a qual representa um erro relativo de 1,12% quando estes valores são comparados (Fig. 2b).

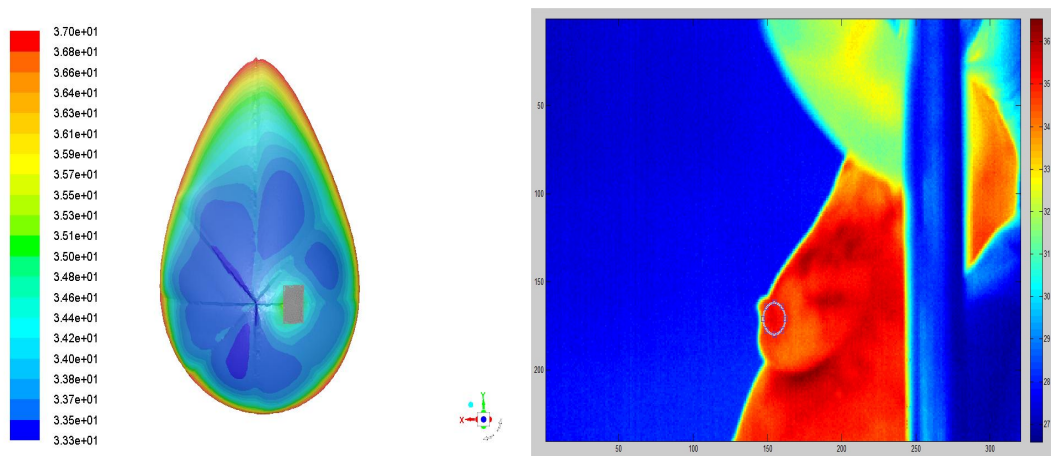


Figure 2: (a) Região em destaque para cálculo da temperatura média para a Paciente #02. (b) Termograma da Paciente #02.

A Tabela 4 apresenta o resultados dos parâmetros estimados para a Paciente #02.

A Figura 3 mostra os perfis de temperaturas calculados para as Pacientes #01 e #02 quando foram utilizados os valores

Tabela 4: Parâmetros termofísicos estimados para a Paciente #02, utilizando-se a temperatura média.

Variáveis de projeto	Valores de referência	Estimados	Erro (%)
$k_{mama} (W/m^{\circ}C)$	0,48	0,5294	10,29

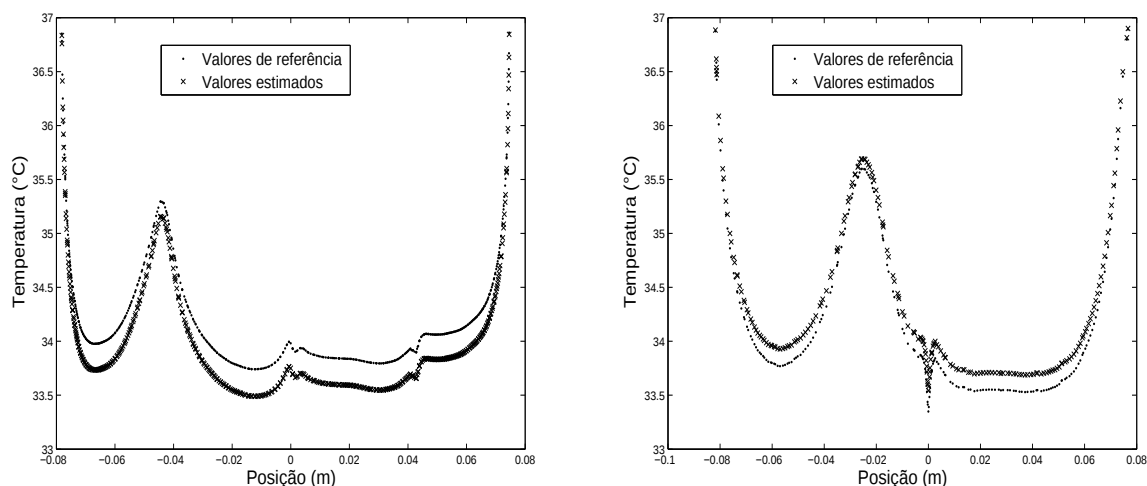


Figure 3: (a) Perfil de temperatura simulado a partir dos parâmetros de referência e estimados para a Paciente #01. (b) Perfil de temperatura simulado a partir dos parâmetros de referência e estimados para a Paciente #02.

estimados da condutividade térmica da mama e o valor de referência. Pelo resultado apresentado, observa-se que é possível estimar a condutividade térmica utilizando a temperatura média de imagens por infravermelho (IR). A Tabela 5 mostra os resultados estimados para as temperaturas médias e máximas para uma melhor comparação.

Tabela 5: Propriedades termofísicas estimadas utilizando-se as temperaturas máxima e média.

Temperatura	Paciente #01		Paciente #04	
	k_m	k_t	k_m	k_t
Média	0,4249	0,4987	0,5294	—
Máxima	0,4672	0,6143	0,4846	—

6. CONCLUSÃO

Os casos aqui apresentados são uma primeira tentativa de estimar as condutividades térmicas utilizando a temperatura média de imagens termográficas de mama. Os resultados demonstraram que é possível determinar de forma satisfatória estes parâmetros usando a temperatura média da região sobre a superfície da mama acima do local onde se encontra o tumor. Devido à grande dificuldade de delimitar com precisão, regiões compreendendo o nódulo mamário, tanto na simulação numérica quanto no termograma, os parâmetros termofísicos apresentaram um erro maior que 10% para as condutividades térmicas da mama. Investigações mais detalhadas fazem-se necessárias.

7. REFERÊNCIAS

- ACHARYA, U.R.; NG, E.Y.K.; TAN, J.-H.; SREE, S.V. Thermography based breast cancer detection using texture features and support vector machine. **J. Med. Syst.**, v. 36, p. 1503-1510, 2012.
- BEZERRA, L.A.; OLIVEIRA, M.M.; ROLIM, T.L.; CONCI, A.; SANTOS, F.G.S.; LYRA, P. R.M.; LIMA, R.C.F. Estimation of breast tumor thermal properties using infrared images. **Signal Processing**, v. 93, p. 2851-2863, 2013.
- DIAKIDES, N.; DIAKIDES, M.; LUPO, J.; PAUL, J.; BALCERAK, R. Advances in Medical Infrared Imaging. Connecticut: Medical Devices and Systems. IN: BRONZINO, J.D. **The Biomedical Engineering Handbook**, CRC Press, 2006.

- DUMANSKY, Y.; LYAKH, Y.; GORSHKOV, O.; GURIANOV, V.; PRIHODCHENKO, V. Fractal dimensionality analysis of normal and cancerous mammary gland thermograms. **Chaos, Solitons Fractals**, v. 45, p. 1494-1500, 2012.
- EKSTRAND, V.; WIKSELL, H.; SCHULTZ, I.; SANDSTEDT, B.; ROTSTEIN, S.; ERIKSSON, A. Influence of electrical and thermal properties on rf ablation of breast cancer: is the tumour preferentially heated? **BioMedical Engineering OnLine**, v. 4:41, 2005.
- EL-BASTAWISSI, A.Y.; WHITE, E.; MANDELSON, M.T.; TAPLIN, S. Can mammographic assessments lead to consider density as a risk factor for breast cancer? **European Journal of Radiology**, 2010.
- FURMAN-HARAN, E.; SCHECHTMAN, E.; KELCZ, F.; DEGANI, H. Magnetic resonance imaging reveals function diversity of the vasculature in benign and malignant breast lesions. **American Cancer Society**, v. 104, p. 709-718, 2005.
- GAUTHERIE, M. Thermopathology of breast cancer: measurements and analysis of in vivo temperature and blood flow. **Ann. N.Y. Acad. Sci.**, v. 335, p. 383-415, 1980.
- LAHIRI, B.; BAGAVATHIAPPAN, S.; JAYAKUMAR, T.; PHILIP, J. Medical applications of infrared thermography: A review. **Infrared Physics Technology**, v. 55, p. 221-235, 2012.
- NG, E. Y.K.; SUDARSHAN, N.M. An improved three-dimensional direct numerical modelling and thermal analysis of a female breast with tumour. **Proc. Instn Mech Enghs**, v. 215, p. 25-36, 2001.
- NG, E. Y.K.; SUDARSHAN, N.M. Computer simulation in conjunction with medical thermography as an adjunct tool for early detection of breast cancer. **BMC Cancer**, v. 4:17, p. 1-6, 2004.
- NILIOT, C.L.; GALLET, P. Infrared thermography applied to the resolution of inverse heat conduction problems: recovery of heat line sources and boundary conditions. **Rev. Gh. Therm.**, v. 37, p. 629-643, 1998.
- NOCEDAL, J.; WRIGHT, S.J. **Numerical Optimization**. New York, USA: Second Edition, Ed. Springer, 2006.
- OLIVEIRA, M.M. Desenvolvimento de protocolo e construção de um aparato mecânico para padronização da aquisição de imagens termográficas de mama. **Dissertação de Mestrado**, Departamento de Engenharia Mecânica, Universidade Federal de Pernambuco, Brasil, 2012.
- SCHAEFER, G.; ZÁVISEK, M.; NAKASHIMA, T. Thermography based breast cancer analysis using statistical features and fuzzy classification. **Pattern Recognition**, v. 47, p. 1133-1137, 2009.
- TAVAKOL, M.E.; CHANDRAN, V.; NG, E. Y.K.; KAFIEH, R. Breast cancer detection from thermal images using bispectral invariant features. **International Journal of Thermal Sciences**, p. 1-16, 2013. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1016/j.ijthermalsci.2013.03.001>.
- VIANA, M. J.A. *Simulating the temperature profile in the breast using surrogate geometry obtained from an external breast prosthesis*. **Dissertação de Mestrado**, Departamento de Engenharia Mecânica, Universidade Federal de Pernambuco, Brasil, 2010.

8. AGRADECIMENTOS

Ao Ambulatório de Mastologia do Hospital das Clínicas da UFPE; à CAPES e ao CNPq pelo financiamento.

9. RESPONSABILIDADE PELAS INFORMAÇÕES

Os autores são os únicos responsáveis pelas informações incluídas neste trabalho.