

ALISSON AUGUSTO AZEVEDO FIGUEIREDO

USO DE CORRELAÇÕES ENTRE TEMPERATURAS  
SUPERFICIAIS E QUALIFICAÇÃO DA TÉCNICA DE  
IMAGENS INFRAVERMELHAS PARA A DETECÇÃO E  
LOCALIZAÇÃO DE TUMORES DE MAMA



UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA  
FACULDADE DE ENGENHARIA MECÂNICA

**2018**

ALISSON AUGUSTO AZEVEDO FIGUEIREDO

USO DE CORRELAÇÕES ENTRE TEMPERATURAS SUPERFICIAIS E  
QUALIFICAÇÃO DA TÉCNICA DE IMAGENS INFRAVERMELHAS PARA A  
DETECÇÃO E LOCALIZAÇÃO DE TUMORES DE MAMA

**Tese** apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia.

Área de Concentração: Transferência de Calor e Mecânica dos Fluidos

Orientador: Prof. Dr. Gilmar Guimarães

Coorientador: Prof. Dr. Henrique Coelho Fernandes

**Uberlândia**

**2018**

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)  
Sistema de Bibliotecas da UFU, MG, Brasil.

---

F475u 2018 Figueiredo, Alisson Augusto Azevedo, 1990-  
Uso de correlações entre temperaturas superficiais e qualificação da técnica de imagens infravermelhas para a detecção e localização de tumores de mama [recurso eletrônico] / Alisson Augusto Azevedo Figueiredo. - 2018.

Orientador: Gilmar Guimarães.

Coorientador: Henrique Coelho Fernandes.

Tese (Doutorado) - Universidade Federal de Uberlândia, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica.

Disponível em: <http://dx.doi.org/10.14393/ufu.te.2018.800>

Inclui bibliografia.

Inclui ilustrações.

1. Engenharia mecânica. 2. Mamas - Câncer - Diagnóstico. 3. Termografia médica. I. Guimarães, Gilmar (Orient.). II. Fernandes, Henrique Coelho (Coorient.). III. Universidade Federal de Uberlândia. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica. IV. Título.

---

CDU: 621

Maria Salete de Freitas Pinheiro - CRB6/1262



## TERMO

**ALUNO:** Alisson Augusto Azevedo Figueirêdo

**MATRÍCULA:** 11423EMC015

**ÁREA DE CONCENTRAÇÃO:** Transferência de Calor e Mecânica dos Fluidos **LINHA DE PESQUISA:** Dinâmica dos Fluidos e Transferência de Calor

**PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECÂNICA:** NÍVEL DOUTORADO

**TÍTULO DA DISSERTAÇÃO:** “Uso de Correlações Entre Temperaturas Superficiais e Qualificação da Técnica de Imagens Infravermelhas para a Detecção e Localização de Câncer de Mama”

**ORIENTADOR:** Prof. Dr. Gilmar Guimarães **CO-ORIENTADOR:** Prof. Dr. Henrique Coelho Fernandes

A Dissertação foi **APROVADA** em reunião pública, realizada na Sala de Reuniões 1M313 do Bloco 1M, Campus Santa Mônica, em 29 de agosto de 2018, às 08:00 horas, com a seguinte Banca Examinadora:

|                                     |       |
|-------------------------------------|-------|
| Prof. Dr. Gilmar Guimarães          | UFU   |
| Prof. Dr. Cleudmar Amaral de Araújo | UFU   |
| Profa. Dra. Ana Paula Fernandes     | UFU   |
| Profa. Dra. Aura Conci              | UFF   |
| Prof. Dr. Luís Mauro Moura          | PUCPR |

Uberlândia, 29 de agosto de 2018



Documento assinado eletronicamente por **Gilmar Guimarães, Professor(a) do Magistério Superior**, em 29/08/2018, às 11:23, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Cleudmar Amaral de Araujo, Professor(a) do Magistério Superior**, em 29/08/2018, às 11:24, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Luís Mauro Moura, Usuário Externo**, em 29/08/2018, às 11:36, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Ana Paula Fernandes, Usuário Externo**, em 29/08/2018, às 16:51, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Aura Conci, Usuário Externo**, em 30/08/2018, às 11:38, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



F4E6765E.

# Agradecimentos

À Deus.

À minha mãe, dona Dalvina, que dedicou-se a vida inteira para criar seus filhos.

Ao meu pai (in memoriam), Heriberto, que onde quer que esteja, continua dando forças para que eu possa alcançar todos os meus objetivos.

Aos meus irmãos.

À minha namorada, Verônica, pelo amor, paciência e companheirismo.

Ao meu orientador e amigo, Gilmar Guimarães.

Ao casal Fernando e Fernanda, amigos conquistados em Uberlândia.

Ao meu amigo Luís Henrique.

Ao meu co-orientador e amigo, Henrique.

Ao amigo Jeferson.

Aos amigos do LTCME.

Aos amigos do LPM.

Aos professores do IFMA, em especial ao André Persan e Rubens Soeiro, que ajudaram na minha formação em São Luís.

Às meninas da secretaria da pós.

Aos todos amigos da FEMEC, IFMA, docentes, técnicos-administrativos e discentes.

Às agências financiadoras CAPES, CNPq e FAPEMIG.

Figueiredo, A. A. A. Uso de correlações de temperaturas superficiais e qualificação da técnica de imagens infravermelhas para a detecção e localização de tumores de mama. 2018. 146f. Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica) - Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, 2018.

### Resumo

O câncer de mama é o tipo de tumor maligno mais frequente entre as mulheres, excluindo os cânceres de pele não melanoma. No Brasil, estima-se que 59.700 mulheres serão diagnosticadas com câncer de mama em 2018. A mamografia é o principal exame para o diagnóstico da doença. Contudo, ainda existem diversas limitações para o exame, impossibilitando o diagnóstico de tumores para uma grande parte da população. A proposta dessa tese é desenvolver um procedimento para a detecção e localização do câncer de mama a partir de imagens infravermelhas. A metodologia proposta é baseada no uso de correlações de temperaturas superficiais da pele da mama para detectar a origem da fonte de calor (metabolismo anormal de um câncer). A influência das propriedades e parâmetros termofísicos são analisadas, mostrando que o conhecimento prévio das características do tumor não é necessário para a detecção do seu centro. Inicialmente, a estimativa da localização do câncer foi realizada usando termografias simuladas no software comercial COMSOL a partir de uma geometria tridimensional hemisférica da mama para seis diferentes casos. Nos casos tridimensionais simulados onde o tumor foi posicionado no centro da mama e em diferentes profundidades, as detecções das inclusões foram obtidas com exatidão. Para a simulação onde o tumor foi inserido descentralizado, a estimativa foi precisa, com erro máximo de 2%. A análise experimental foi realizada usando uma câmera infravermelha para adquirir termografias das superfícies de fantasmas de silicone. Nos dois primeiros casos experimentais onde o tumor foi posicionado no centro e em diferentes profundidades, a detecção do centro da fonte de calor foi obtida com apenas 3,8% de erro. Para o caso onde o tumor foi descentralizado, o erro na estimativa foi de 4,5%. Outras estimativas numéricas foram realizadas usando uma geometria bidimensional real da mama e uma geometria tridimensional obtida por escaneamento digital de um modelo mamário, mostrando assim a precisão da técnica em estimar tumores em geometrias irregulares. Dessa forma, a técnica proposta apresenta um grande potencial para futuras aplicações *in vivo* e pode se tornar uma ferramenta capaz de aumentar a especificidade de termografias infravermelhas.

---

*Palavras-chave: câncer de mama, correlação linear, termografia infravermelha, câmera infravermelha, fantoma*

Figueiredo, A. A. A. Use of superficial temperature correlations and qualification of the infrared imaging technique for the detection and location of breast tumors. 2018. 146p. PhD Thesis - (Mechanical Engineering PhD) - Federal University of Uberlândia, Uberlândia, 2018.

### Abstract

Breast cancer is the most frequently diagnosed cancer type among women, excluding non-melanoma skin cancers. It is estimated that 59 700 women are likely to be diagnosed with breast cancer in the Brazil in 2018. Mammography is the main screening tool for the diagnosis of the disease. However, there are still several limitations to the examination, making it impossible to diagnose tumors for a large part of the population. The objective of this Thesis is to develop a procedure for the detection and location of a tumor present internally in a breast from infrared images. The proposed methodology is based on the use of superficial temperature correlations of breast skin to detect the heat source emitted by a tumor. The influence of thermophysical properties and parameters are analyzed, showing that the prior knowledge of the tumor characteristics is not necessary for the detection of its center. Initially, the estimation of cancer localization was performed using simulated thermography in the commercial software COMSOL from a three-dimensional hemispherical breast geometry for six different cases. For the simulated 3D cases where the tumor was positioned in the center of the breast and at different depths, the inclusions detected were accurately obtained. For the simulation where the tumor was inserted decentralized, the estimate was accurate, with a maximum error of 2%. Experimental analysis was performed using an infrared camera to acquire thermographs from phantom tissues of the silicone. In two experimental cases where the tumor was positioned in the center and at different depths, the detection of the heat source center was obtained with only 3.8 % error. For the case where the tumor was decentralized, the error in the estimate was 4.5 %. Other numerical estimates were made using a real two-dimensional breast geometry and a three-dimensional geometry obtained by digital scanning of a mammary model, thus showing the precision of the technique in estimating tumors in irregular geometries. The technique shows great potential for *in vivo* applications and can become a great tool to increase the specificity of thermal images from infrared cameras.

---

*Keywords: breast cancer, correlation, infrared thermography, infrared camera, phantom tissue*



# Lista de Figuras

|      |   |    |
|------|---|----|
| 3.1  | Anatomia da mama (SWIERZEWSKI, 2017). . . . .   | 18 |
| 3.2  | Carcinoma ductal e lobular (Adaptado de (SOCIETY, 2017a)). . . . .  | 19 |
| 3.3  | Maiores incidências de câncer de mama por quadrante (Adaptado de (BYER;<br>GALLIANO; SHRIVER, 2002)). . . . .   | 20 |
| 3.4  | Estágios do câncer de mama . . . . .  | 21 |
| 3.5  | Exame de mamografia (Adaptado de (SOCIETY, 2018k)). . . . .   | 23 |
| 3.6  | Categorias de densidade mamária (SOCIETY, 2018e). . . . .   | 25 |
| 3.7  | Exame de ultrassonografia da mama. . . . .  | 26 |
| 3.8  | Exame de ressonância magnética da mama (SOCIETY, 2018f). . . . .  | 27 |
| 3.9  | Configuração do exame mamário por imagem óptica (Adaptado de (GODA-<br>VARTY <i>et al.</i> , 2015)). . . . .  | 28 |
| 3.10 | Imagem infravermelha de paciente com câncer (LELES, 2015). . . . .  | 31 |
| 3.11 | Segmentação das imagens infravermelhas (LELES, 2015). . . . .   | 31 |
| 3.12 | Espectro de ondas eletromagnéticas. . . . .   | 32 |
| 3.13 | Tipos de fluxo de radiação: poder emissivo, irradiação e radiosidade. . . . .   | 32 |
| 3.14 | Absorção, reflexão e radiação incidente em um material semitransparente (CEN-<br>GEL, 2002). . . . .  | 34 |
| 3.15 | Radiação recebida pela câmera infravermelha (Adaptado de (USAMENTIAGA<br><i>et al.</i> , 2014)). . . . .  | 35 |
| 4.1  | Simplificação da geometria real da mama para coordenadas cartesianas. . . . .   | 39 |
| 4.2  | Vista de corte no plano x-z em $y = W/2$ da mama cartesiana da Fig. 4.1c. . . . .   | 41 |
| 5.1  | Modelo hemisférico simplificado da mama. . . . .  | 45 |
| 5.2  | Estudo de convergência de malhas: (a) Temperaturas na linha de corte usando<br>todas as malhas, (b) Diferença entre as malhas 1, 2, 3 e 4 em relação a malha 5. | 46 |
| 5.3  | Distribuição de temperatura na mama hemisférica sem tumor. . . . .  | 47 |
| 5.4  | Variação da profundidade de um câncer de mama com 10 mm de diâmetro. . . . .  | 48 |
| 5.5  | Temperaturas superficiais na pele da mama para diferentes profundidades de<br>tumores. . . . .  | 49 |

|      |   |    |
|------|---|----|
| 5.6  | Variações de temperatura na superfície da pele da mama para diferentes profundidades de tumores. . . . .                                | 49 |
| 5.7  | Temperaturas normalizadas na superfície da pele da mama para diferentes profundidades de tumores. . . . .                               | 50 |
| 5.8  | Variação do volume de um câncer de mama centralizado à 10 mm da superfície.   | 51 |
| 5.9  | Temperaturas superficiais na pele da mama para diferentes volumes de tumores.   | 51 |
| 5.10 | Variações de temperatura na superfície da pele da mama para diferentes volumes de tumores. . . . .                                      | 52 |
| 5.11 | Temperaturas normalizadas na superfície da pele da mama para diferentes volumes de tumores. . . . .                                     | 52 |
| 5.12 | Temperaturas superficiais na pele da mama para diferentes valores de geração de calor metabólica do tumor 4. . . . .                    | 53 |
| 5.13 | Variações de temperatura na superfície da pele da mama para diferentes valores de geração de calor metabólica do tumor 4. . . . .       | 54 |
| 5.14 | Temperaturas normalizadas na superfície da pele da mama para diferentes valores de geração de calor metabólica do tumor 4. . . . .      | 54 |
| 5.15 | Temperaturas superficiais na pele da mama para diferentes valores de perfusão sanguínea do tumor 4. . . . .                             | 55 |
| 5.16 | Variações de temperatura na superfície da pele da mama para diferentes valores de perfusão sanguínea do tumor 4. . . . .                | 56 |
| 5.17 | Temperaturas normalizadas na superfície da pele da mama para diferentes valores de perfusão sanguínea do tumor 4. . . . .               | 56 |
| 5.18 | Temperaturas superficiais na pele da mama para diferentes valores de condutividade térmica do tumor 4. . . . .                          | 57 |
| 5.19 | Variações de temperatura na superfície da pele da mama para diferentes valores de condutividade térmica do tumor 4. . . . .             | 57 |
| 5.20 | Temperaturas normalizadas na superfície da pele da mama para diferentes valores de condutividade térmica do tumor 4. . . . .            | 58 |
| 5.21 | Temperaturas superficiais na pele da mama sem tumor considerando três diferentes perfusões sanguíneas para o tecido normal. . . . .     | 59 |
| 5.22 | Temperaturas superficiais na pele da mama com tumor considerando três diferentes perfusões sanguíneas para o tecido normal. . . . .     | 60 |
| 5.23 | Variações de temperatura na superfície da pele da mama considerando três diferentes perfusões sanguíneas para o tecido normal. . . . .  | 60 |
| 5.24 | Temperaturas normalizadas na superfície da pele da mama considerando três diferentes perfusões sanguíneas para o tecido normal. . . . . | 61 |

|      |   |    |
|------|---|----|
| 5.25 | Temperaturas superficiais na pele da mama sem tumor considerando três diferentes condutividades térmicas para o tecido normal. . . . .                      | 62 |
| 5.26 | Temperaturas superficiais na pele da mama com tumor considerando três diferentes condutividades térmicas para o tecido normal. . . . .                      | 63 |
| 5.27 | Variações de temperatura na superfície da pele da mama considerando três diferentes condutividades térmicas para o tecido normal. . . . .                   | 63 |
| 5.28 | Temperaturas normalizadas na superfície da pele da mama considerando três diferentes condutividades térmicas para o tecido normal. . . . .                  | 64 |
| 5.29 | Temperaturas superficiais na pele da mama sem tumor considerando três diferentes coeficientes convectivos. . . . .  | 64 |
| 5.30 | Temperaturas superficiais na pele da mama com tumor considerando três diferentes coeficientes convectivos. . . . .  | 65 |
| 5.31 | Variações de temperatura na superfície da pele da mama considerando três diferentes coeficientes convectivos. . . . .                                       | 65 |
| 5.32 | Temperaturas normalizadas na superfície da pele da mama considerando três diferentes coeficientes convectivos. . . . .                                      | 66 |
| 6.1  | Modelo hemisférico da mama simulado no COMSOL. . . . .  | 68 |
| 6.2  | Termografia infravermelha simulada da mama sem tumor. . . . .   | 68 |
| 6.3  | Termografia infravermelha simulada da mama com tumor - caso 1. . . . .  | 69 |
| 6.4  | Diferença entre as termografias simuladas da mama com e sem tumor - caso 1. . . . .   | 70 |
| 6.5  | Perfil de variação das temperaturas simuladas na linha de corte para o caso 1. . . . .  | 70 |
| 6.6  | Perfis de temperaturas simulados pelo problema auxiliar no COMSOL. . . . .  | 72 |
| 6.7  | Correlações para a determinação da posição central do tumor no eixo z - caso 1 simulado. . . . .  | 72 |
| 6.8  | Correlações para a determinação da posição central do tumor no eixo z usando o $k_{normal} = 0,19 W/(mK)$ - caso 1. . . . .                                 | 73 |
| 6.9  | Correlações para a determinação da posição central do tumor no eixo z usando o $k_{normal} = 0,52 W/(mK)$ - caso 1. . . . .                                 | 74 |
| 6.10 | Correlações para a determinação da posição central do tumor no eixo z usando o $w_{normal} = 0,00052 s^{-1}$ - caso 1. . . . .                              | 75 |
| 6.11 | Correlações para a determinação da posição central do tumor no eixo z usando o $k_{normal} = 0,19 W/(mK)$ e $w_{normal} = 0,00052 s^{-1}$ - caso 1. . . . . | 76 |
| 6.12 | Termografia infravermelha simulada da mama com tumor - caso 2. . . . .  | 76 |
| 6.13 | Diferença entre as termografias simuladas da mama com e sem tumor - caso 2. . . . .   | 77 |
| 6.14 | Perfil de variação das temperaturas simuladas na linha de corte para o caso 2. . . . .  | 77 |

|      |   |    |
|------|---|----|
| 6.15 | Correlações para a determinação da posição central do tumor no eixo z - caso 2 simulado. . . . .  | 78 |
| 6.16 | Termografia infravermelha simulada da mama com tumor - caso 3. . . . .  | 79 |
| 6.17 | Diferença entre as termografias simuladas da mama com e sem tumor - caso 3. .   | 79 |
| 6.18 | Perfil de variação das temperaturas simuladas na linha de corte para o caso 3. .  | 80 |
| 6.19 | Correlações para a determinação da posição central do tumor no eixo z - caso 3 simulado. . . . .  | 80 |
| 6.20 | Termografia infravermelha simulada da mama com tumor - caso 4. . . . .  | 81 |
| 6.21 | Diferença entre as termografias simuladas da mama com e sem tumor - caso 4. .   | 81 |
| 6.22 | Perfil de variação das temperaturas simuladas na linha de corte para o caso 4. .  | 82 |
| 6.23 | Correlações para a determinação da posição central do tumor no eixo z - caso 4 simulado. . . . .  | 82 |
| 6.24 | Termografia infravermelha simulada da mama com tumor - caso 5. . . . .  | 83 |
| 6.25 | Diferença entre as termografias simuladas da mama com e sem tumor - caso 5. .   | 84 |
| 6.26 | Perfil de variação de temperatura simulada na linha de corte para o caso 5. . . .   | 84 |
| 6.27 | Correlações para a determinação da posição central do tumor no eixo z - caso 5 simulado. . . . .  | 85 |
| 6.28 | Modelo hemisférico da mama com tumor no quadrante superior esquerdo simulado no COMSOL. . . . .   | 86 |
| 6.29 | Termografia infravermelha simulada da mama com tumor - caso 6. . . . .  | 86 |
| 6.30 | Diferença entre as termografias simuladas da mama com e sem tumor - caso 5. .   | 87 |
| 6.31 | Perfil de variação de temperatura simulada na linha de corte para o caso 6. . . .   | 87 |
| 6.32 | Correlações para a determinação da posição central do tumor - caso 6 simulado. .  | 88 |
| 7.1  | Experimento realizado em laboratório para a aquisição de imagens térmicas de tecidos fantasmas usando uma câmera infravermelha. . . . . | 90 |
| 7.2  | Amostra do tecido fantasma da mama de silicone. . . . .   | 90 |
| 7.3  | Detalhes na construção do modelo de silicone com resistor. . . . .  | 91 |
| 7.4  | Temperatura na superfície inferior do silicone durante o experimento. . . . .   | 92 |
| 7.5  | Temperatura do ambiente durante o experimento. . . . .  | 92 |
| 7.6  | Geometria e dimensões da amostra de silicone - caso experimental 1. . . . .   | 93 |
| 7.7  | Termografia da mama de silicone sem tumor - caso experimental 1. . . . .  | 94 |
| 7.8  | Média das termografias da mama de silicone sem tumor - caso experimental 1. .   | 94 |
| 7.9  | Termografia da mama de silicone com tumor - caso experimental 1. . . . .  | 95 |
| 7.10 | Média das termografias da mama de silicone com tumor - caso experimental 1. .   | 95 |
| 7.11 | Diferença entre a foto térmica com e sem tumor - caso experimental 1. . . . .   | 96 |

|      |   |     |
|------|---|-----|
| 7.12 | Diferença entre as médias das imagens termográficas da mama de silicone com e sem tumor - caso experimental 1. . . . .  | 96  |
| 7.13 | Perfil de variação das temperaturas na linha de corte - caso experimental 1. . . . .  | 97  |
| 7.14 | Perfis de temperaturas simulados pelo problema auxiliar no COMSOL para o caso experimental 1 e 2. . . . .   | 97  |
| 7.15 | Correlações para a determinação da posição central do tumor no eixo z - caso experimental 1. . . . .  | 98  |
| 7.16 | Geometria e dimensões da amostra de silicone - caso experimental 2. . . . .   | 98  |
| 7.17 | Média das termografias da mama de silicone - caso experimental 2. . . . .   | 99  |
| 7.18 | Diferença entre as médias das imagens termográficas da mama de silicone com e sem tumor - caso experimental 2. . . . .  | 100 |
| 7.19 | Perfil de variação de temperatura na linha de corte - caso experimental 2. . . . .  | 100 |
| 7.20 | Correlações para a determinação da posição central do tumor no eixo z - caso experimental 2. . . . .  | 101 |
| 7.21 | Geometria e dimensões da amostra de silicone - caso experimental 3. . . . .   | 101 |
| 7.22 | Média das termografias da mama de silicone sem tumor - caso experimental 3. . . . .   | 102 |
| 7.23 | Imagem termográfica da mama de silicone com tumor (potência do resistor igual a 0,201 W) - caso experimental 3. . . . .   | 102 |
| 7.24 | Diferença entre a termografia da mama de silicone com tumor (potência do resistor igual a 0,201 W) e sem tumor. . . . .   | 103 |
| 7.25 | Média das termografias da mama de silicone com tumor (potência do resistor igual a 1,170 W) - caso experimental 3. . . . .  | 103 |
| 7.26 | Diferença entre a termografia da mama de silicone com tumor (potência do resistor igual a 1,170 W) e sem tumor. . . . .   | 104 |
| 7.27 | Perfil de variação de temperatura na linha de corte - caso experimental 3. . . . .  | 104 |
| 7.28 | Volume de interesse usado para gerar as possíveis localizações do tumor para o caso experimental 3. . . . .   | 105 |
| 7.29 | Correlações para a determinação da posição central do tumor - caso experimental 3. . . . .  | 106 |
| 7.30 | Desenho esquemático ilustrando a estimativa do tumor para o caso experimental 3. . . . .  | 106 |
| 7.31 | Correlações para a determinação da posição central do tumor usando diferentes condutividades térmicas do tumor para o caso experimental 1. . . . .                  | 108 |
| 7.32 | Correlações para a determinação da posição central do tumor usando diferentes volumes do tumor para o caso experimental 1 . . . . .                                 | 108 |
| 7.33 | Correlações para a determinação da profundidade do centro do tumor usando diferentes intensidades de geração de calor do tumor para o caso experimental 1 . . . . . | 109 |

|      |   |     |
|------|---|-----|
| 7.34 | Correlações para a determinação da posição central do tumor usando diferentes condutividades térmicas do tecido saudável para o caso experimental 1 . . . . . | 110 |
| 8.1  | Modelo numérico bidimensional que simula a anatomia real da mama. . . . .   | 112 |
| 8.2  | Distribuição das temperaturas em uma mama saudável (sem tumor). . . . .   | 113 |
| 8.3  | Carcinoma ductal <i>in situ</i> : (a) Modelo numérico, (b) Distribuição das temperaturas. . . . .   | 114 |
| 8.4  | Perfis das temperaturas na superfície da pele (DCIS x mama saudável). . . . .   | 114 |
| 8.5  | Variação das temperaturas na superfície da pele causada pelo DCIS. . . . .  | 115 |
| 8.6  | Criação da região de busca para a estimativa do DCIS. . . . .   | 116 |
| 8.7  | Correlações calculadas para a estimativa da localização do DCIS: (a) Todas as correlações, (b) Apenas as maiores correlações. . . . .                         | 118 |
| 8.8  | Carcinoma ductal invasivo: (a) Modelo numérico, (b) Distribuição das temperaturas. . . . .  | 119 |
| 8.9  | Perfis das temperaturas na superfície da pele (IDC x mama saudável). . . . .  | 119 |
| 8.10 | Variação das temperaturas na superfície da pele causada pelo IDC. . . . .   | 120 |
| 8.11 | Criação da região de busca para a estimativa do IDC. . . . .  | 120 |
| 8.12 | Correlações calculadas para a estimativa da localização do IDC: (a) Todas as correlações, (b) Apenas as maiores correlações. . . . .                          | 121 |
| 8.13 | Carcinoma lobular invasivo: (a) Modelo numérico, (b) Distribuição das temperaturas. . . . .   | 122 |
| 8.14 | Perfis de temperaturas na superfície da pele (ILC x mama saudável). . . . .   | 122 |
| 8.15 | Variação das temperaturas na superfície da pele causada pelo ILC. . . . .   | 123 |
| 8.16 | Criação da região de busca para a estimativa do ILC. . . . .  | 123 |
| 8.17 | Correlações calculadas para a estimativa da localização do ILC: (a) Todas as correlações, (b) Apenas as maiores correlações. . . . .                          | 124 |
| 9.1  | Procedimento para obtenção da geometria tridimensional da mama. . . . .   | 126 |
| 9.2  | Distribuição das temperaturas na mama 3D simulada sem tumor. . . . .  | 127 |
| 9.3  | Termografia simulada da superfície da mama sem tumor. . . . .   | 128 |
| 9.4  | Coordenadas do tumor simulado - caso 1: (a) Plano xy, (b) Plano yz. . . . .   | 129 |
| 9.5  | Termografia simulada da superfície da mama com tumor - caso 1. . . . .  | 129 |
| 9.6  | Diferença entre as termografias simuladas da mama com e sem tumor - caso 1. . . . .   | 130 |
| 9.7  | Perfil de variação das temperaturas simuladas na linha de corte - caso 1. . . . .   | 131 |
| 9.8  | Correlações para a determinação do centro do tumor - caso 1: (a) Todas as correlações, (b) Apenas as maiores correlações. . . . .                             | 131 |
| 9.9  | Coordenadas do tumor simulado - caso 2: (a) Plano xy, (b) Plano yz. . . . .   | 132 |
| 9.10 | Termografia simulada da superfície da mama com tumor - caso 2. . . . .  | 133 |
| 9.11 | Diferença entre as termografias simuladas da mama com e sem tumor - caso 2. . . . .   | 133 |

|  |     |
|--|-----|
| 9.12 Perfil de variação das temperaturas simuladas na linha de corte - caso 2. . . . .   | 134 |
| 9.13 Correlações para a determinação do centro do tumor - caso 2: (a) Todas as correlações, (b) Apenas as maiores correlações. . . . . | 135 |

# Lista de Símbolos

|                     |  |
|---------------------|--|
| $\bar{\theta}_n$    | Varição de temperatura média [K]                           |
| $\bar{Y}$           | Temperatura auxiliar média [K]                             |
| $\eta$              | Vetor normal   |
| $\nabla T$          | Gradiente de temperatura [K/m]                             |
| $\rho$              | Massa específica do tecido [ $kg/m^3$ ]                    |
| $\rho_s$            | Massa específica do sangue [ $kg/m^3$ ]                    |
| $\rho_{obj}$        | Refletividade da superfície do objeto                      |
| $\sigma$            | Constante de Stefan-Boltzmann [ $W/(m^2 K^4)$ ]            |
| $\tau_{atm}$        | Transmissividade da atmosfera                              |
| $\theta$            | Diferença entre as temperaturas com e sem tumor [K]        |
| $\theta_n$          | Varição de temperatura normalizada [K]                     |
| $\theta_{max}$      | Varição máxima de temperatura [K]                          |
| $\varepsilon$       | Emissividade   |
| $\varepsilon_{obj}$ | Emissividade do objeto                                     |
| $c$                 | Calor específico do tecido [ $J/(kgK)$ ]                   |
| $c_s$               | Calor específico do sangue [ $J/(kgK)$ ]                   |
| $d$                 | Diâmetro do tumor [mm]                                     |
| $E$                 | Poder emissivo [ $W/m^2$ ]                                 |
| $E'_{obj}$          | Poder emissivo do objeto detectado pela câmera [ $W/m^2$ ] |



|              |   |
|--------------|---|
| $E'_{refl}$  | Poder emissivo refletido do objeto detectado pela câmara [ $W/m^2$ ]  |
| $E_{atm}$    | Poder emissivo da atmosfera [ $W/m^2$ ]                               |
| $E_{cn}$     | Poder emissivo do corpo negro [ $W/m^2$ ]                             |
| $E_{obj}$    | Poder emissivo do objeto [ $W/m^2$ ]                                  |
| $E_{refl}$   | Poder emissivo refletido do objeto [ $W/m^2$ ]                        |
| $G$          | Irradiação [ $W/m^2$ ]  |
| $h$          | Coefficiente de convecção térmica [ $W/m^2K$ ]                        |
| $J$          | Radiosidade [ $W/m^2$ ]   |
| $k$          | Coefficiente de condutividade térmica [ $W/(mK)$ ]                    |
| $k_{normal}$ | Coefficiente de condutividade térmica do tecido saudável [ $W/(mK)$ ] |
| $k_{tumor}$  | Coefficiente de condutividade térmica do tumor [ $W/(mK)$ ]           |
| $Q_e$        | Geração de calor de uma fonte externa [ $W/m^3$ ]                     |
| $Q_m$        | Geração de calor metabólico [ $W/m^3$ ]                               |
| $Q_{m,t}$    | Geração de calor metabólica no tumor [ $W/m^3$ ]                      |
| $T$          | Temperatura [K]   |
| $t$          | Tempo [s]   |
| $T_\infty$   | Temperatura ambiente [K]  |
| $T_a$        | Temperatura arterial [K]  |
| $T_c$        | Temperatura prescrita [K]   |
| $T_s$        | Temperatura na superfície do tecido sem tumor [K]                     |
| $T_t$        | Temperatura na superfície do tecido com tumor [K]                     |
| $T_{obj}$    | Temperatura do objeto [K]   |
| $T_{refl}$   | Temperatura refletida [K]   |
| $w$          | Perfusão sanguínea [1/s]  |

$w_{normal}$  Perfusão sanguínea no tecido saudável [1/s]

$W_{tot}$  Energia radiante total [ $W/m^2$ ]

$w_{tumor}$  Perfusão sanguínea no tumor [1/s]

H Altura [m]

L Comprimento [m]

r Coeficiente de correlação de Pearson

W Largura [m]

Y Temperatura auxiliar [K]

# Sumário

|          |   |           |
|----------|---|-----------|
| <b>1</b> | <b>Introdução</b>   | <b>1</b>  |
| 1.1      | Objetivos . . . . .   | 3         |
| 1.2      | Estrutura da Tese . . . . .   | 4         |
| <b>2</b> | <b>Revisão Bibliográfica</b>  | <b>6</b>  |
| 2.1      | Uso da termografia infravermelha como exame para diagnóstico de tumores de mama. . . . .  | 6         |
| 2.2      | Equação da Biotransferência de Calor. . . . .   | 7         |
| 2.3      | Estimativa de parâmetros e propriedades de tumores em tecidos biológicos . . . . .  | 8         |
| <b>3</b> | <b>Fundamentos Teóricos</b>   | <b>17</b> |
| 3.1      | O câncer de mama . . . . .  | 17        |
| 3.1.1    | Tipos mais comuns de câncer de mama . . . . .   | 18        |
| 3.1.2    | Diagnóstico do câncer de mama . . . . .   | 21        |
| 3.1.2.1  | Técnicas clínicas de imagem mamária . . . . .   | 22        |
| 3.1.2.2  | Exames de imagens mais recentes . . . . .   | 27        |
| 3.2      | Termografia infravermelha . . . . .   | 29        |
| 3.2.1    | Radiação térmica . . . . .  | 31        |
| 3.2.1.1  | Propriedades radioativas . . . . .  | 33        |
| 3.2.2    | Medição de temperatura usando a câmera infravermelha . . . . .  | 34        |
| <b>4</b> | <b>Metodologia: Técnica inversa para localização de tumores usando termografia infravermelha</b>                                  | <b>38</b> |
| 4.1      | Modelo bio-térmico da mama . . . . .  | 38        |
| 4.2      | Idealização da técnica proposta . . . . .   | 40        |
| <b>5</b> | <b>Análise da influência das propriedades e parâmetros termofísicos nos perfis das temperaturas na superfície da pele da mama</b> | <b>44</b> |
| 5.1      | Estudo de convergência de malhas numéricas . . . . .  | 45        |

|          |  |           |
|----------|--|-----------|
| 5.2      | Comportamento térmico de uma mama sem tumor . . . . .                            | 47        |
| 5.3      | Influência do tumor no perfil de temperatura superficial da mama . . . . .       | 47        |
| 5.3.1    | Influência da profundidade do tumor . . . . .                                    | 48        |
| 5.3.2    | Influência do volume do tumor . . . . .  | 50        |
| 5.3.3    | Influência do metabolismo tumoral . . . . .                                      | 53        |
| 5.3.4    | Influência da perfusão sanguínea do tumor . . . . .                              | 54        |
| 5.3.5    | Influência da condutividade térmica do tumor . . . . .                           | 56        |
| 5.4      | Influência do tecido saudável no perfil de temperatura superficial da mama . . . | 58        |
| 5.4.1    | Influência da perfusão sanguínea do tecido saudável . . . . .                    | 59        |
| 5.4.2    | Influência da condutividade térmica do tecido saudável . . . . .                 | 61        |
| 5.4.3    | Influência do coeficiente de convecção térmica . . . . .                         | 64        |
| <b>6</b> | <b>Estimativa da localização de tumores usando imagens termográficas simula-</b> |           |
|          | <b>das</b>   | <b>67</b> |
| 6.1      | Mama sem tumor . . . . .   | 68        |
| 6.2      | Mama com tumor . . . . .   | 68        |
| 6.2.1    | Caso simulado 1 . . . . .  | 69        |
| 6.2.1.1  | Influência da condutividade térmica do tecido saudável na esti-                  |           |
|          | mativa do câncer para o caso simulado 1 . . . . .                                | 73        |
| 6.2.1.2  | Influência da perfusão sanguínea do tecido saudável na estima-                   |           |
|          | tiva do câncer para o caso simulado 1 . . . . .                                  | 74        |
| 6.2.1.3  | Influência da condutividade térmica e perfusão sanguínea do te-                  |           |
|          | cido saudável na estimativa do câncer para o caso simulado 1 . .                 | 75        |
| 6.2.2    | Caso simulado 2 . . . . .  | 76        |
| 6.2.3    | Caso simulado 3 . . . . .  | 78        |
| 6.2.4    | Caso simulado 4 . . . . .  | 81        |
| 6.2.5    | Caso simulado 5 . . . . .  | 83        |
| 6.2.6    | Caso simulado 6 . . . . .  | 85        |
| <b>7</b> | <b>Estimativa experimental da localização de tumores usando câmera infraver-</b> |           |
|          | <b>melha</b>   | <b>89</b> |
| 7.1      | Configuração do experimento . . . . .  | 89        |
| 7.2      | Caso experimental 1 . . . . .  | 93        |
| 7.3      | Caso experimental 2 . . . . .  | 98        |
| 7.4      | Caso experimental 3 . . . . .  | 101       |
| 7.5      | Análise da influência do conhecimento prévio dos valores das propriedades e pa-  |           |
|          | râmetros na estimativa experimental do centro do tumor . . . . .                 | 107       |

|           |  |            |
|-----------|--|------------|
| 7.5.1     | Influência da condutividade térmica do tumor . . . . .   | 107        |
| 7.5.2     | Influência do volume do tumor . . . . .  | 108        |
| 7.5.3     | Influência da geração de calor do tumor . . . . .  | 109        |
| 7.5.4     | Influência da condutividade térmica do tecido saudável . . . . .   | 109        |
| <b>8</b>  | <b>Estimativa de tumores em simulações numéricas usando uma geometria bi-dimensional real da mama</b>                                  | <b>111</b> |
| 8.1       | Mama saudável . . . . .  | 111        |
| 8.2       | Carcinoma ductal <i>in situ</i> . . . . .  | 113        |
| 8.3       | Carcinoma ductal invasivo . . . . .  | 118        |
| 8.4       | Carcinoma lobular invasivo . . . . .   | 121        |
| <b>9</b>  | <b>Estimativa de tumores em simulações numéricas usando uma geometria tri-dimensional real da mama obtida por escaneamento digital</b> | <b>125</b> |
| 9.1       | Escaneamento digital 3D e simulação numérica de um modelo real da mama . .   | 125        |
| 9.2       | Caso simulado sem tumor . . . . .  | 126        |
| 9.3       | Casos simulados com tumor . . . . .  | 128        |
| 9.3.1     | Caso 1 . . . . .   | 128        |
| 9.3.2     | Caso 2 . . . . .   | 132        |
| <b>10</b> | <b>Conclusões</b>  | <b>136</b> |
|           | <b>Referências Bibliográficas</b>  | <b>139</b> |

# Capítulo 1

## Introdução

O câncer é considerado um grande problema de saúde pública em todo o mundo e a segunda principal causa de morte nos Estados Unidos e na Europa, atrás apenas das doenças cardíacas (STATISTICS, 2017; EXPLAINED, 2017). No total, são estimados mais 1.735.350 novos casos de cânceres e 609.640 mortes desta doença nos Estados Unidos para o ano de 2018 (SIEGEL; MILLER; JEMAL, 2018). No Brasil, estima-se para o biênio 2018-2019 a ocorrência de 600 mil novos casos de câncer a cada ano (INCA, 2018a).

Em termos globais, excluindo-se os cânceres de pele não melanoma, o câncer de mama constitui-se no tumor maligno mais frequente e comum entre as mulheres, com uma estimativa para o ano de 2018 de 266.120 novos casos diagnosticados nos EUA, o que corresponde a 30% de todos os tumores malignos femininos deste país. No Brasil, estimam-se 59.700 novos casos de câncer de mama entre as mulheres para 2018, o que corresponde a 29,5% do total de cânceres femininos. O câncer de mama também pode ocorrer em homens, porém é raro, representando apenas 1% do total de casos da doença (SIEGEL; MILLER; JEMAL, 2018; INCA, 2018a).

No total, segundo o Ministério da Saúde, foram registradas 14388 mortes por câncer de mama no Brasil em 2013, sendo 181 homens e 14206 mulheres. Nos EUA, estimam-se 40920 mortes pela doença entre as mulheres em 2018, correspondendo a 14% do total de mortes por cânceres no sexo feminino (SIEGEL; MILLER; JEMAL, 2018).

A única maneira de realizar um diagnóstico definitivo de um câncer é mediante uma biópsia. Durante uma biópsia, um médico removerá células de uma área suspeita para que elas possam ser examinadas no laboratório, e, por fim, verificar a presença de células cancerígenas (CONNOLLY *et al.*, 2003).

Essa área suspeita, por sua vez, pode ser detectada através de exames físicos ou de imagens, que tem como objetivo realizar a detecção precoce da doença, podendo reduzir significativamente as taxas de mortalidade. Na tentativa de detectar o câncer de mama, as mulheres devem realizar os exames físicos feitos por um médico (exame clínico das mamas) ou o próprio auto-exame das

mamas (a mulher deve conhecer o seu corpo e verificar possíveis alterações). Em relação aos exames de imagens, existem diferentes tipos para o diagnóstico do câncer de mama, tais como: a mamografia, ultrassonografia, ressonância magnética, entre outros (WANG, 2017).

A mamografia, considerada a melhor técnica de triagem para o câncer de mama, é um exame de imagem da mama que permite ao médico procurar diferentes tipos de alterações no tecido mamário. Contudo, o Ministério da Saúde do Brasil recomenda o rastreamento do câncer de mama com a mamografia apenas para mulheres entre 50 e 69 anos (INCA, 2015). Isto deve-se principalmente as limitações do exame, que além de emitirem radiações ionizantes, o resultado pode ser falso-negativo (a mamografia parece normal, embora o câncer de mama esteja presente) ou falso-positivo (a mamografia parece anormal, embora não haja câncer de mama). Estes erros de diagnósticos são mais comuns em mulheres jovens, que possuem seios mais densos (maior proporção de elementos fibroglandulares em relação ao tecido adiposo), por sua vez, mais suscetíveis a doença (BOYD *et al.*, 2007). Em geral, aproximadamente 40 a 50% das mulheres submetidas a mamografia possuem mamas densas (KERLIKOWSKA *et al.*, 2013).

Segundo a American Cancer Society, as mamografias não são 100% precisas em mostrar se uma mulher tem câncer de mama. As mamografias não encontram cerca de 1 em cada 5 cânceres de mama. Cerca de metade das mulheres que fazem mamografias anuais ao longo de um período de 10 anos terão um resultado falso-positivo (SOCIETY, 2018j).

Nos casos de alterações das mamas em mulheres com tecido mamário denso, em que a mamografia não foi capaz de detectar nenhuma anomalia, o ultrassom pode ser útil. No entanto, a ultrassonografia não consegue detectar muitos tipos de tumores devido a semelhança entre as propriedades acústicas do tecido saudável e cancerígeno (WANG, 2017).

O exame de ressonância magnética também é frequentemente realizado para medir o tamanho do câncer e procurar outros tumores em mulheres já diagnosticadas com câncer de mama. Porém, possui uma alta taxa de resultados falso-positivo (WANG, 2017).

Nas últimas décadas, a necessidade de diagnósticos mais eficazes e de baixo custo levou ao desenvolvimento de novas tecnologias, que vêm sendo experimentadas pela comunidade médica para auxiliar na detecção precoce do câncer de mama. Destas, a American Cancer Society destaca: a tomossíntese mamária, a imagem óptica mamária, a imagem molecular mamária, a mamografia por emissão de pósitrons, a impedância elétrica e a elastografia (SOCIETY, 2018i).

Dentre os exames em desenvolvimento para auxiliar na detecção precoce do câncer de mama, existe também a termografia infravermelha. A termografia usa uma câmera infravermelha para medir a temperatura da pele na superfície da mama. Como as células cancerígenas possuem um fluxo sanguíneo e metabolismo diferenciado em relação as células saudáveis, esta alteração devido ao tumor é transmitida para o tecido circundante e pode alterar a temperatura na superfície da mama e, por fim, a câmera infravermelha pode ser capaz de detectar esse campo térmico anormal (KROEMER; POUYSSEGUR, 2008).

O fato de que a alteração da energia térmica inata do corpo humano pode ser um indício para diagnóstico de uma doença já era afirmado por Hipócrates (460 - 370 a.C), considerado o “pai da medicina”. Desde então, as investigações e observações clínicas mostraram que certas temperaturas relativas ao corpo humano eram um fator indicativo de processos fisiológicos normais e anormais (HIPPOCRATES; ADAMS, 1849).

Lawson (1956) foi um dos primeiros pesquisadores a relatar o uso de medições de temperaturas na superfície externa do corpo como um possível método para o diagnóstico do câncer de mama. Posteriormente, Lawson & Chughtai (1963) usaram câmeras infravermelhas para determinar que a temperatura superficial do corpo em torno de um tumor é cerca de 2 °C maior que a temperatura da superfície da mesma região no lado oposto da mama saudável.

Durante os primeiros anos do uso da termografia infravermelha para diagnosticar o câncer de mama, a taxa de resultados precisos era de apenas 41%. Esta baixa precisão ocorreu principalmente devido à falta de padrões relativos às condições de medições de temperatura. Além disso, a maioria dos médicos não haviam sido treinados corretamente para usar as câmeras infravermelhas. A partir dos anos 2000, com o avanço tecnológico, os pesquisadores passaram a explorar com mais intensidade a termografia como uma possível técnica de triagem para detectar precocemente o câncer de mama (KANDLIKAR *et al.*, 2017).

Diversos estudos recentes revelam a eficácia da termografia infravermelha sobre outros exames para a detecção do câncer de mama (KENNEDY; LEE; SEELY, 2009; SREE *et al.*, 2011; BORCHARTT *et al.*, 2013; RASTGHALAM; POURGHASSEM, 2016; PAVITHRA *et al.*, 2018). Alguns outros estudos publicados nos últimos anos já demonstram o contrário, ou seja, a ineficácia da termografia infravermelha devido a sua baixa sensibilidade e especificidade (NIELL *et al.*, 2017; NEAL *et al.*, 2018).

Em uma declaração oficial divulgada em 27 de outubro de 2017, a Administração de Alimentos e Medicamentos dos EUA (FDA), órgão do governo dos EUA responsável pelo controle dos equipamentos médicos, afirma que somente a termografia infravermelha da mama não substitui a mamografia. Porém, não descarta a termografia como uma ferramenta “adjuvante” para o exame de mamografia (GOURD, 2017; GOURD, 2018).

## 1.1 Objetivos

Este trabalho tem como objetivo principal o desenvolvimento de um procedimento que permita a detecção e localização da posição central do câncer de mama usando a termografia infravermelha. Para atingir esse objetivo, faz-se necessário realizar algumas etapas intermediárias, que são:

- Desenvolver um novo procedimento baseado em correlações das temperaturas na superfície



da pele do corpo para a detecção de tumores.

- Analisar a influência das propriedades e parâmetros térmicos na aplicação do procedimento.
- Realizar a estimativa da localização de tumores usando imagens infravermelhas simuladas.
- Realizar a estimativa experimental da localização de tumores em fantomas usando imagens infravermelhas.

## 1.2 Estrutura da Tese

Aborda-se no Capítulo 2 uma revisão bibliográfica sobre a posição de diversas autoridades da saúde a respeito do uso da termografia como exame para o diagnóstico do câncer de mama. Em seguida, a equação que descreve o fenômeno da biotransferência de calor é apresentada e vários trabalhos que realizam a estimativa de tumores em tecidos biológicos são discutidos.

Apresenta-se no Capítulo 3 uma breve fundamentação teórica sobre o câncer de mama, destacando-se os principais tipos da doença e métodos usados para o diagnóstico deste tipo de tumor. Também é apresentado um embasamento teórico sobre a técnica da termografia infravermelha, conceituando-se o fenômeno da radiação térmica e o uso da câmera infravermelha na medição de temperatura.

No Capítulo 4 é apresentada a metodologia para a localização de tumores usando imagem infravermelha. A idealização da técnica proposta baseada nas correlações dos perfis de temperatura na superfície externa da mama é explicada usando um modelo bio-térmico simplificado.

Analisa-se no Capítulo 5 a influência das propriedades e parâmetros termofísicos nos perfis das temperaturas na superfície da pele da mama. Ou seja, discuti-se a necessidade do conhecimento prévio das características da mama e a validade da técnica proposta neste trabalho.

Apresenta-se no Capítulo 6 a aplicação da técnica através de simulações de imagens infravermelhas obtidas a partir de modelos tridimensionais hemisféricos da mama. Assim, realiza-se estimativas para diferentes casos simulados de massa tumoral, mostrando a capacidade da técnica em detectar tumores usando apenas temperaturas superficiais.

No Capítulo 7 são apresentados os resultados experimentais obtidos por termografias infravermelhas da superfície de um fantoma de silicone. As imagens térmicas são obtidas por uma câmera infravermelha e as estimativas para a localização dos tumores foram satisfatórias para os três casos apresentados.

A estimativa do câncer de mama em simulações usando uma geometria bidimensional mais realística da mama é apresentada no Capítulo 8. Os resultados obtidos demonstram a capacidade da técnica em estimar tumores em problemas envolvendo geometrias irregulares.

Apresenta-se no Capítulo 9 a estimativa do câncer de mama em simulações usando uma geometria tridimensional de um modelo real da mama obtido por escaneamento digital 3D. Assim, os resultados obtidos neste capítulo se aproximam ainda mais dos problemas reais que devem ser investigados em trabalhos futuros.

O Capítulo 10 conclui o trabalho, apresentando também as perspectivas futuras para a continuação do projeto que envolve este trabalho.

## Capítulo 2

# Revisão Bibliográfica

Inicialmente apresenta-se uma revisão da literatura a cerca do posicionamento de diversas autoridades médicas perante ao uso da termografia infravermelha para a detecção do câncer de mama. Em seguida, uma breve teoria em relação a equação que caracteriza o fenômeno de transferência de calor no corpo humano é apresentada. Conclui-se o capítulo apresentando diversos trabalhos relacionados a detecção dos parâmetros e propriedades de tumores em tecidos biológicos.

### **2.1 Uso da termografia infravermelha como exame para diagnóstico de tumores de mama.**

A termografia infravermelha caracteriza-se pelo uso de imagens térmicas adquiridas por uma câmera infravermelha capaz de medir simultaneamente a temperatura em diversos pontos, detectando a radiação infravermelha emitida por qualquer corpo que esteja acima do zero absoluto. No contexto médico, trata-se de um procedimento não invasivo, que não expõe o paciente a radiação, nem sequer a compressão do tecido mamário (como na mamografia). É economicamente mais viável, quando comparado com métodos tradicionais já usados frequentemente para auxiliar no diagnóstico do câncer de mama, tais como mamografia, ultrassom e ressonância magnética.

Atualmente, alguns autores defendem que o diagnóstico do câncer de mama por imagem térmica seja um método adjuvante, ou seja, que ainda deve ser utilizado junto a outro método já consolidado pela comunidade médica.

A Academia Internacional de Termologia Clínica afirma que a termografia possui a capacidade de detectar um estado pré-canceroso da mama, ou sinais de câncer numa fase muito precoce. Isto se deve às variações de temperatura e as alterações dos vasos sanguíneos produzidos pelas primeiras alterações na fisiologia do tecido. No entanto, a termografia não tem

a capacidade de identificar a localização de um tumor, mas a sua adição aos outros tipos de exames aumentam as chances de diagnóstico precoce da doença (IACT, 2018).

Para o Colégio Americano de Termologia Clínica, a termografia é um marcador de risco precoce valioso e seguro de patologia mamária e uma excelente ferramenta quando usada sob protocolos clínicos cuidadosamente controlados. A termografia é um complemento para o uso adequado da mamografia e não um concorrente (ACCT, 2018).

A FDA, como já mencionado, afirma que a termografia não deve ser usada como substituto da mamografia para o rastreamento ou diagnóstico do câncer de mama. Observando que não existe evidência que permita o seu uso exclusivo para o diagnóstico da doença (FDA, 2018).

A American Cancer Society também não recomenda a termografia como um substituto para a mamografia, mas reafirma sua capacidade na identificação de cânceres próximos à pele (BREASTCANCER, 2017).

O Ministério da Saúde do Brasil não recomenda o rastreamento do câncer de mama com a termografia infravermelha, seja isoladamente, ou em conjunto com a mamografia. A inexistência de evidências sobre a eficácia desta modalidade de rastreamento é o fator principal para o posicionamento contrário ao uso das imagens térmicas para o diagnóstico do câncer. Além disso, os efeitos colaterais advindos de resultados falso-positivos e falso-negativos não foram suficientemente estudados. Portanto, o uso da câmera infravermelha como ferramenta para detectar a doença deve ser restrito ao ambiente de pesquisa (INCA, 2015).

Observa-se que diversas autoridades do assunto no mundo afirmam que a termografia ainda não pode ser considerada um exame para o diagnóstico do câncer de mama. Porém, o potencial da técnica é destacado por diversos autores. Dessa forma, pesquisadores têm trabalhado no desenvolvimento de técnicas capazes de tornar o uso da termografia mais eficaz e aceito como um exame para a detecção de doenças como o câncer de mama.

O presente trabalho visa desenvolver um procedimento usando imagens termográficas para a detecção de tumores mamários. Para isso, faz-se necessário o entendimento do fenômeno da transferência de calor que ocorre nos tecidos vivos através da equação da biotransferência de calor.

## 2.2 Equação da Biotransferência de Calor.

O trabalho pioneiro de Pennes (1948) propôs uma relação quantitativa que descreve a transferência de calor em tecidos e órgãos humanos, incluindo os efeitos do fluxo sanguíneo através da equação da biotransferência de calor. O modelo matemático linear obtido neste estudo representa o balanço de energia no interior dos tecidos biológicos através da interação da perfusão

sanguínea e metabolismo. A Equação de Pennes pode ser escrita como

$$k\nabla^2 T + w\rho_s c_s(T_a - T) + Q_m + Q_e = \rho c \frac{\partial T}{\partial t} \quad (2.1)$$

onde  $\rho$ ,  $c$  e  $k$  representam respectivamente, a massa específica, o calor específico e a condutividade térmica do tecido. As propriedades  $w$ ,  $\rho_s$  e  $c_s$ , representam respectivamente, a perfusão, a massa específica e o calor específico do sangue. O termo  $Q_m$  é a geração de calor metabólico,  $Q_e$  é o calor de uma fonte externa (por exemplo, um laser usado no tratamento por hipertermia),  $T$  é a temperatura do tecido e  $T_a$  é a temperatura arterial.

Considera-se o efeito da perfusão sanguínea homogêneo e isotrópico e que o equilíbrio térmico ocorre na rede microcirculatória de capilares. Nesta circunstância, o sangue entra nos capilares nos quais uma troca de calor ocorre com a temperatura do tecido vizinho até alcançar o equilíbrio térmico. Neste ponto, não existe mais transferência de calor, seja antes ou após a passagem do sangue pelos capilares, de forma que a temperatura na qual o sangue entra na circulação venosa é a do tecido local (CHATO, 1980).

Após o estudo de Pennes (1948) e à medida que foi usado em diversos sistemas biológicos, novos modelos foram propostos para descrever de maneira mais realista o processo de biotransferência de calor (MITCHELL; MYERS, 1968), (KELLER; SEILER, 1971), (WULFF, 1974), (KLINGER, 1978), (KLINGER, 1978), (CHEN; HOLMES, 1980), (WEINBAUM; JIJI, 1985), (ROETZEL; XUAN, 1998), (NAKAYAMA; KUWAHARA, 2008).

Porém, estes novos modelos apesar de possuírem um maior rigor na análise matemática, também possuem alta complexidade e pouca generalidade. Por esta razão e devido à sua simplicidade, a equação de Pennes continua sendo a mais usada para descrever a transferência de calor e a distribuição da temperatura em tecidos biológicos vivos.

## 2.3 Estimativa de parâmetros e propriedades de tumores em tecidos biológicos

Existem diversos trabalhos na literatura que envolvem a estimativa de propriedades e parâmetros de tumores existentes dentro de um tecido biológico. Nesta seção, apresentam-se artigos que apenas avaliam a influência do tumor nas temperaturas superficiais da pele. Outros trabalhos que utilizam alguma técnica de otimização para detectar tumores em problemas numéricos e experimentais, e ainda alguns estudos que tentam encontrar anomalias em imagens térmicas de pacientes com câncer de mama também serão discutidos.

Ng & Sudharsan (2001) realizaram um estudo comparativo entre imagens termográficas experimentais e simulações numéricas do fenômeno da biotransferência de calor na mama, além

de analisar numericamente o efeito do tratamento de estresse causado pelo frio no tecido vivo. O trabalho experimental usou o campo de temperatura obtido através de imagens térmicas da mama de três pacientes com diagnósticos distintos de câncer. Uma simulação numérica baseada no método dos elementos finitos foi realizada considerando várias camadas de tecidos e a inclusão do tumor. O trabalho concluiu que os resultados numéricos ainda estão distantes de auxiliar na detecção de anomalias a partir de imagens térmicas do corpo humano.

No estudo de Paruch & Majchrzak (2007) foram estimados os parâmetros térmicos e geométricos de um tumor em casos numéricos bidimensional e tridimensional. As temperaturas do modelo térmico foram obtidas pela solução numérica da equação de Pennes usando o método dos elementos de contorno. O problema inverso foi solucionado usando a técnica do algoritmo genético. Os resultados mostraram que a partir das temperaturas da superfície externa dos modelos, foi possível determinar a localização, propriedades térmicas e intensidade dos tumores com erro máximo de 9%.

Mital & Pidaparti (2008) realizaram uma simulação numérica bidimensional para a estimativa da profundidade, diâmetro e geração de calor de um tumor na mama. Para a simulação do problema direto da biotransferência de calor, eles usaram um software comercial baseado em elementos finitos (*ANSYS*). O método das redes neurais artificiais (RNA) foi usado para mapear a relação dos parâmetros (profundidade, tamanho e geração de calor do tumor) e um algoritmo genético (AG) foi responsável pela determinação destes valores. Os resultados das estimativas numéricas a partir de temperaturas superficiais foram precisos, com erros absolutos de 0,005 m na profundidade, 0,002 m no diâmetro e 4870  $W/m^3$  na geração de calor.

Mitra & Balaji (2010) determinaram a posição e o tamanho de um tumor esférico usando temperaturas simuladas obtidas na superfície de um modelo mamário hemisférico. Inicialmente, realizaram simulações numéricas usando o software comercial *COMSOL* para a geração das temperaturas na superfície e, em seguida, baseando-se em redes neurais artificiais, estimaram os parâmetros do tumor. Os resultados estimados apresentaram uma precisão de 90% na detecção da posição e 95% no raio para uma taxa de geração de calor constante do tumor. Considerando a taxa de geração de calor variável do tumor, obtiveram uma precisão de 88% e 98% para a detecção da posição e do raio do tumor, respectivamente.

Agnelli, Barrea & Turner (2011) apresentaram uma metodologia para determinar parâmetros geométricos e termofísicos desconhecidos de um tumor usando o perfil de temperaturas na superfície da pele de modelos cartesianos 2D e 3D que simulam um tecido vivo. O problema direto é solucionado pelo método das diferenças finitas para a obtenção das temperaturas. Um algoritmo de busca de padrões foi usado para a estimativa dos parâmetros. Os resultados das estimativas obtidos a partir de temperaturas simuladas com ruídos de até 15% apresentaram precisões acima de 90% tanto para os casos 2D e 3D.

Em outro trabalho, Agnelli, Padra & Turner (2011) determinaram numericamente a locali-

zação e o raio do tumor inserido dentro de um modelo cartesiano bidimensional. Uma solução usando o método de Green que relaciona as temperaturas na superfície externa e os parâmetros geométricos foi obtida. O método do gradiente projetado espectral não-monotônico foi implementado para a estimativa dos parâmetros. Os resultados numéricos obtidos apresentaram estimativas dos parâmetros com precisão acima de 99%, mesmo inserindo ruídos da ordem de 10% nas temperaturas simuladas.

Absalan *et al.* (2012) avaliaram numericamente o efeito do raio laser no aumento da sensibilidade do perfil de temperatura na superfície da pele da mama, auxiliando assim na detecção de anomalias mamárias usando a termografia infravermelha. Um modelo bidimensional considerando a geração de calor do tumor e a fonte térmica externa do laser foi solucionado pelo método dos elementos finitos. Nas simulações numéricas foram obtidos perfis de temperaturas na superfície da pele para diferentes situações, como alterando a intensidade e o tempo após a emissão do laser, assim como mudando o diâmetro do tumor. Os resultados mostraram que diminuindo o tamanho do tumor, a sensibilidade do perfil térmico reduz consideravelmente, necessitando assim do aumento da energia emitida pelo laser, porém deve-se atentar para o limite de temperatura suportado pelo tecido humano. Também foi observado que após a emissão do laser, até um certo tempo, a sensibilidade das temperaturas possui a tendência em aumentar. Portanto, o estudo desenvolvido concluiu que é possível aumentar a qualidade dos sinais obtidos por termografia infravermelha num possível exame médico, embora os resultados sejam totalmente numéricos.

O trabalho realizado por Bezerra *et al.* (2013) comparou o campo térmico adquirido por imagens termográficas das mamas de pacientes com simulações numéricas. Em seguida, realizaram a estimativa da condutividade térmica e perfusão sanguínea tanto do tecido saudável como do tumor na mama dos pacientes com câncer. As imagens térmicas foram obtidas através de uma câmera infravermelha FLIR<sup>®</sup>S45 seguindo um protocolo padrão. Para as simulações numéricas, um modelo geométrico semelhante a mama no software comercial *FLUENT* foi criado. O método da programação sequencial quadrática (SQP) foi usado para resolver o problema inverso da biotransferência de calor. Os resultados das estimativas da condutividade térmica e perfusão sanguínea apresentaram erros variando entre 0,09% e 41,1%. A justificativa para os maiores erros obtidos deve-se a presença de gordura em mamas de alguns pacientes.

Mishra, Das & Singh (2013) realizaram a estimativa da taxa de perfusão sanguínea, tamanho e profundidade de tumores cerebral e mamário simulados 1D. A transferência de calor foi caracterizada pela equação de Pennes e solucionada usando o método dos volumes finitos. No problema inverso, um método de busca direto foi usado para a estimativa dos parâmetros através das temperaturas simuladas em todo domínio do modelo térmico. Os resultados foram obtidos para diversas posições do tumor, e em todas a taxa de perfusão sanguínea foi obtida com sucesso. Para as estimativas da profundidade e tamanho, os resultados foram satisfatórios, com

erro máximo de 0,4%. Concluiu-se ainda que o efeito do tumor cerebral eleva a temperatura na região em até 1,3 °C, e para o caso da mama a temperatura aumenta 2,9 °C.

Mishra & Das (2013) fizeram a estimativa da localização, tamanho e perfusão sanguínea de um tumor baseando-se apenas nas temperaturas superficiais da pele de um modelo numérico 2D da mama. A equação de Pennes foi solucionada novamente pelo método dos volumes finitos. O problema inverso foi resolvido com o auxílio do método do algoritmo genético. Os resultados para as estimativas dos parâmetros individualmente tiveram erros em torno de 1,5%. O erro máximo para a estimativa simultânea dos parâmetros foi de 5,5%.

Padra & Salva (2013) desenvolveram uma metodologia para a determinação da forma de um tumor presente internamente em um tecido 2D simulado. A equação de Pennes foi usada para descrever a transferência de calor do problema térmico. Um funcional foi relacionado à forma do tumor através da solução do problema térmico, onde a partir da minimização do funcional, determinou-se a forma desconhecida do tumor. Os resultados numéricos apresentaram eficácia na estimativa da forma para múltiplos tumores. O método proposto foi capaz de detectar a posição horizontal do tumor, mas não a vertical (profundidade).

Das & Mishra (2014) realizaram a estimativa do tamanho e localização de um tumor na mama baseando-se novamente apenas nas temperaturas simuladas da superfície da pele. A geometria da mama foi simplificada para um modelo bidimensional. A transferência de calor foi analisada pela solução da equação de Pennes através do método dos volumes finitos. A distribuição de temperatura na superfície da pele foi obtida, e a estimativa dos parâmetros do tumor realizada usando uma nova técnica proposta, chamada de ajuste de curva. O tamanho e a localização do tumor foram estimados com erro máximo de 7,7%.

Figueiredo (2014) obteve soluções analíticas e numéricas da equação de Pennes 1D, 2D e 3D. Neste trabalho foram analisadas as influências dos parâmetros da equação da biotransferência de calor na temperaturas superficiais da mama. Em seguida, aplicou-se uma técnica baseada no método da função especificada sequencial acoplada ao estudo das correlações dos perfis de temperatura, para a estimativa da localização e intensidade do tumor para casos simulados unidimensionais. Os resultados das estimativas foram precisos, tornando a técnica potencialmente capaz de ser desenvolvida para casos mais complexos.

O trabalho de Araújo, Lima & Souza (2014) avaliou a viabilidade de detectar anormalidades (câncer maligno, benigno e cisto) na mama a partir de uma abordagem que combina operadores morfológicos de análise de dados matemáticos e simbólicos. Esta abordagem foi dividida em três estágios e aplicada em termografias adquiridas de 50 pacientes com uma suspeita de massa, cujos diagnósticos foram confirmados por exames clínicos, seguido de exames de ultrassonografia, mamografia e biópsia. Diferentes classificadores foram considerados para a detecção do câncer de mama, alcançando 16% da taxa de classificação errada, 85,7% de sensibilidade e 86,5% de especificidade para o tumor maligno.



Francis *et al.* (2014) realizaram o primeiro estudo sobre a técnica de termografia rotacional para avaliar a sua potencialidade na detecção automática de anormalidades na mama. As características da mama foram extraídas no domínio espacial a partir de séries de termogramas rotativos, antes e depois da redução da temperatura de 2 a 3 °C na câmara térmica onde o paciente foi colocado. Os resultados indicaram uma maior precisão no sistema de classificação na condição de pré-refrigeração, concluindo assim que a redução de temperatura na superfície não melhora a eficiência do sistema de detecção de anormalidades mamárias. A técnica usada supera a termografia convencional em relação a capacidade de localizar a anormalidade e prever a sua malignidade quando usada como ferramenta complementar junto com a ultrassonografia.

Han *et al.* (2015) avaliaram a viabilidade e eficácia da estimativa da geração de calor e profundidade do tumor de mama em quatro diferentes casos de pacientes. Uma solução em regime estacionário para a transferência de calor foi obtida considerando uma fonte de calor pontual dentro do tecido. Com base nessa solução, foi desenvolvido um algoritmo que gera soluções para o modelo de condução não linear. Usando a análise de ajuste não linear, uma distribuição regular foi derivada dos padrões térmicos das imagens obtidas na superfície da pele por uma câmera infravermelho. Os resultados mostraram que os valores estimados da fonte de calor em casos malignos foram muito maiores do que os benignos, independente da densidade mamária. As profundidades estimadas para os tumores indicaram um coeficiente de correlação entre os padrões térmicos simulados e experimentais acima de 0,98, porém não foram comparadas com parâmetros reais medidos.

Das & Mishra (2015) apresentaram um estudo numérico para determinar o tamanho, localização radial e angular de tumores mamários 3D. Os autores afirmam que um perfil de temperatura na superfície da mama é específico de um certo tamanho e localização do tumor. Afirmam ainda que os perfis de temperatura são sempre uma distribuição gaussiana, embora seu pico e área se diferem em razão do tamanho e localização do tumor. Para a obtenção dos perfis de temperaturas na superfície da mama obtiveram a solução da equação de Pennes usando o software comercial COMSOL. Após a obtenção dos perfis térmicos, realizaram a estimativa simultânea do tamanho, localização radial e angular do tumor usando o método de ajuste de curva. Os resultados das estimativas dos parâmetros do tumor apresentaram valores de erros baixos para dados de temperaturas de entrada sem ruído. Para os casos com adição de ruído nas temperaturas simuladas foram obtidos erros de no máximo 14,5%.

Sadeghi-Goughari & Mojra (2015a) realizaram um estudo numérico abordando o uso da imagem térmica intra-operativa (ITI) para localizar anormalidades em tecidos cerebrais, melhorando assim a capacidade de diagnóstico do cirurgião. A técnica de termografia associada ao método de detecção tátil artificial denominada “termografia háptica” foi usada para investigar a presença de um objeto anormal como um tumor com uma temperatura elevada em relação ao tecido normal no cérebro. Baseando-se numa análise de elementos finitos em regime per-

manente, o tecido cerebral real 3D foi simulado para a aplicação da metodologia proposta. Os resultados numéricos indicaram que é possível detectar tumores cerebrais através da visualização das temperaturas medidas na superfície do tecido. Os autores destacaram ainda que a profundidade e o tamanho do tumor são parâmetros fundamentais para a confirmação de um resultado satisfatório para o método.

Em outro trabalho, Sadeghi-Goughari & Mojra (2015b) afirmaram que a imagem térmica intra-operatória é um método de neuroimagem não invasivo que pode indicar as margens de tumores cerebrais primários e metastáticos (aquele que se espalhou a partir do lugar onde se iniciou para outro local do corpo). Neste estudo, um robô foi desenvolvido para palpar o cérebro e posteriormente identificar a localização do tumor durante o diagnóstico minimamente invasivo em neurocirurgia. A variação de temperatura do tecido obtida pelo sensor térmico localizado no apalpador do robô foi usada como fator de existência do tumor. Os experimentos foram realizados usando um tecido fantasma de ágar simulando o cérebro juntamente com a presença interna de um aquecedor de resistência como sendo um tumor. Os resultados experimentais baseados apenas na obtenção das variações térmicas indicaram que é possível realizar a detecção de anomalias internas através das temperaturas na superfície dos tecidos, sugerindo assim que a termografia possa ser usada para proporcionar um método intra-operatório rápido, não invasivo e em tempo real.

Sadeghi-Goughari, Mojra & Sadeghi (2016) usaram imagens térmicas intra-operatória em conjunto com um algoritmo de otimização baseado em redes neurais artificiais como uma técnica para o diagnóstico e localização de tumores cerebrais. Para analisar a validade e confiabilidade do método proposto foram realizados dois testes. Primeiramente foi realizado um experimento usando um resistor térmico inserido dentro de um tecido fantasma de ágar para simular a geração de calor por um tumor. O outro teste compreendeu uma simulação numérica usando o software comercial ABAQUS de um caso médico relatado de uma paciente com tumor cerebral. Os resultados para o experimento e a simulação mostraram que o método proposto foi capaz de estimar as temperaturas na região do tumor e a sua profundidade, concluindo assim que a técnica pode ser útil para detectar, localizar e caracterizar tumores cerebrais.

Bhowmik & Repaka (2016) aplicaram as técnicas do algoritmo genético e *simulated annealing* para realizar a estimativa dos parâmetros (diâmetro, profundidade, perfusão sanguínea e geração de calor) do câncer de pele usando temperaturas superficiais de um modelo tridimensional a partir de imagens térmicas simuladas. O estudo revelou que a maior variação térmica provocada pelo tumor é atribuída ao aumento do volume, perfusão sanguínea e metabolismo. Os resultados mostraram que o desempenho do *simulated annealing* foi superior ao algoritmo genérico em relação a rapidez nas estimativas dos parâmetros com precisão. Os autores afirmaram ainda que a estratégia em usar um algoritmo de otimização juntamente com uma câmera infravermelha pode revelar-se uma ferramenta de diagnóstico útil para a caracterização do câncer de pele e

reduzir os testes de biópsia desnecessários.

Hossain & Mohammadi (2016) compreendem que a implementação de ferramentas de diagnóstico térmico não-invasivas, sem contato e sem radiação requer uma correlação precisa entre a temperatura da superfície e o fenômeno da biotransferência de calor no corpo humano. Este trabalho estudou os fenômenos de transporte de calor associados ao antebraço e a mama por meio do método dos elementos finitos usando o software comercial COMSOL. O algoritmo genético foi adaptado para a estimativa do tamanho, profundidade e geração de calor dos tumores existentes nos modelos simulados. Os resultados obtidos através das termografias simuladas com a inserção de ruído aleatório de  $\pm 10\%$  apresentaram estimativas satisfatórias dos parâmetros dos tumores, onde o maior erro encontrado foi de aproximadamente 3% para o caso de câncer na mama.

Amri, Pulko & Wilkinson (2016) reafirmaram o fato de que a termografia ainda possui limitações que impedem que seja totalmente aceita como um exame para a detecção do câncer de mama. Os desafios segundo os autores compreende a redução dos resultados falso-positivos e o aumento da sensibilidade das imagens térmicas. Outro problema destacado foi a dificuldade na obtenção dos parâmetros do tumor. O objetivo deste trabalho foi analisar numericamente as possibilidades de extrair informações sobre a profundidade do tumor simulando a termografia no estado estacionário e transiente após um estresse frio no tecido. Ambas as abordagens foram baseadas na solução pelo método da matriz de linha de transmissão da equação de Pennes para um modelo simples de uma mama 3D. Em relação ao perfil de temperatura em estado estacionário, concluiu-se que na prática, é muito difícil observar um padrão da distribuição térmica devido a presença da vascularização e também a curvatura da superfície mamária, tornando a identificação da profundidade do tumor imprecisa. Já o uso da termografia transiente após o estresse frio mostrou-se capaz de revelar certos comportamentos no perfil de temperatura superficial que possibilitam caracterizar a profundidade de tumores.

Wahab *et al.* (2016) também consideraram a mamografia como sendo a principal técnica para a detecção precoce para o câncer de mama, embora seja conhecido a sua limitação por ser menos sensível na detecção de tumores em mulheres jovens com tecido mamário denso. Neste trabalho foram realizados estudos sobre a termografia mamária que visaram investigar o efeito de diferentes níveis de densidade no perfil de distribuição de temperaturas superficial nos modelos simulados da mama. As simulações numéricas no software comercial COMSOL consideraram modelos mamários desde extremamente densos (10% de gordura) até predominantemente gordurosos (70% de gordura). Os resultados obtidos e comparados usando o teste de hipótese t de Student apresentaram diferenças médias significativas entre os perfis de temperatura na superfície. Este estudo sugeriu que o fator de densidade da mama deve ser considerado para casos de tumores menores e mais profundos entre mulheres jovens com alta densidade mamária.

Morais *et al.* (2016) avaliaram o potencial em utilizar uma metodologia estruturada para

detecção de lesões mamárias através de imagens infravermelha de 101 pacientes saudáveis e 47 com câncer de mama, previamente diagnosticados por biópsias. O método considera o corpo humano aproximado da simetria bilateral e compara valores de diferenças de temperaturas adimensionais medidas entre duas regiões simétricas da mama do paciente. O método do gradiente conjugado normalizado foi aplicado para diferenciar o tecido normal do tecido lesionado através da comparação entre as variações de temperaturas adimensionais. Os resultados mostraram que a técnica foi capaz de detectar anormalidades mamárias em 96% dos casos, mesmo com o uso de uma câmera infravermelha de baixa resolução (160x120 pixels).

Silva *et al.* (2016) propuseram uma metodologia híbrida usando a análise da termografia infravermelha dinâmica para indicar pacientes com risco de câncer de mama. A termografia infravermelha dinâmica mede as mudanças de temperatura na superfície examinada após um estresse térmico. Na metodologia proposta, inicialmente a região da mama foi segmentada, então as séries temporais de temperaturas foram construídas e o algoritmo aplicado. Uma ferramenta de mineração de dados foi usada para resolver o problema de seleção combinada de algoritmos e otimização dos parâmetros. Os classificadores baseados em redes bayesianas, redes neurais, regras de decisão e árvore de decisão foram executados. Os resultados indicaram que a metodologia foi capaz de identificar pacientes que tinham câncer de mama, com precisão de 95,38%.

Panda & Das (2017) afirmaram que a taxa de geração de calor metabólico quantifica diretamente a presença ou ausência de um tumor e o grau de inflamação no tecido biológico. Neste trabalho, o método da seção áurea foi aplicado para a estimativa da taxa de geração de calor metabólica usando a distribuição de temperatura transiente da pele quando submetida a um fluxo de calor. O modelo biotérmico unidimensional foi solucionado pelo método das diferenças finitas. Os resultados apresentados com e sem ruído nas temperaturas simuladas indicaram que a técnica foi capaz de identificar com razoável precisão a taxa de calor metabólica, sem informações de percentuais de erros nas estimativas.

Rastgar-Jazi & Mohammadi (2017) destacaram que os tumores possuem uma grande quantidade de vascularização e uma taxa de metabolismo aumentada, podendo resultar no aumento da temperatura superficial. Afirmaram ainda que usando termografias é possível avaliar vários parâmetros tumorais, como a profundidade, intensidade e raio. Neste estudo, as temperaturas superficiais foram obtidas através da solução analítica da equação de Pennes usando um modelo bidimensional em coordenadas esféricas que simula uma mama. Os parâmetros tumorais da mama foram estimados usando a técnica das redes neurais artificiais. Os resultados obtidos com ruído de  $\pm 10\%$  inserido nas temperaturas analíticas tiveram erros de 66% na estimativa da profundidade, 11% no raio e 4% na intensidade do tumor.

Fu *et al.* (2017) analisaram o comportamento térmico dentro do tecido da pele com a presença de um tumor. As temperaturas simuladas foram obtidas através do método de soluções

particulares aproximadas (MAPS) para os modelos tridimensionais estudados. Os resultados mostraram que os tumores elipsoide e hiperboloide proporcionaram comportamentos térmicos muito distintos do tecido da pele em comparação com os resultantes de tumores retangulares. Além disso, os tumores assimétricos produziram comportamentos térmicos direcionais paralelos à superfície da pele.

Bousselham *et al.* (2018) apresentaram um algoritmo paralelo para a estimativa do tamanho e localização do tumor cerebral a partir da distribuição da temperatura da superfície obtida por termografia infravermelha simulada. O tecido cerebral normal foi modelado como um cubo retangular incluindo um tumor esférico. A distribuição de temperatura foi obtida pelo método das diferenças finitas (MDF) usando a equação de Pennes 3D. Um algoritmo genético foi usado para resolver o problema inverso e estimar o tamanho e a localização do tumor. A implementação paralela do MDF reduz significativamente o tempo de processamento e acelera a identificação dos parâmetros do tumor cerebral. O erro máximo obtido nas estimativas foi de 2,2% para o diâmetro do tumor.

Observa-se nos trabalhos citados uma grande variedade de métodos que tentam aumentar a precisão da detecção de tumores a partir apenas de temperaturas superficiais na pele. Porém, muitos destes estudos são baseados exclusivamente em simulações numéricas, não permitindo uma garantia da eficácia das técnicas em casos reais. Outras pesquisas já realizam experimentos em laboratório com tecidos fantasmas, mas os métodos propostos necessitam além das informações de temperaturas superficiais, também das propriedades termofísicas do tecido saudável e do tumor, tornando-se bem limitado, pois tais propriedades são de difícil obtenção e variam para cada paciente.

Este trabalho busca desenvolver uma técnica inversa, capaz de identificar a localização do tumor dependendo apenas das temperaturas superficiais, do mínimo de informações prévias da mama e nenhuma informação prévia relacionada ao tumor. Almeja-se o desenvolvimento de uma ferramenta que contribua em uma futura técnica eficaz na detecção precoce do câncer de mama.

# Capítulo 3

## Fundamentos Teóricos

### 3.1 O câncer de mama

O câncer é caracterizado pelo crescimento desordenado de células além dos limites habituais, podendo invadir tecidos e órgãos adjacentes, e até mesmo espalhar-se para outras regiões do corpo (metástase). Com o rápido processo de divisão celular, as células ficam mais agressivas e incontroláveis, resultando na formação de tumores malignos (acúmulo de células cancerosas) ou neoplasias malignas. No entanto, pode ocorrer a multiplicação de células semelhantes ao tecido original normal, constituindo um tumor benigno, raramente tornando-se um risco de morte (WHO, 2018),(INCA, 2018b).

As causas para o surgimento do câncer são diversas, podendo ser divididas entre externas e internas ao organismo. As causas externas estão relacionadas ao meio ambiente, hábitos e costumes próprios do indivíduo. As causas internas estão geralmente correlacionadas a fatores genéticos. Tais fatores podem interagir de diferentes formas, alterando os riscos de desenvolver a doença (INCA, 2018c).

Quase todas as células do corpo podem se tornar câncer. Quando o crescimento celular anormal inicia-se nas células da mama, ocorre o surgimento do câncer de mama. Este tipo de câncer incide principalmente nas mulheres, mas existe a possibilidade de surgir nos homens. A maioria dos cânceres de mama começa nos ductos que transportam leite até o mamilo. Outros começam nas glândulas (lóbulos) que produzem o leite materno. Também existem outros tipos de câncer de mama, porém mais raros (SOCIETY, 2017b).

A Figura 3.1 apresenta a anatomia da mama que é composta de tecido glandular, adiposo e fibroso. Nas mulheres, o tecido glandular é composto de lóbulos que são responsáveis pela produção de leite que se interligam com o sistema ductal lactífero que drenam o leite produzido até o mamilo (composto de fibras musculares). O tecido adiposo (gordura), além de revestir o tecido glandular completamente, preenche outros espaços, contribuindo para a forma, volume

e contorno da mama. Os vasos sanguíneos também se encontram na estrutura da mama, e o sistema linfático junto com os gânglios linfáticos são responsáveis por filtrar as substâncias que são indesejáveis ao organismo (HASSIOTOU; GEDDES, 2013), (WINNIKOW, 2017).

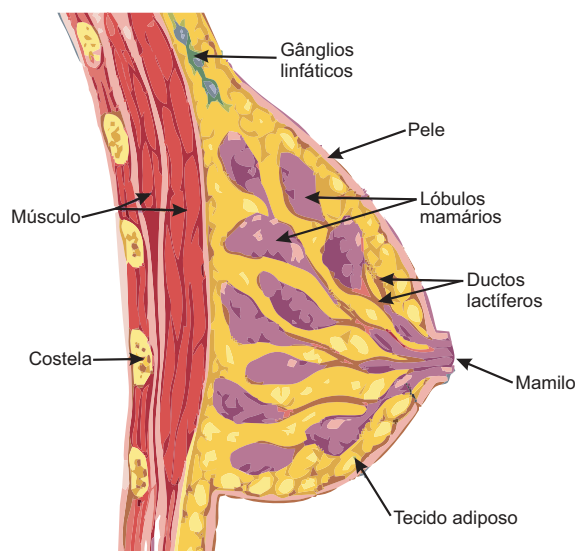


Figura 3.1: Anatomia da mama (SWIERZEWSKI, 2017).

### 3.1.1 Tipos mais comuns de câncer de mama

Existem muitos tipos de câncer de mama, sendo que os mais comuns são: carcinoma ductal *in situ*, carcinoma ductal invasivo, e o carcinoma lobular invasivo (SOCIETY, 2017a). A Figura 3.2 destaca onde estas células cancerígenas mais afetam a mama.

O tipo de câncer é determinado mediante a especificidade da célula afetada na mama. Os carcinomas são tumores que começam nas células epiteliais que reúne órgãos em todo o corpo. A localização do câncer pode ser descrita como *in situ* ou invasivo, tal verificação é realizada pelo patologista durante a biópsia. Os cânceres de mama *in situ* são aqueles que não invadiram os tecidos circundantes, já os invasivos se espalharam para o tecido mamário adjacente (SOCIETY, 2017a).

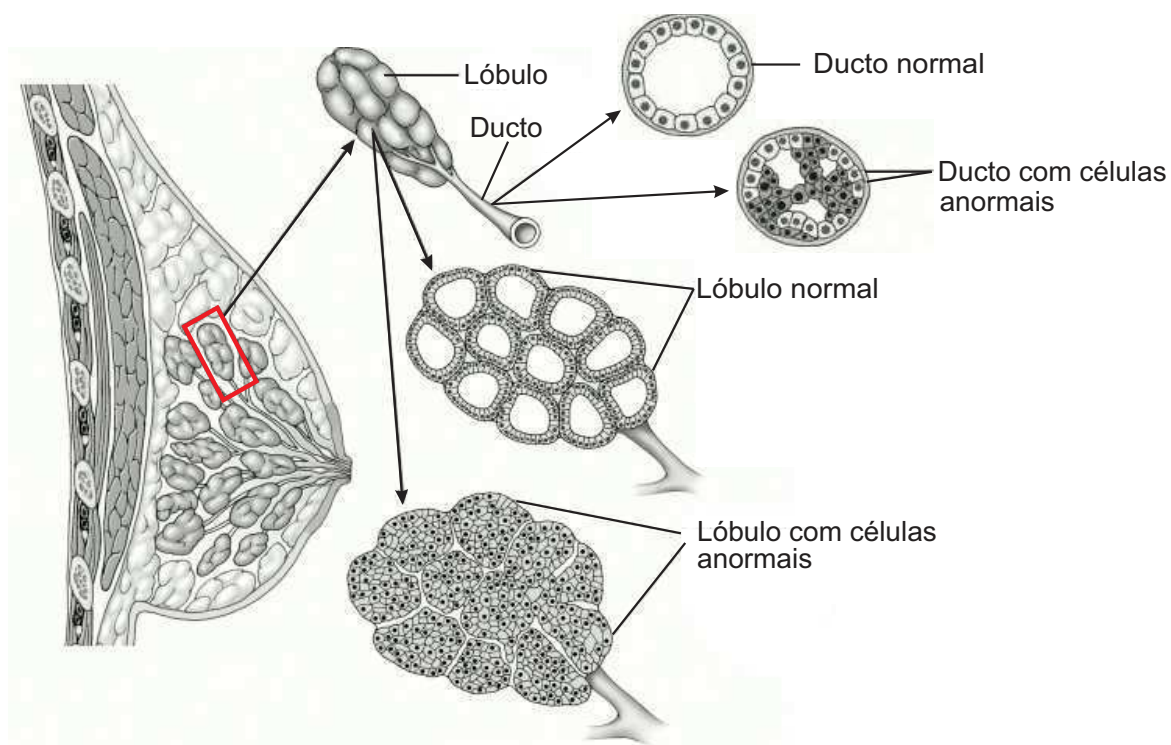


Figura 3.2: Carcinoma ductal e lobular (Adaptado de (SOCIETY, 2017a)).

O carcinoma ductal *in situ* (DCIS) é o tipo mais comum de câncer de mama não invasivo, correspondendo a cerca de 20% dos casos de câncer de mama. O DCIS é considerado não invasivo, ou seja, as células que constituem os ductos do leite mudaram para células cancerosas, mas não se espalharam além de suas paredes para outro tecido mamário circundante. Quase todas as mulheres com esse câncer em fase inicial podem ser curadas (SOCIETY, 2018h).

O carcinoma ductal invasivo (IDC) é o tipo mais comum de câncer de mama, correspondendo a cerca de 80% de todos os cânceres de mama invasivos. O IDC origina-se nas células que formam o ducto lactífero na mama, rompe a parede do ducto e cresce nos tecidos vizinhos da mama. A partir desse ponto, pode espalhar-se (metástase) para outras partes do corpo através do sistema linfático e da circulação sanguínea (SOCIETY, 2018i).

O carcinoma lobular invasivo (ILC) corresponde aproximadamente a 10% do total dos cânceres de mama invasivos. O ILC começa nos lóbulos mamários, quebra as paredes e invade os tecidos adjacentes da mama. Ao longo do tempo, o ILC também pode se espalhar pelos gânglios linfáticos e vasos sanguíneos até outras partes do corpo. O ILC pode ser mais difícil de detectar no exame físico e em imagens como a mamografia, quando comparado com o IDC. Cerca de 20% das mulheres com ILC podem ter câncer em ambos os seios (SOCIETY, 2018i).

Estudos mostram que o local mais comum de incidência de câncer de mama, como ilustrado pela Fig. 3.3, é no quadrante superior esquerdo (50%), seguido pelo quadrante superior direito



(15%), depois o quadrante inferior esquerdo (11%) e, por fim, o quadrante inferior direito (6%) (BYER; GALLIANO; SHRIVER, 2002).

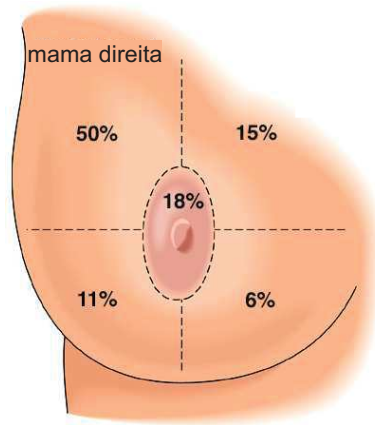


Figura 3.3: Maiores incidências de câncer de mama por quadrante (Adaptado de (BYER; GALLIANO; SHRIVER, 2002)).

Os estágios do câncer de mama variam de 0 a 4, como mostra a Fig. 3.4, e são classificados de acordo com a extensão da doença (SOCIETY, 2018d). No estágio 0, a doença ainda é considerada não invasiva e o tumor não pode ser apalpado nem medido. No estágio 1, o tumor mede até 2 cm e começa a invadir os tecidos vizinhos. Ao passar para o estágio 2, o câncer pode ser considerado invasivo e tem de 2 a 5 cm, podendo invadir a axila. O estágio 3 é caracterizado pela presença de tumores invasivos maiores que 5 cm. No estágio 4 o tumor já saiu completamente da mama e apresenta metástases em outros órgãos.

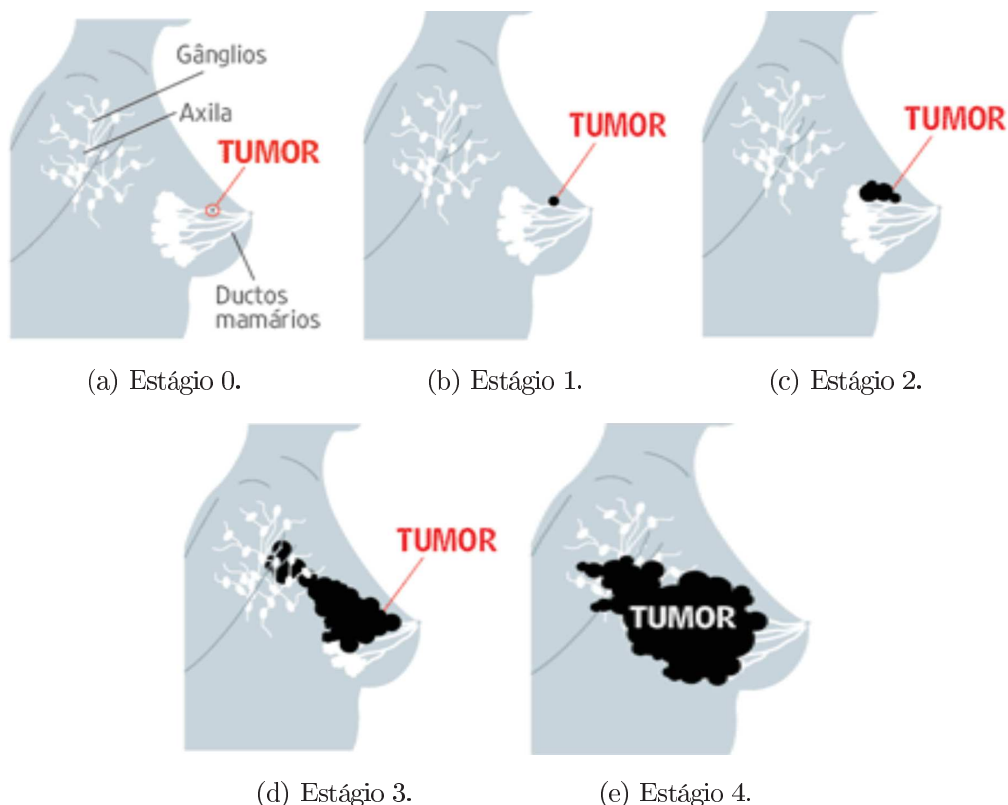


Figura 3.4: Estágios do câncer de mama .

No Brasil, a grande maioria das mulheres com câncer de mama chega aos serviços de saúde com tumores de tamanho maior do que 3 cm, correspondente ao estágio 2 ou mais avançado (SAUDE, 2002).

### 3.1.2 Diagnóstico do câncer de mama

O câncer de mama, muitas das vezes, é encontrado apenas após o aparecimento dos sintomas. Porém, muitas mulheres que já têm o câncer não apresentam sintomas, tornando a triagem regular do câncer de mama um fator importante para o combate a doença (SOCIETY, 2018c).

Existem vários sinais e sintomas que o câncer de mama pode apresentar, tais como (SOCIETY, 2018c):

- Nódulo único endurecido;
- Sensação de uma nova massa dura ou macia, indolor ou dolor;
- Inchaço de toda ou parte da mama;
- Irritação da pele ou ondulação;

- Dor na mama ou mamilo;
- Inversão do mamilo (retração);
- Corrimento mamilar (diferente do leite materno).

Embora alguns desses sintomas possam ser causados por outros problemas além do câncer de mama, caso haja alguma suspeita, um profissional da área da saúde deve ser informado para que possa ser realizada uma investigação mais detalhada. A percepção dos sintomas é importante, pois as ferramentas de triagem não são capazes de detectar todos os tipos de cânceres de mama (SOCIETY, 2018c).

O objetivo dos testes de triagem é realizar a detecção precoce do câncer de mama através do rastreamento da doença por meio de exames físicos e de imagens. Os exames físicos (clínicos ou auto-exames) visam encontrar alguma anomalia na região da mama baseando-se na experiência do profissional da área da saúde, ou pelo conhecimento da mulher sobre o próprio corpo. Testes de imagens diferentes podem ser usados para procurar e diagnosticar o câncer de mama, tais como a mamografia, ultrassonografia, ressonância magnética (MRI), entre outros testes de imagem da mama mais recentes (SOCIETY, 2018b).

Caso algum dos exames físicos ou de imagens detecte alguma suspeita da doença, uma biópsia é a única maneira de saber com exatidão se a anomalia é um câncer. Durante uma biópsia, um médico irá remover as células da área suspeita para que possam ser confirmadas como sendo cancerígenas ou normais (SOCIETY, 2018b).

### 3.1.2.1 Técnicas clínicas de imagem mamária

Como já mencionado, a detecção precoce do câncer de mama pode reduzir significativamente as taxas de mortalidade devido a doença. A principal dificuldade está relacionada na identificação de células cancerígenas em estágio inicial. Segundo a Sociedade Americana contra o Câncer, existem poucas evidências de que os exames clínicos ou auto-exames ajudem a encontrar o câncer de mama precocemente. Em relação aos exames de imagens, incluindo a mamografia, ultrassonografia e MRI, todas essas técnicas têm alguma limitação e suas aplicações específicas (WANG, 2017).

## Mamografia

A mamografia (Fig. 3.5) é um exame de imagem (com baixa dose de radiação) da mama que permite ao médico procurar tipos diferentes de alterações no tecido mamário. O mamógrafo, máquina projetada para este tipo de exame, possui duas placas que comprimem ou aplainam a

mama, isso aumenta a qualidade das imagens e permite a utilização de menos radiação. Atualmente, a mamografia é o melhor teste de triagem existente para o câncer de mama (SOCIETY, 2018k).

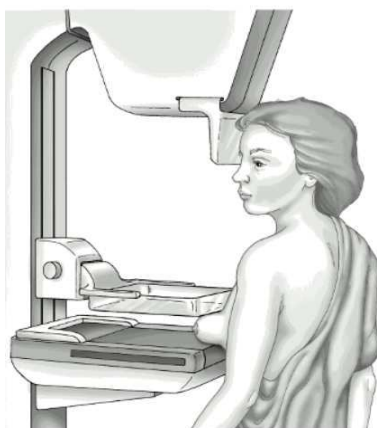


Figura 3.5: Exame de mamografia (Adaptado de (SOCIETY, 2018k)).

As mulheres com risco médio de câncer de mama, ou seja, mulheres sem histórico pessoal ou familiar da doença, sem uma mutação genética que aumente o risco deste tipo de câncer e que não tenham se submetido a radioterapia no peito antes dos 30 anos de idade, devem seguir, segundo a American Cancer Society, as seguintes diretrizes para a triagem através da mamografia (SOCIETY, 2018a):

- Mulheres entre 40 e 44 anos têm a opção de realizarem o exame a cada ano.
- Mulheres entre 45 a 54 anos devem realizar mamografias todos os anos.
- Mulheres acima de 55 anos podem realizar a mamografia a cada dois anos, ou continuar anualmente.

O Ministério da Saúde do Brasil recomenda as seguintes diretrizes sobre o rastreamento do câncer de mama com a mamografia (INCA, 2015):

- Para mulheres com menos de 50 anos, é contrário, principalmente em função da menor incidência do câncer nessa faixa etária e por causa da menor sensibilidade da mamografias em mamas densas.
- Para mulheres de 50 a 69 anos, é favorável ao rastreamento usando mamógrafos com periodicidade bienal.
- Para mulheres acima de 70 anos, é contrário, pois faltam evidências diretas sobre a eficácia do rastreamento mamográfico nessa faixa etária.

Apesar de serem os melhores testes de triagem de câncer de mama, as mamografias possuem limitações. Além de emitirem radiações ionizantes e serem desconfortantes ao paciente, o resultado da mamografia pode ser falso-negativo, ou seja, a mama parece normal mesmo que o câncer esteja presente. Também pode ocorrer o resultado falso-positivo, onde os exames indicam anormalidades mesmo que não exista câncer na mama (SOCIETY, 2018j).

Os resultados falso-negativo e falso-positivo são mais comuns em mulheres jovens com seios densos. A mama é considerada como sendo densa quando tiver muito tecido fibroso ou glandular e pouco tecido adiposo. A densidade mamária pode ser caracterizada em mamografias. Mamas densas não são anormais, mas estão relacionadas a um maior risco de câncer. Para a maioria das mulheres, as mamas tornam-se menos densas com a idade (SOCIETY, 2018j). Mulheres com mamas densas possuem um risco 4,7 vezes maior de desenvolver câncer de mama em comparação com mamas mais gordurosas (BOYD *et al.*, 2007).

A Figura 3.6 apresenta as quatro categorias usadas para classificar a densidade mamária, desde uma mama quase totalmente constituinte de tecido adiposo até um tecido mamário extremamente denso (pouca gordura). As mamas categorizadas como sendo heterogeneamente densas ou extremamente densas, dificultam a visualização de tumores (SOCIETY, 2018e).

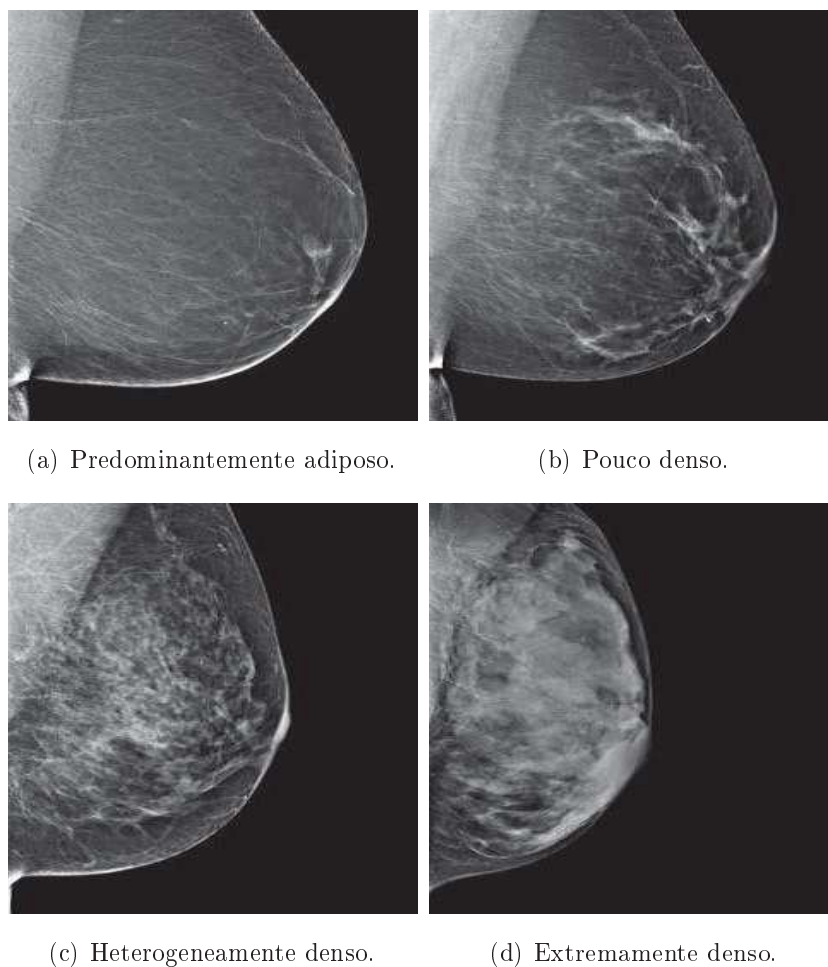


Figura 3.6: Categorias de densidade mamária (SOCIETY, 2018e).

Nas mamografias, o tecido da mama denso apresenta-se na cor branca. Massas ou tumores de mama também se apresentam como brancos, logo o tecido denso pode esconder alguns tumores neste tipo de exame. O tecido adiposo, ao contrário, apresenta-se na cor preta, em um fundo preto, tornando-se mais fácil visualizar um tumor que aparece na cor branca. Estudos demonstraram que a ultrassonografia e a ressonância magnética podem ajudar a encontrar alguns tipos de cânceres de mama que não podem ser detectados através da mamografia. Porém, estes outros exames de imagens podem resultar em mais biópsias desnecessárias, além de poderem possuir um custo mais elevado (SOCIETY, 2018e).

### Ultrassonografia

A ultrassonografia da mama é uma ferramenta de rastreamento econômica, amplamente disponível, não expõe o indivíduo à radiação, e é capaz de detectar tumores baseando-se no fenômeno de acústica. A Figura 3.7 ilustra o procedimento para este exame, onde um gel é

colocado sobre a pele da mama, e um transdutor é movido sobre a pele. O transdutor envia ondas sonoras e mede as ondas acústicas refletidas a partir da mama, que podem ser diferentes caso existam anomalias internas. Todos os sinais refletidos são processados, resultando numa imagem que pode ser mostrada na tela de um computador (WANG, 2017).



Figura 3.7: Exame de ultrassonografia da mama.

O ultrassom é útil para muitas análises, tais como (SOCIETY, 2018g):

- Identificar alterações mamárias em mulheres com tecido denso;
- Diferenciar cistos cheios de líquido e massas sólidas;
- Ajudar a guiar uma agulha de biópsia.

Devido as limitações conhecidas da mamografia, principalmente em mulheres com tecido mamário mais denso, a ultrassonografia é recomendada como um exame suplementar à mamografia para indivíduos com alto risco de câncer de mama, aumentando as taxas de detecção da doença em 0,37% (HOOLEY; SCOUTT; PHILPOTTS, 2013).

No entanto, a ultrassonografia mamária não é capaz de detectar muitos tipos de tumores devido ao fato de que as propriedades acústicas dos tecidos saudáveis e cancerosos serem muito similares. Além disso, o ultrassom requer médicos experientes e cuidadosos, o que afeta significativamente a sensibilidade e a especificidade dos resultados (WANG, 2017).

### **Ressonância magnética**

O exame de ressonância magnética (MRI) usa ondas de raios e fortes imãs para obter imagens detalhadas do interior do corpo. A MRI da mama (Fig. 3.8) é frequentemente realizada em mulheres que já foram diagnosticadas com câncer de mama, com o objetivo de medir o tamanho do câncer e procurar outros tumores na mama (SOCIETY, 2018f).

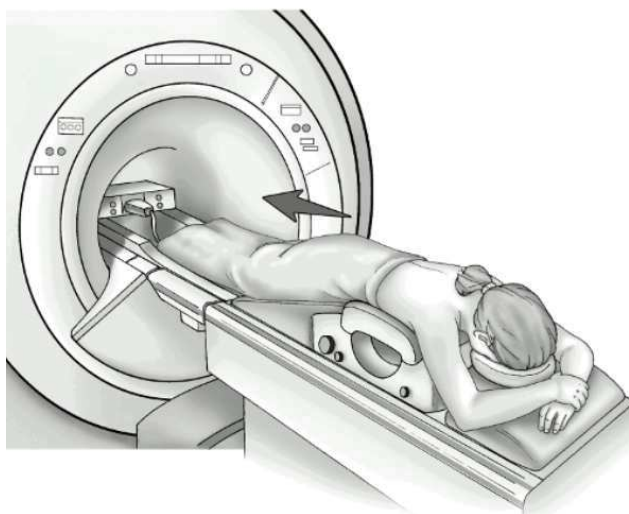


Figura 3.8: Exame de ressonância magnética da mama (SOCIETY, 2018f).

A MRI não é recomendada para a população em geral devido a alta taxa de resultados falso-positivo, alto custo, consumo de tempo, falta de número adequado de equipamentos nos hospitais e a necessidade de radiologistas experientes (WANG, 2017).

### 3.1.2.2 Exames de imagens mais recentes

Novos tipos de exames de imagens para auxiliar a detecção precoce do câncer de mama estão sendo desenvolvidos. Todos com o objetivo de melhorar os teste de imagens já existentes. Alguns destes já estão sendo usados pela comunidade médica, enquanto outros ainda estão sendo estudados (SOCIETY, 2018l).

Dentre estas inovações tecnológicas, a Sociedade Americana contra o Câncer destaca os seguintes exames: tomossíntese mamária, imagem óptica mamária, imagem molecular mamária, mamografia por emissão de pósitrons, impedância elétrica e a elastografia.

#### **Tomossíntese mamária digital**

A tomossíntese mamária digital (DBT), desenvolvida no início dos anos 2000, também conhecida como mamografia digital 3D, caracteriza-se pela obtenção de imagens à medida que uma máquina de raio-x gira sobre a mama. A DBT consegue melhorar o desempenho do diagnóstico em mulheres com tecido mamário denso, além de possibilitar a aquisição de múltiplas imagens tomográficas, criando uma “mamografia 3D” (HOOLEY; DURAND; PHILPOTTS, 2017). Apesar de possuir algumas vantagens em relação a mamografia convencional, a DBT também tem suas limitações, gerando muitos resultados falso-positivo e falso-negativo. Outras limitações estão relacionadas ao alto custo, disponibilidade do equipamento, duração prolongada do exame,



armazenamento de dados e necessidade de radiologistas com muita experiência (VILAVERDE *et al.*, 2017).

### Imagem óptica mamária

A Figura 3.9 apresenta a configuração do exame de imagem óptica que se caracteriza pela emissão de luz no infravermelho próximo (NIR - de 780 nm a 2500 nm) em diversas regiões da superfície da pele mamária. Esse sinal de luz se torna atenuado e defasado ao longo da absorção pelo tecido mamário. Em seguida, a técnica realiza a medição da luz que atravessa a mama, no lado oposto ao tecido. Este exame tem sido usado em várias aplicações médicas, inclusive na detecção de tumores mamários, pois o espectro de luz recebido pelo equipamento possui um sinal diferente quando atravessa certas anomalias no tecido. Porém, estudos ainda estão sendo desenvolvidos para combinar a imagem óptica com outros testes de imagem como a MRI e ultrassom (GODAVARTY *et al.*, 2015).

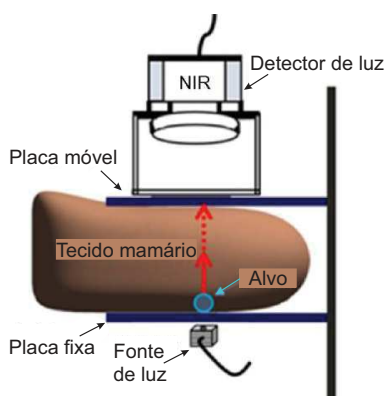


Figura 3.9: Configuração do exame mamário por imagem óptica (Adaptado de (GODAVARTY *et al.*, 2015)).

### Imagem molecular mamária

A imagem molecular mamária é o mais recente teste de imagem da medicina nuclear. Um produto químico radioativo é injetado no sangue e uma câmera especial é usado para observá-lo na mama em uma configuração mamográfica. Neste exame, espera-se que o tumor reaja diferente do tecido normal em relação a passagem da substância radioativa. A grande desvantagem deste exame está relacionado com a exposição do corpo a radiação (O'CONNOR; RHODES; HRUSKA, 2009).

### Mamografia por emissão de pósitrons

A mamografia por emissão de pósitrons (PEM) é um teste de imagem aprovado pela FDA e usado como complemento de diagnóstico para a mamografia e ultrassonografia da mama. A PEM caracteriza-se inicialmente anexando uma forma de açúcar a uma partícula radioativa que é injetada no sangue para detectar células cancerígenas. Como as células do câncer demonstram uma maior utilização da glicose, os raios gama podem ser detectados através de um par de detectores de radiação gama colocados acima e abaixo da mama. Assim como acontece com a imagem molecular mamária, o PEM expõe o corpo inteiro a radiação, por isso é improvável que seja um teste de triagem que poderia ser usado anualmente (GLASS; SHAH, 2013),(SOCIETY, 2018l).

### Imagem de impedância elétrica

A técnica por imagem de impedância elétrica baseia-se na característica dos tumores malignos possuírem menor impedância elétrica do que os tecidos normais circundantes. Assim, a impedância elétrica da mama poderia ser usada como indicador para a detecção do câncer de mama. O exame é realizado produzindo uma pequena corrente elétrica que atravessa a mama, e depois, usando pequenos eletrodos na pele, o sinal de impedância elétrica é adquirido em diversos pontos. Este teste poderia auxiliar na classificação de tumores encontrados em mamografias. Porém, não existem resultados suficientes para usar a técnica no rastreamento do câncer de mama (ZOU; GUO, 2003), (SOCIETY, 2018l).

### Elastografia

A elastografia baseia-se na ideia de que os cânceres de mama tendem a ser mais duros que os tecidos mamários circundantes. Neste exame, a mama é comprimida de forma sequencial e o ultrassom pode mostrar uma área suspeita. Portanto, a elastografia é uma ferramenta de caracterização, e não uma ferramenta de detecção do câncer de mama (BALLEYGUIER *et al.*, 2013),(SOCIETY, 2018l).

## 3.2 Termografia infravermelha

Após uma breve apresentação sobre os principais tipos de exames usados na triagem do câncer de mama, percebe-se que todas as técnicas são capazes de obter bons resultados, porém cada uma também possui suas limitações. Até mesmo a mamografia, que é o principal exame para o diagnóstico da doença, possui grandes limitações. Portanto, na busca em contribuir para este grande problema mundial de saúde, a técnica da termografia infravermelha tem sido

estudada como uma ferramenta em potencial para auxiliar na detecção precoce de tumores mamários.

A Termografia Infravermelha (IRT) é uma técnica não-destrutiva, não-invasiva, que não requer contato a qual permite o mapeamento de padrões térmicos, i.e., termogramas, na superfície de objetos, corpos e sistemas através do uso de um instrumento de imageamento infravermelho (IR) como por exemplo uma câmera IR (TRIMM, 2001). A IRT é basicamente dividida em duas abordagens: a passiva e a ativa. Na abordagem ativa, uma fonte de energia é necessária para gerar o contraste térmico dentro do objeto sendo inspecionado para que se possa diferenciar as características de interesse sendo avaliadas do restante da cena, como por exemplo avaliação de danos na construção civil. Já na abordagem passiva, as características de interesse sendo inspecionadas estão naturalmente em uma temperatura mais alta ou mais baixa que o restante da área sendo inspecionada, como por exemplo um sistema de vigilância IR ou em imagens médicas.

A Figura 3.10 apresenta um exemplo de uma imagem obtida através da termografia infravermelha (IRT) das mamas de uma mulher já diagnosticada com câncer na mama direita obtida por meio de IRT passiva. Na imagem, observa-se que a mama direita possui uma distribuição de temperatura mais elevada em relação a esquerda, onde os valores de temperatura máxima ( $T_{max}$ ), temperatura mínima ( $T_{min}$ ) e a variação de temperatura ( $\Delta T$ ) em cada lado da mama são mostradas na Fig. 3.11 (LELES, 2015).

A IRT da mama baseia-se no princípio de que ocorre uma variação da taxa metabólica e formação de novos vasos sanguíneos nas células cancerígenas, causando uma alteração nas temperaturas da área que envolve um câncer de mama. Esta alteração ocasionada pelo tumor pode ser transmitida até a superfície da pele da mama, onde a termografia pode detectar variações de temperaturas em razão do fenômeno de radiação térmica, isto é, a energia térmica emitida sob a forma de ondas eletromagnéticas a partir da superfície da pele até a lente de uma câmera infravermelha (ARORA *et al.*, 2008).

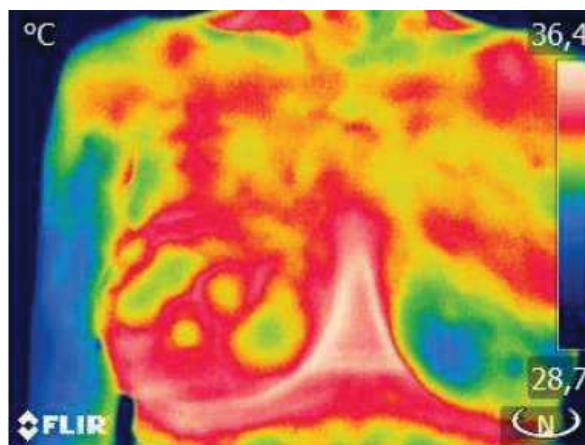


Figura 3.10: Imagem infravermelha de paciente com câncer (LELES, 2015).

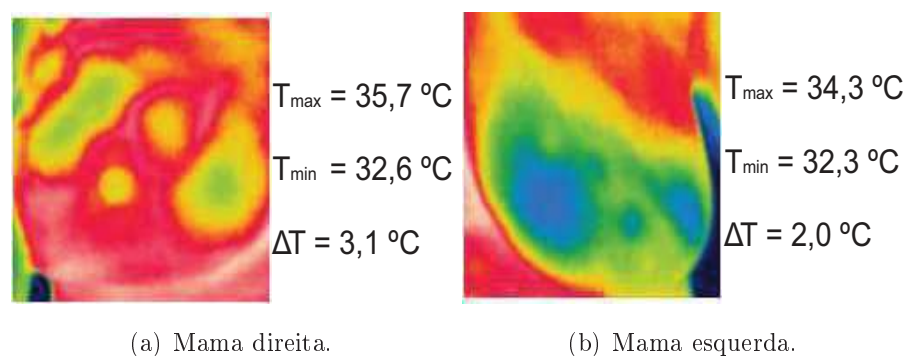


Figura 3.11: Segmentação das imagens infravermelhas (LELES, 2015).

### 3.2.1 Radiação térmica

A radiação térmica é um mecanismo de transferência de calor onde a energia é emitida pela matéria (sólido, líquido ou gás) sob a forma de ondas eletromagnéticas, podendo ocorrer em qualquer meio, mas com maior eficiência no vácuo. Todos os corpos com temperatura superior ao zero absoluto emitem radiação térmica, cujo espectro de onda eletromagnético varia de 0,1 a 100  $\mu m$ , onde são incluídos uma fração do espectro ultravioleta e a totalidade do visível e o infravermelho, como apresentado na Fig. 3.12 (BERGMAN; INCROPERA, 2011).

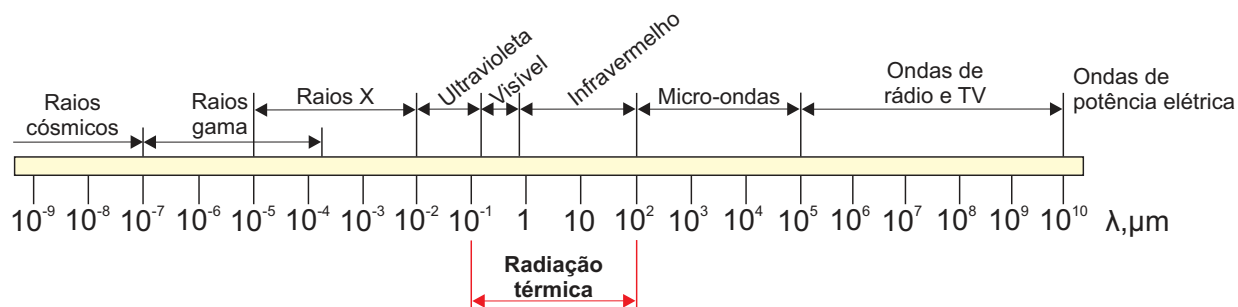


Figura 3.12: Espectro de ondas eletromagnéticas.

A radiação emitida pelos corpos na temperatura ambiente situa-se na região espectral do infravermelho, que se estende de 0,76 a 100  $\mu\text{m}$ . Os corpos emitem radiações visíveis (0,40 a 0,76  $\mu\text{m}$ ) a partir de 800 K. A radiação infravermelha (IR) é constantemente emitida, absorvida ou transmitida através do volume da matéria, ou seja, a radiação é um fenômeno volumétrico. Contudo, para sólidos opacos, como metais, madeira e pedras, a radiação é considerada um fenômeno de superfície (CENGEL, 2002).

Para quantificar apropriadamente a radiação térmica, deve-se tratar a sua dependência com o comprimento de onda (efeito espectral) e com a distribuição direcional (efeito direcional). As superfícies emitem e refletem radiações, assim, a radiação total que deixa uma superfície consiste na radiosidade,  $J$ , que trata-se da soma dos componentes do poder emissivo,  $e$ , com a parcela de irradiação refletida pela superfície, como mostrado na Fig. 3.13. O poder emissivo de uma superfície é a taxa na qual a radiação é emitida por unidade de área em todos os comprimentos de ondas e direções possíveis. A irradiação,  $G$ , é o fluxo de radiação incidente sobre a superfície em todas as direções possíveis (CENGEL, 2002).

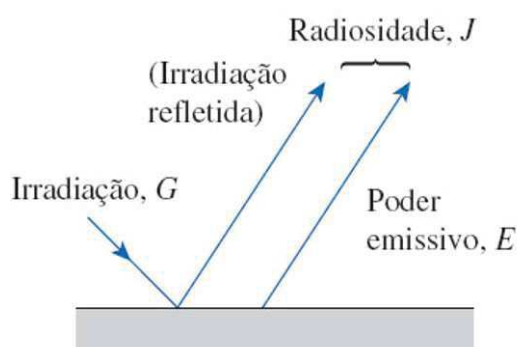


Figura 3.13: Tipos de fluxo de radiação: poder emissivo, irradiação e radiosidade.

Na prática, necessita-se determinar o poder emissivo, a irradiação ou a radiosidade de uma superfície real. Para isso é necessário introduzir o conceito de corpo negro. Um corpo negro é idealizado como um perfeito emissor e absorvedor de radiação térmica. Em determinada tem-

peratura e comprimento de onda, nenhuma superfície pode emitir mais energia do que o corpo negro. Um corpo negro absorve toda a radiação incidente, independente do seu comprimento de onda e de sua direção. Além disso, o corpo negro é considerado um emissor difuso, ou seja, a radiação emitida é independente da direção (CENGEL, 2002).

A intensidade total da energia de radiação térmica emitida por um corpo negro, em todas as direções e ao longo de todos os comprimentos de onda, pode ser conhecida a partir da lei de Stefan-Boltzmann que pode ser escrita como

$$E_{cn} = \sigma T^4 [W/m^2] \quad (3.1)$$

onde  $\sigma = 5,67 \cdot 10^{-8} W/(m^2 K^4)$  é a constante de Stefan-Boltzmann e  $T$  é a temperatura absoluta da superfície em  $K$ .

Assim, um corpo negro pode servir como uma referência para descrever as características de emissão e absorção de superfícies reais.

### 3.2.1.1 Propriedades radioativas

A maioria dos materiais são considerados opacos em relação a radiação térmica, isso significa que a radiação é emitida ou absorvida dentro dos primeiros microns da superfície. Mesmo materiais como vidro e água, que permitem a penetração de radiação visível, também são considerados praticamente opacos à radiação infravermelha. Porém, os materiais podem apresentar comportamentos diferentes em situações reais. Por isso, deve-se entender alguns fenômenos como a emissividade, absortividade, refletividade e transmissividade (CENGEL, 2002).

#### Emissividade

A emissividade ( $\varepsilon$ ) de uma superfície representa a razão entre a radiação emitida pela superfície em uma determinada temperatura e a radiação emitida por um corpo negro na mesma temperatura. A emissividade de uma superfície real não é constante (mesmo podendo ser considerada em vários casos), podendo variar com a temperatura da superfície, o comprimento de onda e a direção das radiações emitidas. O valor de  $\varepsilon$  varia entre 0 e 1, caracterizando o quanto uma superfície real se aproxima de um corpo negro. Assim, a energia total emissiva de uma superfície real pode ser obtida por

$$E = \varepsilon E_{cn} = \varepsilon \sigma T^4 [W/m^2] \quad (3.2)$$

### Absortividade, refletividade e transmissividade

Quando a radiação incide numa superfície, parte é absorvida e parte é refletida, sendo que a parte restante, se houver, é transmitida conforme mostrado na Fig. 3.14. Sabendo que a irradiação refere-se ao fluxo de radiação incidente sobre a superfície, a absortividade é definida como sendo a fração de irradiação absorvida pela superfície. A refletividade é a fração refletida pela superfície. A fração que representa a parcela da irradiação que consegue atravessar o corpo é a transmissividade. A determinação dessas propriedades é complicada, pois são propriedades direcionais e dependem do comprimento de onda (CENGEL, 2002), (BERGMAN; INCROPERA, 2011).

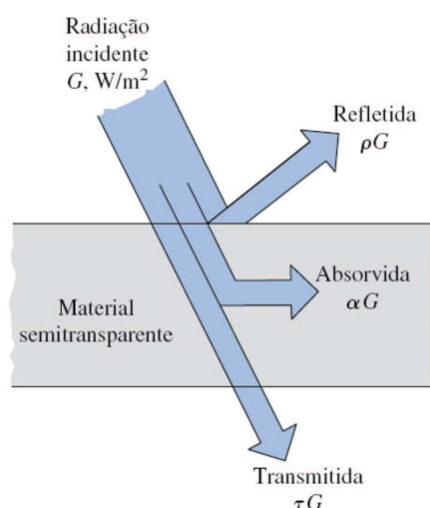


Figura 3.14: Absorção, reflexão e radiação incidente em um material semitransparente (CENGEL, 2002).

### Transferência de calor por radiação entre duas superfícies

A transferência de calor por radiação entre dois corpos depende das geometrias e orientações das superfícies, do meio, das propriedades radioativas e das temperaturas.

#### 3.2.2 Medição de temperatura usando a câmera infravermelha

A radiação infravermelha é não ionizante na porção invisível do espectro eletromagnético, ou seja, o olho humano não consegue ver esse tipo de radiação térmica. Assim, os dispositivos de medição infravermelho são necessários para adquirir e processar as informações de temperatura da superfície do corpo (VOLLMER; MÖLLMANN, 2011).

A câmera infravermelha detecta a radiação infravermelha emitida por um corpo e converte em um valor de temperatura. Porém, o total de radiação recebida pela câmera não é oriundo

integralmente da superfície alvo, necessitando da medição e subtração da radiação de outras fontes (objetos vizinhos ou a atmosfera) para obter uma temperatura precisa (USAMENTIAGA *et al.*, 2014).

A Figura 3.15 apresenta esquematicamente como ocorre o processo de obtenção das temperaturas da superfície de um corpo (objeto) usando a câmera infravermelha. A radiação infravermelha total recebida pela câmera possui três componentes: a emissão da superfície do objeto, a refletida pelo objeto e a atmosférica.

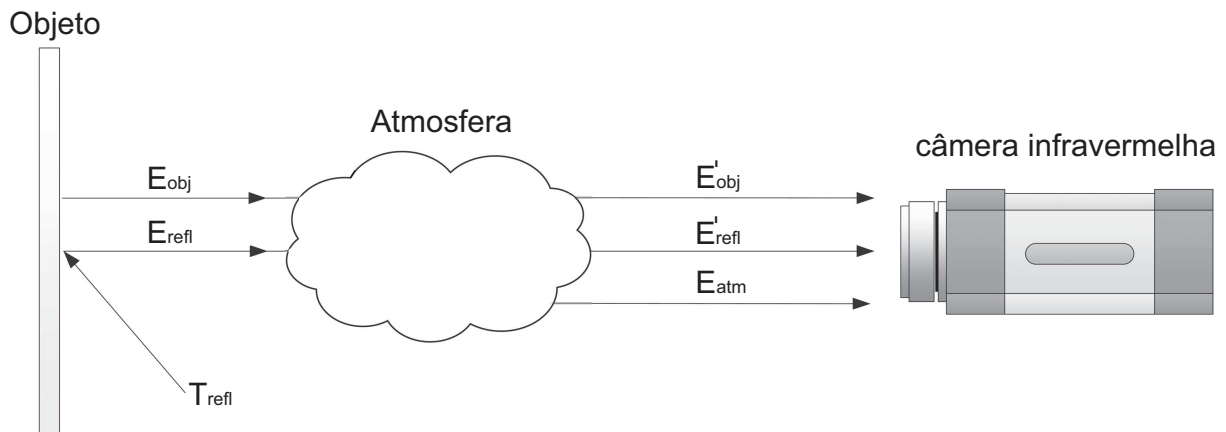


Figura 3.15: Radiação recebida pela câmera infravermelha (Adaptado de (USAMENTIAGA *et al.*, 2014)).

A primeira fonte é a energia radiante emitida pelo objeto ( $E_{obj}$ ). No entanto, em função da transmissividade da atmosfera ( $\tau_{atm}$ ), uma parte dessa radiação é absorvida pela atmosfera. Assim, a emissão do objeto detectada pela câmera pode ser dada por

$$E'_{obj} = \varepsilon_{obj} \cdot \tau_{atm} \cdot \sigma \cdot T_{obj}^4 \quad (3.3)$$

onde  $\varepsilon_{obj}$  é a emissividade do objeto e  $T_{obj}$  é a temperatura da superfície do objeto.

O segundo componente recebido pela câmera refere-se a radiação infravermelha refletida pela superfície do objeto ( $E_{refl}$ ), sendo que parte dessa energia também é absorvida pela atmosfera. Portanto, a emissão refletida pelo corpo é escrita como

$$E'_{refl} = \rho_{obj} \cdot \tau_{atm} \cdot \sigma \cdot T_{refl}^4 \quad (3.4)$$

onde  $T_{refl}$  é a temperatura refletida e  $\rho_{obj}$  é a refletividade da superfície do objeto que pode ser



dada por

$$\rho_{obj} = (1 - \varepsilon_{obj}) \quad (3.5)$$

Logo, a componente de emissão refletida medida pela câmera é dada por

$$E'_{refl} = (1 - \varepsilon_{obj}) \cdot \tau_{atm} \cdot \sigma \cdot T_{refl}^4 \quad (3.6)$$

O terceiro componente é a emissão de radiação infravermelha da atmosfera que pode ser expresso como sendo

$$E_{atm} = (1 - \tau_{atm}) \cdot \sigma \cdot T_{atm}^4 \quad (3.7)$$

onde  $T_{atm}$  é a temperatura atmosférica.

A energia radiante total ( $W_{tot}$ ) recebida pela câmera infravermelha é obtida pela soma dos três componentes medidos pelo equipamento

$$W_{tot} = E'_{obj} + E'_{refl} + E_{atm} \quad (3.8)$$

Substituindo as Eqs. 3.3, 3.6 e 3.7 na Eq. (3.8), e evidenciando a temperatura da superfície do objeto, obtém-se a equação muito usada por fabricantes de câmeras infravermelha para realizar medições de temperatura, dada por

$$T_{obj} = \sqrt[4]{\frac{W_{tot} - (1 - \varepsilon_{obj}) \cdot \tau_{atm} \cdot \sigma \cdot T_{refl}^4 - (1 - \tau_{atm}) \cdot \sigma \cdot T_{atm}^4}{\varepsilon_{obj} \cdot \tau_{atm} \cdot \sigma}} \quad (3.9)$$

Para resolver a Eq. (3.9) é necessário conhecer os seguintes parâmetros: a emissividade do objeto, a temperatura refletida, a transmissividade da atmosfera e a temperatura da atmosfera.

A transmissividade da atmosfera é normalmente estimada usando a umidade relativa e a distância entre a superfície do objeto e a câmera, geralmente próximo de 1 (um). Assim, no cálculo da propriedade conhecida como emitância ( $1 - \tau_{atm}$ ), obtém-se quase sempre um valor muito próximo de zero, tornando este parâmetro pouco influente na medição de temperatura (USAMENTIAGA *et al.*, 2014).

A temperatura atmosférica pode ser obtida usando um termômetro. No entanto, a emissividade da superfície do objeto e a sua temperatura refletida possuem muita influência na medição

de temperatura e devem ser medidas com muita precisão seguindo os métodos existentes na literatura (USAMENTIAGA *et al.*, 2014).

Como a IRT é sensível a variações no ambiente, os exames usando imagens térmicas devem ser realizados sob um protocolo adequado às condições térmicas do local. Os protocolos de aquisição na área médica podem ser classificados quanto ao comportamento do corpo em relação à transferência de calor, como estático ou dinâmico, e de acordo com a repetição, como simples, sequencial ou de acompanhamento. Na aquisição estática, o paciente está em equilíbrio térmico com o ambiente. No procedimento dinâmico, o corpo é submetido a um estresse térmico (aquecimento ou resfriamento) ou um estresse químico (vasodilatação ou vasoconstrição), e monitora-se a recuperação da temperatura durante o fenômeno transiente. Na aquisição simples, as imagens são obtidas em um instante de tempo. Na aquisição sequencial, uma série de imagens são coletadas sequencialmente durante um intervalo de tempo. E na aquisição de acompanhamento, as imagens são capturadas com uma diferença significativa de tempo, entre 3 a 6 meses, com o objetivo de monitorar o progresso de algum tratamento, doença ou para detecção precoce (BORCHARTT, 2013).

A sala onde são adquiridas as imagens térmicas deve ser mantida em condições controladas de umidade e temperatura (entre 18 a 23 °C), com variação térmica permitida de 1 °C durante o exame. Tal faixa de temperatura garante a manutenção do estado fisiológico do paciente, evitando a sensação de muito frio ou calor. Deve-se também evitar fontes de radiação térmica (como a luz solar ou iluminação artificial) e correntes de ar (AMALU *et al.*, 2006).

As imagens termográficas adquiridas neste trabalho foram do tipo estática e sequencial, e as temperaturas nos experimentos foram controladas dentro das limitações existentes.

## Capítulo 4

# Metodologia: Técnica inversa para localização de tumores usando termografia infravermelha

Como mencionado anteriormente, o principal objetivo deste trabalho é o desenvolvimento de uma técnica experimental que identifique a localização de um câncer na mama usando apenas informações de temperaturas na superfície da pele da mama obtidas por uma câmera infravermelha.

No entanto, a localização de uma fonte de geração de calor a partir da análise do fenômeno da biotransferência de calor no corpo humano, inclusive na mama, com ou sem tumor, depende da solução de um problema térmico. Se existe essa dependência, também existirá a dependência em relação as propriedades e parâmetros térmicos do problema. Porém, ainda existe uma grande dificuldade na obtenção destes valores, pois mudam dependendo do indivíduo, ou modificam-se para a mesma pessoa ao longo do tempo. (GAUTHERIE, 1980).

Uma alternativa para simplificar a estimativa de tumores é a definição de uma nova função que elimine a dependência das propriedades e parâmetros térmicos dos tecidos biológicos. Esta nova função é baseada nas correlações de temperaturas superficiais da mama, e trata-se da proposta desta tese.

### 4.1 Modelo bio-térmico da mama

Para facilitar o entendimento da técnica proposta, utiliza-se um modelo idealizado para a mama em coordenadas cartesianas, conforme apresentado na Fig. 4.1. Vale ressaltar que a ideia a ser apresentada também é aplicável em problemas com geometrias complexas, o qual será apresentado neste trabalho. O modelo esquemático tridimensional da mama em coordenadas

cartesianas é composto de uma região de tecido saudável e outra com um tumor esférico de localização arbitrária. As condições de contorno idealizadas são conservadas do modelo real da mama (Fig. 4.1a) onde pode-se dizer que toda a superfície externa da pele está exposta a convecção térmica do ambiente externo, já a superfície interna da mama (como apresenta a Fig. 4.1b) está sujeita à uma temperatura normalmente constante ( $T_c$ ) igual a temperatura interna do corpo.

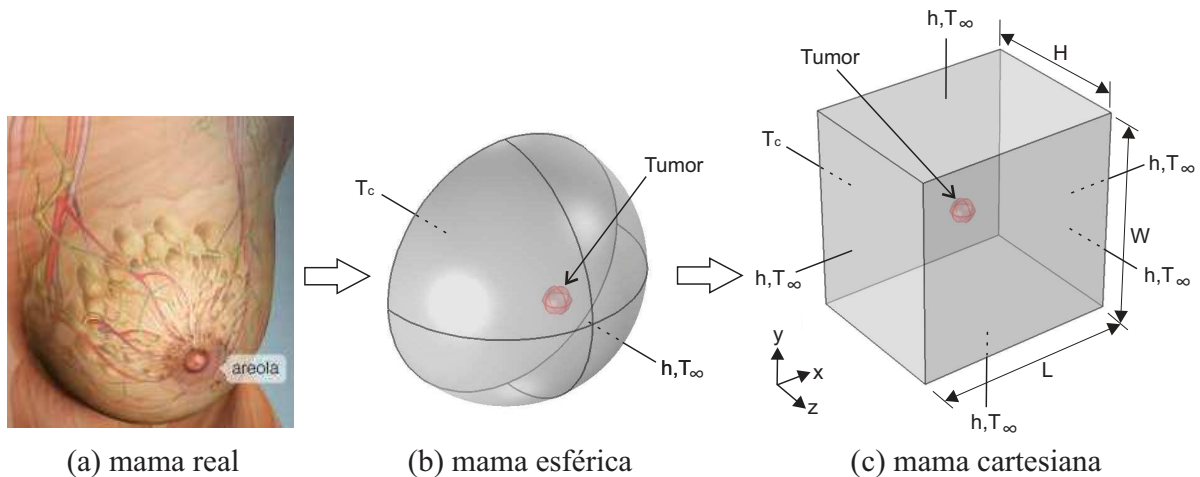


Figura 4.1: Simplificação da geometria real da mama para coordenadas cartesianas.

Considerando que usualmente os testes clínicos usando termografia infravermelha são realizados em condições de estado estacionário com base em protocolos médicos (RING; AMMER, 2000), (NG, 2009), (BRIOSCHI *et al.*, 2010), o comportamento térmico caracterizado pelo processo de transferência de calor para o problema bio-térmico idealizado pela Fig. 4.1c pode ser expresso pela equação de Pennes em regime estacionário e sem fonte de calor externa

$$k\nabla^2 T + w\rho_s c_s (T_a - T) + Q_m = 0 \quad (4.1)$$

onde  $k$  é a condutividade térmica do tecido. As propriedades  $w$ ,  $\rho_s$  e  $c_s$ , representam respectivamente, a perfusão, a massa específica e o calor específico do sangue. A geração de calor volumétrica metabólica do tecido é dado por  $Q_m$  e  $T$  é a temperatura do tecido. O domínio do tecido está sujeito as seguintes condições de contorno:

Na superfície interna da mama à temperatura prescrita

$$T(x, y, z = 0) = T_c \quad (4.2)$$

e em todas as outras superfícies do modelo cartesiano é considerado convecção térmica, com

coeficiente de convecção  $h$  e temperatura ambiente  $T_\infty$

$$-k \frac{\partial T}{\partial \eta} = h(T - T_\infty) \quad (4.3)$$

## 4.2 Idealização da técnica proposta

A ideia agora é que a localização do centro de uma fonte de calor metabólica tumoral seja estimada usando apenas as temperaturas de uma única superfície da pele da mama (superfície em  $z = H$  do modelo cartesiano já apresentado na Fig. 4.1c), independente de valores específicos das propriedades térmicas e parâmetros dos tecidos que compõem a mama.

A estimativa do centro do tumor será realizada considerando os seguintes pressupostos:

(i) A presença do tumor afeta somente as células cancerígenas, ou seja, as células saudáveis possuem o mesmo comportamento se estão numa mama saudável ou em uma mama que tenha presença de um tumor. Isso significa que as propriedades termofísicas das células saudáveis tem seus valores inalterados, independentemente de existirem células cancerígenas em sua vizinhança.

(ii) Embora as mamas com câncer tenham maior vascularização e, portanto, maior perfusão sanguínea, esse efeito também é restrito apenas às células do tumor. Nesse caso, uma maior perfusão sanguínea na região tumoral altera a troca de calor entre o tecido da região e o sangue circulante, resultando assim na alteração da intensidade da geração de calor emitida pelo tumor.

Ao considerar estas hipóteses, trata-se a partir de então a transferência de calor na mama em dois casos distintos: o primeiro é um problema saudável (onde a mama não possui câncer), e no segundo considera-se um paciente com câncer de mama. A Figura 4.2 apresenta o plano de corte  $x$ - $z$  em  $y = W/2$  da mama da Fig. 4.1c, para um caso saudável (Fig. 4.2a) e outro com câncer (Fig. 4.2b).

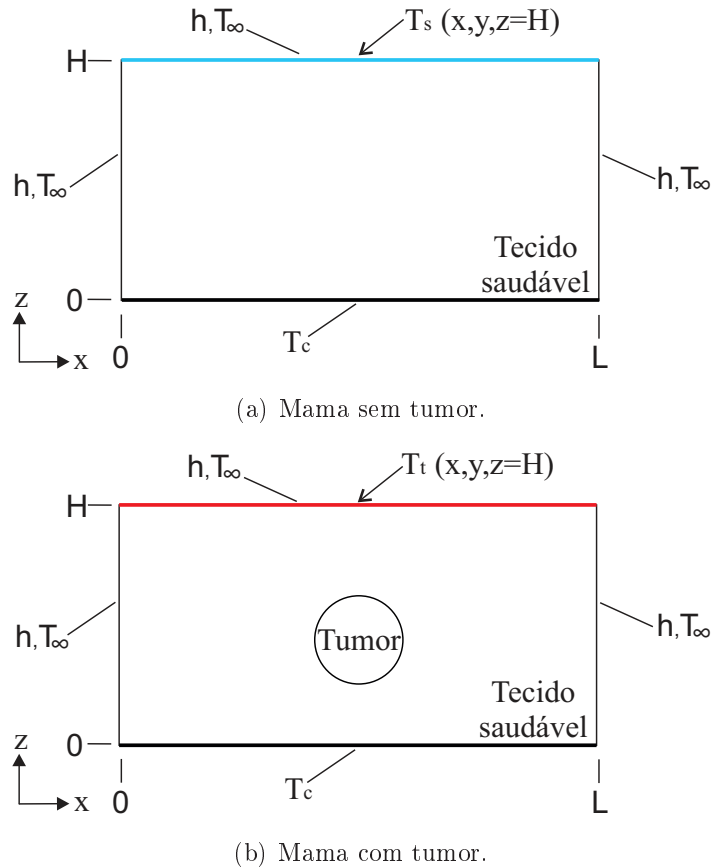


Figura 4.2: Vista de corte no plano  $x$ - $z$  em  $y = W/2$  da mama cartesiana da Fig. 4.1c.

Observa-se que na mama saudável da Fig. 4.2a não há presença de células cancerígenas e as temperaturas em regime estacionário na superfície em  $z = H$  podem ser dadas por  $T_s(x, y, z = H)$ . Para o caso da mesma mama, mas com tumor, apresentado na Fig. 4.2b, a geração de calor metabólica das células cancerígenas podem modificar a distribuição das temperaturas em todo o domínio da mama, inclusive na superfície em  $z = H$ , gerando um novo perfil de temperatura dado por  $T_t(x, y, z = H)$ .

Considerando-se que a composição tecidual nas duas mamas, com exceção da região onde surgiu o tumor, ficou inalterada. E que ambos os perfis de temperatura em  $z = H$  foram obtidos usando o mesmo protocolo médico. Pode-se afirmar que a diferença entre  $T_t(x, y, z = H)$  e  $T_s(x, y, z = H)$  dar-se-á exclusivamente em razão do surgimento do câncer de mama.

Assim sendo, define-se uma nova variável,  $\theta(x, y, z = H)$ , que é baseada na diferença entre as temperaturas com e sem tumor na superfície  $z = H$  da mama, e pode ser escrita como sendo

$$\theta(x, y, z = H) = T_t(x, y, z = H) - T_s(x, y, z = H) \quad (4.4)$$

Com o objetivo de não depender da intensidade da variação das temperaturas causada pela presença do tumor na mama, trabalha-se com uma variação de temperatura normalizada,  $\theta_n(x, y, z = H)$ , ou seja, dividi-se o perfil térmico  $\theta(x, y, z = H)$  pelo seu valor máximo de variação de temperatura  $\theta_{max}(x, y, z = H)$

$$\theta_n(x, y, z = H) = \frac{\theta(x, y, z = H)}{\theta_{max}(x, y, z = H)} \quad (4.5)$$

A variável  $\theta_n(x, y, z = H)$  será sempre um perfil de variação de temperatura normalizado na superfície da pele da mama obtido a partir das temperaturas simuladas/experimentais de uma mama depois e antes de contrair um câncer.

Percebe-se então que  $\theta_n(x, y, z = H)$  pode possuir informações térmicas que caracterizam um câncer, desde que a energia térmica emitida pelo tumor alcance a superfície da pele da mama. Além disso, pode-se admitir que a intensidade dos efeitos dos contornos do problema seja eliminada após a subtração e normalização das temperaturas  $T_t(x, y, z = H)$  e  $T_s(x, y, z = H)$ .

Portanto, busca-se realizar a correlação entre  $\theta_n(x, y, z = H)$  e a solução de um problema auxiliar para encontrar um possível câncer de mama. Entretanto, esta função de correlação a ser proposta, apenas identificará a localização do centro do tumor a partir de temperaturas superficiais.

O problema auxiliar a ser resolvido em regime estacionário exclusivamente pelo método dos elementos finitos usando o software comercial COMSOL<sup>®</sup>, baseia-se nas seguintes considerações (a serem provadas no próximo capítulo):

(i) A geometria original da mama deve ser usada, ou seja, se as temperaturas  $T_t(x, y, z = H)$  e  $T_s(x, y, z = H)$  foram obtidas na superfície de uma mama real, esta mesma geometria real deve ser usada na solução do problema auxiliar.

(ii) Deve-se conhecer as condições de contorno a qual a mama está sujeita. Porém, os valores de  $T_c$  e  $T_\infty$  podem ser considerados iguais a 0 °C (estes valores não possuem influência ao trabalhar-se com a variável  $\theta_n$ ). Já o valor do coeficiente de convecção térmica,  $h$ , deve ser conhecido e igual ao dos experimentos onde são adquiridas as temperaturas  $T_t$  e  $T_s$ . O valor de  $h$  é necessário, pois caracteriza a forma do perfil térmico na superfície da pele.

(iii) As propriedades térmicas do tecido tumoral não precisam ser conhecidas, isso porque tais valores apenas modificam a intensidade na qual o calor é transferido a partir da fonte tumoral, não alterando as correlações que serão realizadas usando temperaturas normalizadas. Sugere-se, assim, usar valores unitários no SI (iguais a 1) para todas as propriedades do tumor.

(iv) Necessita-se conhecer um valor aproximado da condutividade térmica do tecido saudável, pois a forma como a energia térmica emitida pelo tumor chega à superfície depende desta propriedade. Na verdade, precisa-se apenas saber que os tecidos biológicos são materiais de

baixa condutividade térmica, cujos valores são compreendidos entre 0,19 e 0,52  $W/(mK)$ , conforme a literatura (GAUTHERIE, 1980), (AGNELLI; BARREA; TURNER, 2011), (HOSSAIN; MOHAMMADI, 2016). Qualquer valor usado neste intervalo será satisfatório. O mesmo é válido para a perfusão sanguínea da mama, onde os valores mínimos e máximos encontrados na literatura estão compreendidos entre 0,00018 e 0,00052  $s^{-1}$ .

(v) A geração de calor volumétrica e o volume do tumor também não precisam ser conhecidos. Tais valores alteram apenas a intensidade da energia emitida pelo câncer. Sugere-se usar valores de 1  $W/m^3$  e 1  $mm^3$ , respectivamente, para a geração de calor volumétrica e o volume do tumor.

(vi) A geração de calor volumétrica da região saudável da mama teve o seu efeito anulado após a subtração das temperaturas  $T_t$  e  $T_s$ , logo, não é necessário o seu conhecimento e se pode considerá-la igual à zero.

Após todas as considerações, é possível obter um perfil de temperatura auxiliar na superfície da pele da mama,  $Y(x, y, z = H)$ , para cada suposta localização central do tumor. Ou seja, o centro de um tumor hipotético será inserido em diversas localizações ao longo do domínio da mama. Em seguida, cada perfil térmico auxiliar calculado na superfície da mama será correlacionado com a variação de temperatura normalizada  $\theta_n(x, y, z = H)$ .

A correlação entre os perfis de temperatura  $Y(x, y, z = H)$  e  $\theta_n(x, y, z = H)$  são obtidos usando o coeficiente de Pearson ( $r$ ), que mede o grau de relação linear entre dois conjuntos de dados. Trata-se de um índice adimensional que pode variar entre -1,0 e 1,0 e é dado por (GIBBONS; CHAKRABORTI, 2003)

$$r = \frac{\sum_{i=1}^n (Y_i - \bar{Y})(\theta_{n,i} - \bar{\theta}_n)}{\sqrt{\sum_{i=1}^n (Y_i - \bar{Y})^2 \sum_{i=1}^n (\theta_{n,i} - \bar{\theta}_n)^2}} \quad (4.6)$$

onde  $\bar{Y}$  e  $\bar{\theta}_n$  são as médias aritméticas de ambas as variáveis.

Se  $r = 1$  a correlação é considerada perfeita positiva entre as duas variáveis. Caso  $r = -1$ , a correlação é perfeita negativa entre as duas variáveis. E se  $r = 0$ , significa que as duas variáveis não dependem linearmente uma da outra, mas pode existir uma outra dependência que deve ser investigada.

O objetivo no cálculo das correlações de  $Y(x, y, z = H)$  e  $\theta_n(x, y, z = H)$  será encontrar o valor mais próximo de 1, ou seja, deseja-se encontrar o melhor perfil de temperatura auxiliar que se correlaciona com os dados originais, este perfil auxiliar ótimo indicará o centro do tumor na mama investigada.



## Capítulo 5

# Análise da influência das propriedades e parâmetros termofísicos nos perfis das temperaturas na superfície da pele da mama

Neste capítulo, discuti-se a influência das propriedades e parâmetros da mama nos perfis das temperaturas superficiais da pele. Com isso, pretende-se mostrar a razão pela qual a técnica proposta no capítulo anterior utiliza apenas variações de temperaturas normalizadas e independe de diversas características termofísicas do tecido biológico saudável (normal) e cancerígeno.

A Figura 5.1 apresenta a geometria hemisférica que representa um modelo simplificado da mama de raio igual a 50 mm. Usando o software comercial COMSOL<sup>®</sup>, calcula-se as temperaturas para o tecido biológico simulado usando a equação de Pennes em regime estacionário (Eq. (4.1)), sujeita as mesmas condições de contorno apresentadas no problema do capítulo anterior: temperatura prescrita,  $T_c = 37\text{ °C}$ , na superfície interna da mama e todas as outras superfícies externas estão expostas ao meio convectivo natural com  $h = 5\text{ W}/(m^2K)$  e temperatura ambiente,  $T_\infty = 25\text{ °C}$ . A temperatura arterial do sangue é admitida igual a  $37\text{ °C}$ . As propriedades termofísicas utilizadas inicialmente nas simulações são listadas na Tab. 5.1.

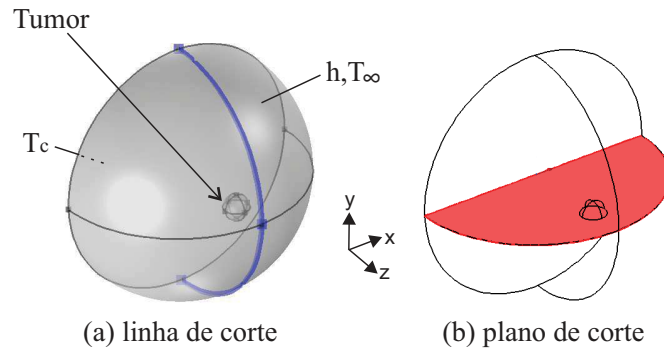


Figura 5.1: Modelo hemisférico simplificado da mama.

Tabela 5.1: Propriedades termofísicas dos tecidos biológicos (GAUTHERIE, 1980),(RIVOLTA *et al.*, 1999),(HOSSAIN; MOHAMMADI, 2016)

| Propriedades                        | Valor          | Tecido |
|-------------------------------------|----------------|--------|
| Condutividade térmica, $k$          | 0,36 $W/(mK)$  | Normal |
|                                     | 0,70 $W/(mK)$  | Tumor  |
| Perfusão sanguínea, $w$             | 0,00018 $1/s$  | Normal |
|                                     | 0,009 $1/s$    | Tumor  |
| Massa específica, $\rho$            | 920 $kg/m^3$   | Ambos  |
| Calor específico, $c$               | 3000 $J/(kgK)$ | Ambos  |
| Geração de calor volumétrica, $Q_m$ | 450 $W/m^3$    | Normal |
|                                     | 68000 $W/m^3$  | Tumor  |

Observa-se que a Fig. 5.1a apresenta em azul uma linha de corte que circunda a superfície externa da mama. Todas as temperaturas superficiais apresentadas neste capítulo foram obtidas a partir desta linha de corte. Na Fig. 5.1b, a criação de um plano de corte na mama com o objetivo de facilitar as parametrizações a serem impostas ao tumor na simulações é observada.

## 5.1 Estudo de convergência de malhas numéricas

Todas as simulações numéricas apresentadas neste trabalho foram realizadas no software comercial COMSOL, que se baseia na solução de problemas através do método dos elementos finitos. Para a obtenção dos resultados apresentados neste capítulo, um estudo de convergência de malhas numéricas foi previamente realizado com o objetivo de selecionar a malha mais

apropriada para as simulações. A Tabela 5.2 lista cinco opções de malhas e suas respectivas quantidades de elementos tetraédricos que foram selecionadas para a solução da Eq. (4.1) (o software COMSOL possui um módulo específico para solução de problemas de biotransferência de calor) usando o modelo hemisférico apresentado na Fig. 5.1 (sem tumor) com suas respectivas propriedades e parâmetros já mencionados anteriormente.

Tabela 5.2: Malhas numéricas analisadas no estudo de convergência.

| Malha numérica | Elementos tetraédricos |
|----------------|------------------------|
| 1              | 5711                   |
| 2              | 9892                   |
| 3              | 29260                  |
| 4              | 108037                 |
| 5              | 571692                 |

A Figura 5.2a apresenta os perfis das temperaturas na linha de corte (apresentada anteriormente na Fig. 5.1a) na superfície externa da mama usando as cinco malhas numéricas. Os resultados encontrados para os diferentes tipos de malhas foram semelhantes. A Figura 5.2b apresenta a diferença entre as malhas 1, 2, 3 e 4 em relação a malha 5 (considerada a melhor, porém com maior custo computacional). Nessa análise, percebe-se que a malha 4 não apresentou diferença em relação a malha 5, por esse motivo será a malha selecionada para as simulações neste capítulo.

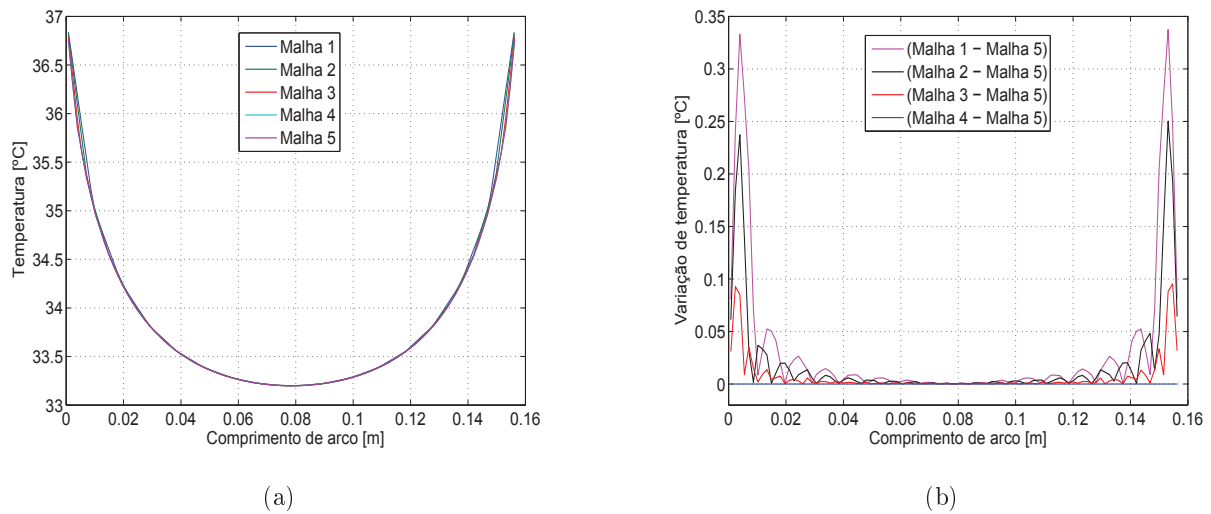


Figura 5.2: Estudo de convergência de malhas: (a) Temperaturas na linha de corte usando todas as malhas, (b) Diferença entre as malhas 1, 2, 3 e 4 em relação a malha 5.

Todas as outras simulações numéricas realizadas nos capítulos seguintes também foram previamente submetidas à uma análise de convergência de malhas.

## 5.2 Comportamento térmico de uma mama sem tumor

A Figura 5.3 apresenta o comportamento térmico da mama hemisférica simulada saudável (sem tumor) em regime estacionário. As temperaturas máximas são observadas nos pontos da superfície externa próximo a  $z = 0$ , onde a condição de contorno de temperatura prescrita exerce forte influência. À medida que se afasta da superfície interna, observa-se a diminuição das temperaturas em razão da troca de calor por convecção entre a pele e o ambiente externo.

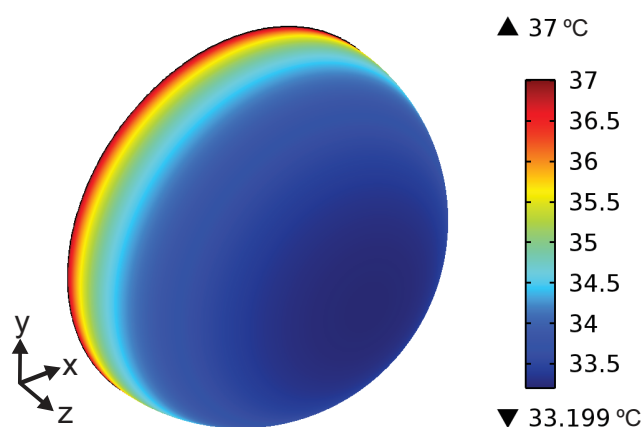


Figura 5.3: Distribuição de temperatura na mama hemisférica sem tumor.

A seguir analisa-se detalhadamente as alterações causadas nos perfis de temperatura superficial em razão da inclusão de diferentes tipos de tumores e condições para o tecido mamário.

## 5.3 Influência do tumor no perfil de temperatura superficial da mama

A maioria dos trabalhos encontrados na literatura realizam a estimativa de tumores mamários usando temperaturas superficiais simuladas e, em muitos casos, ainda dependem do conhecimento prévio de algumas propriedades ou parâmetros do câncer. Mas será que os perfis de temperaturas na superfície da pele da mama são realmente dependentes das características do tumor? Essa e outras perguntas serão respondidas a seguir.

### 5.3.1 Influência da profundidade do tumor

A Figura 5.4 apresenta quatro casos distintos de câncer de mama vistos no plano de corte criado na Fig. 5.1b. Um tumor de 10 mm de diâmetro é centralizado no plano de corte e seu centro encontra-se distante 40, 30, 20 e 10 mm do limite da superfície externa da mama, representados respectivamente pelos tumores 1 (Fig. 5.4a), 2 (Fig. 5.4b), 3 (Fig. 5.4c) e 4 (Fig. 5.4d).

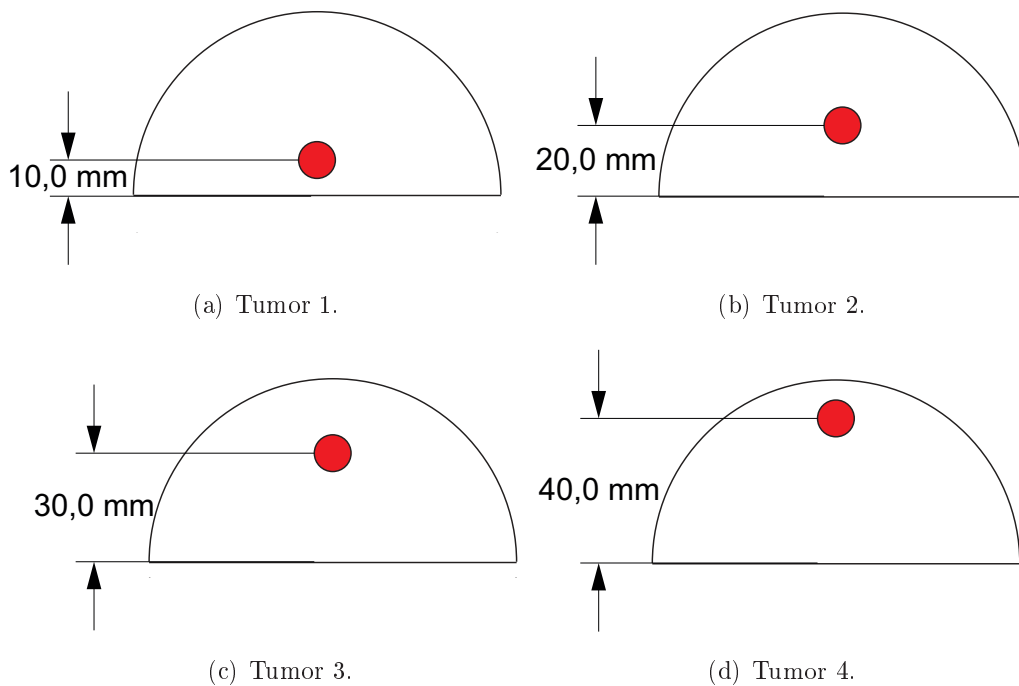


Figura 5.4: Variação da profundidade de um câncer de mama com 10 mm de diâmetro.

A Figura 5.5 apresenta as temperaturas superficiais na pele para as simulações numéricas da mama sem tumor e para os quatro casos de cânceres já ilustrados na Fig. 5.4. Observa-se que cada tumor possui um perfil térmico distinto. Onde os tumores 1 e 2, os mais distantes da pele, aumentam quase que insignificativamente as temperaturas na superfície quando comparados com a mama saudável, dificultando assim um possível diagnóstico através de imagens térmicas. Para o tumor 3, e principalmente o tumor 4, o aumento de temperatura em relação ao tecido sem tumor é mais significativo.

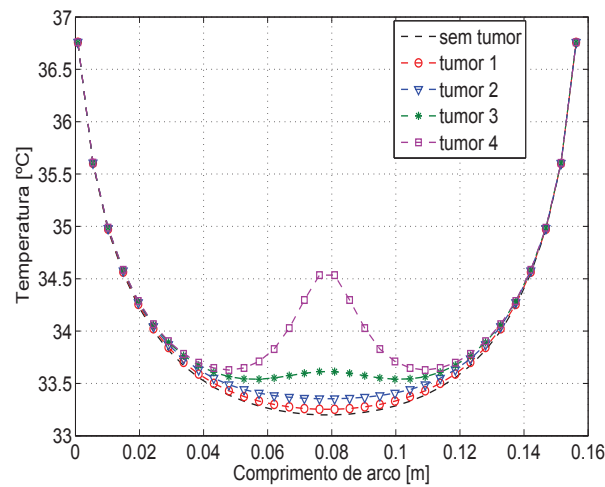


Figura 5.5: Temperaturas superficiais na pele da mama para diferentes profundidades de tumores.

Buscando analisar as variações de temperatura causada pelas diferentes profundidades de tumores de mesmo volume, a Fig. 5.6 apresenta a diferença entre as temperaturas superficiais de cada caso da Fig. 5.4 e o caso da mama sem tumor, ou seja,  $\theta$  (Eq. (4.4)). Neste gráfico, destacam-se as perturbações térmicas que cada tumor provoca numa mama saudável. O tumor 4, o mais próximo da pele, causa uma variação de temperatura superficial de aproximadamente 1,4 °C. Já o tumor 1, o mais distante da pele, aumenta em menos de 0,1 °C as temperaturas superficiais.

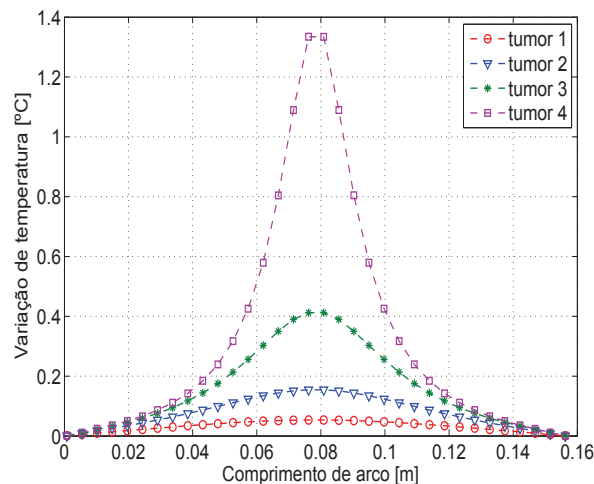


Figura 5.6: Variações de temperatura na superfície da pele da mama para diferentes profundidades de tumores.

A normalização das variações de temperatura também é realizada (obtenção de  $\theta_n$  a partir da

Eq. (4.5)), ou seja, cada variação térmica apresentada na Fig. 5.6 é dividida por seu respectivo valor máximo. O resultado deste cálculo é apresentado na Fig. 5.7, onde observa-se a forma como cada profundidade tumoral aumenta a temperatura na pele. O tumor 1, mais distante da pele, provoca uma mudança térmica na pele na forma gaussiana menos achatada. E o tumor 4 caracteriza-se por uma forma gaussiana mais achatada.

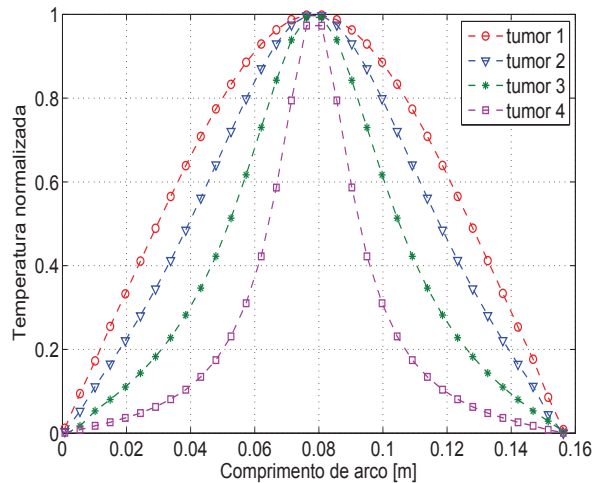


Figura 5.7: Temperaturas normalizadas na superfície da pele da mama para diferentes profundidades de tumores.

Portanto, percebe-se que as informações normalizadas de temperatura caracterizam a forma como cada tumor altera as temperaturas na superfície da pele. Analisando apenas a mudança de profundidade para tumores de mesmo volume, conclui-se que tumores com diferentes profundidades causam diferentes formas (ou perfis) de perturbação térmica na superfície. Como pretende-se usar apenas esses perfis de variações de temperatura normalizados para identificar a localização do tumor, o parâmetro de profundidade será uma incógnita no problema.

### 5.3.2 Influência do volume do tumor

A Figura 5.8 apresenta mais dois casos distintos de câncer de mama vistos no plano de corte criado na Fig. 5.1b. Para estas análises, o tumor 4 (Fig. 5.4d) com um diâmetro de 10 mm e centralizado à 10 mm da superfície da pele, teve o seu diâmetro alterado para 5 e 15 mm, representados respectivamente pelos tumores 5 (Fig. 5.8a) e 6 (Fig. 5.8b).

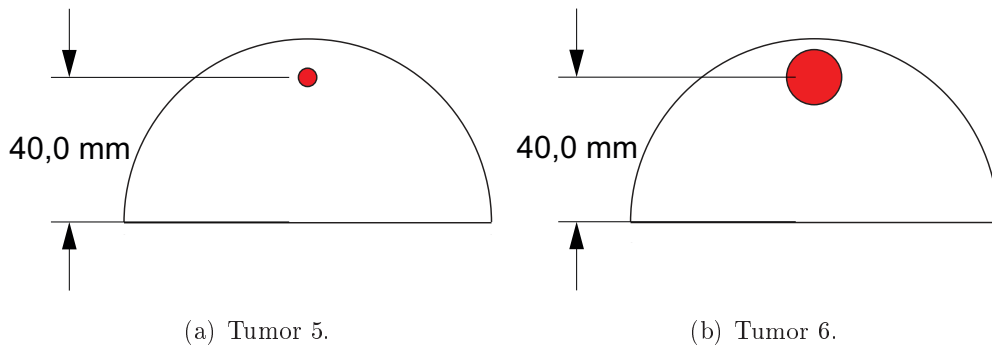


Figura 5.8: Variação do volume de um câncer de mama centralizado à 10 mm da superfície.

A Figura 5.9 apresenta as temperaturas superficiais na pele para as simulações numéricas da mama sem tumor e com os tumores 4, 5 e 6. Observa-se novamente que cada tumor eleva a temperatura na mama com intensidades diferentes, isso em razão dos diferentes volumes que resultam na mudança da energia térmica gerada pelo tumor. Quanto maior o tumor (caso do tumor 6), maior a quantidade de calor gerado, causando um aumento de temperatura acima dos demais tumores menores. Tumores pequenos, como o caso do tumor 5, possuem perfis térmicos semelhantes ao de um tecido saudável.

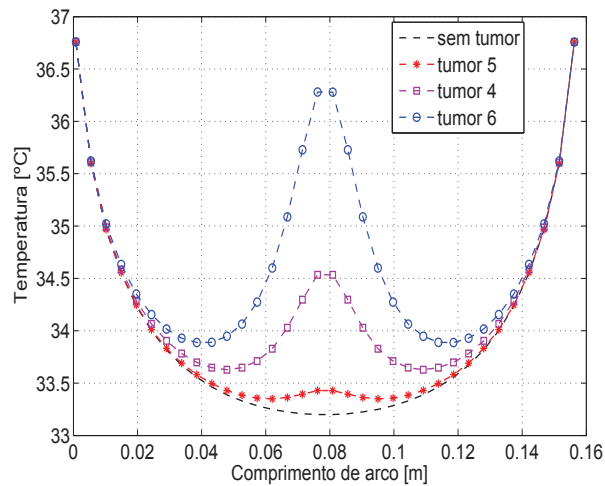


Figura 5.9: Temperaturas superficiais na pele da mama para diferentes volumes de tumores.

As variações de temperatura envolvendo os diferentes volumes de tumores são apresentadas na Figura 5.10. O tumor 6 causa um aumento na temperatura da pele acima de 3,0 °C. Já o tumor 5 aumenta o perfil térmico em apenas aproximadamente em 0,25 °C.



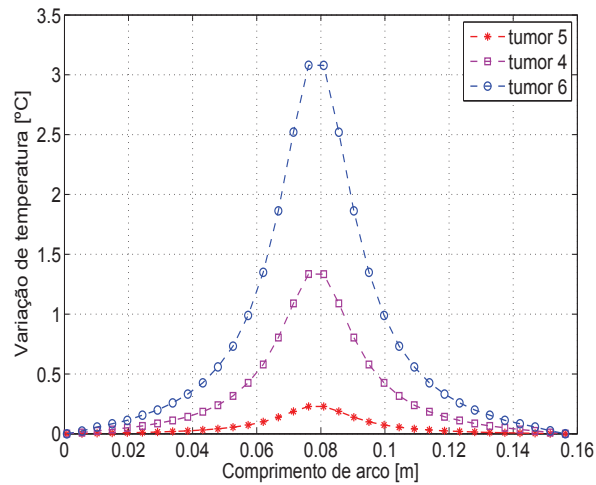


Figura 5.10: Variações de temperatura na superfície da pele da mama para diferentes volumes de tumores.

Porém, ao chegar na análise dos perfis normalizados de temperatura, conforme apresentado na Fig. 5.11, observa-se que ambos os tumores produzem exatamente o mesmo perfil. Pode-se afirmar que tal característica está relacionada ao fato de ambos os tumores estarem centralizados na mesma coordenada, ou seja, o perfil de temperatura normalizado provocado pelo surgimento de tumores independe do volume. Pois o volume do tumor apenas aumenta a intensidade do calor que alcança a superfície, e não a forma como a energia se propaga no tecido biológico.

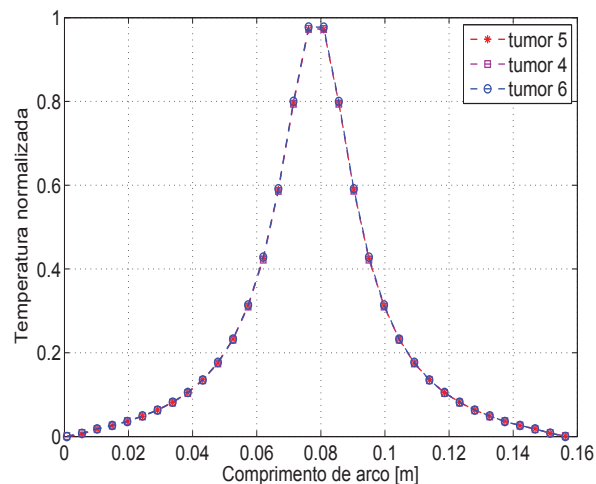


Figura 5.11: Temperaturas normalizadas na superfície da pele da mama para diferentes volumes de tumores.

Observa-se, portanto, que a estimativa da localização de um tumor pode ser realizada sem o conhecimento prévio do seu volume, pois tumores de volumes diferentes centralizados na mesma

coordenada produzem o mesmo efeito térmico normalizado na superfície da pele.

### 5.3.3 Influência do metabolismo tumoral

O próximo parâmetro do tumor a ser analisado é a intensidade da geração de calor volumétrica, ou seja, avaliar se o aumento do metabolismo tumoral causa variações nas temperaturas normalizadas. Para isso, apenas a geração de calor do tumor 4 (Fig. 5.4d) é alterada para valores extremos de 5000 e 150000  $W/m^3$ . A Figura 5.12 apresenta as temperaturas para as diferentes gerações metabólicas tumorais,  $Q_{m,t}$ , simuladas numericamente. Observa-se que quanto maior a intensidade do metabolismo tumoral, maior é a temperatura na superfície da pele da mama.

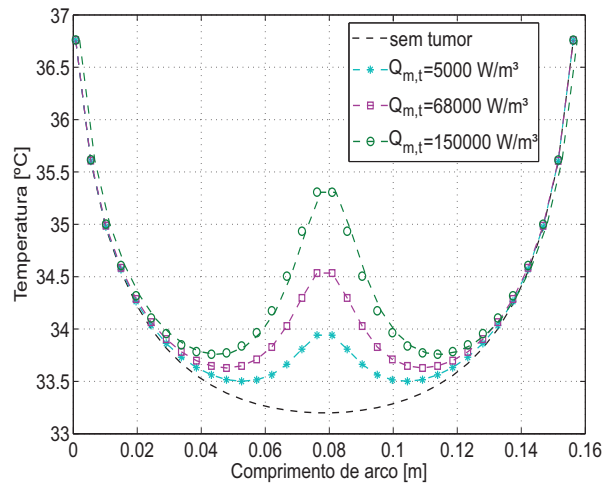


Figura 5.12: Temperaturas superficiais na pele da mama para diferentes valores de geração de calor metabólica do tumor 4.

As Figuras 5.13 e 5.14 apresentam, respectivamente, as variações das temperaturas e suas respectivas normalizações para as diferentes intensidades metabólicas. Assim como ocorre com o volume do tumor, o metabolismo do tumor também não altera o perfil de temperatura normalizado na superfície. Isso porque, a mudança na geração de calor também só modifica a intensidade do calor transportado até a pele, e não o perfil térmico.

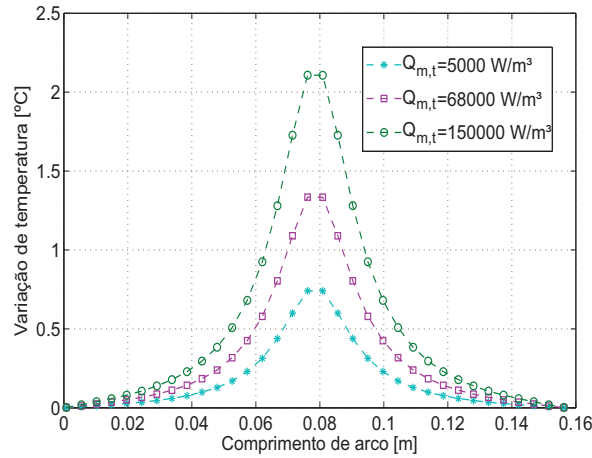


Figura 5.13: Variações de temperatura na superfície da pele da mama para diferentes valores de geração de calor metabólico do tumor 4.

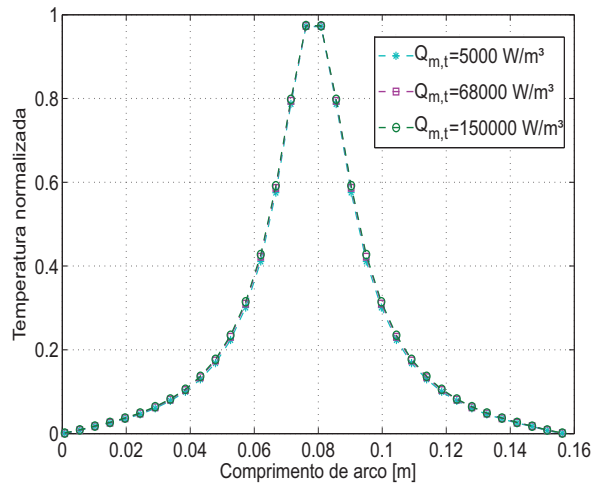


Figura 5.14: Temperaturas normalizadas na superfície da pele da mama para diferentes valores de geração de calor metabólico do tumor 4.

Logo, também não será necessário o conhecimento prévio da geração de calor do tumor para realizar a estimativa do câncer usando as temperaturas normalizadas na superfície da mama.

### 5.3.4 Influência da perfusão sanguínea do tumor

Sabe-se que a perfusão sanguínea no tecido cancerígeno é maior do que no tecido saudável em razão da maior vascularização existente na região. Para saber se esta propriedade modifica os perfis de temperatura normalizada na superfície da mama, apenas a perfusão sanguínea do

tumor 4 foi alterada para os valores extremos de  $0,001$  e  $0,030 \text{ s}^{-1}$ . A Figura 5.15 apresenta as temperaturas para os diferentes valores de perfusão sanguínea do tumor,  $w_{\text{tumor}}$ . Observa-se que o aumento da perfusão sanguínea também provoca o aumento da temperatura na pele, pois aumenta-se a troca de calor entre o sangue arterial e o tecido tumoral, resultando no aumento da temperatura na região próxima ao tumor que é percebido na superfície da pele.

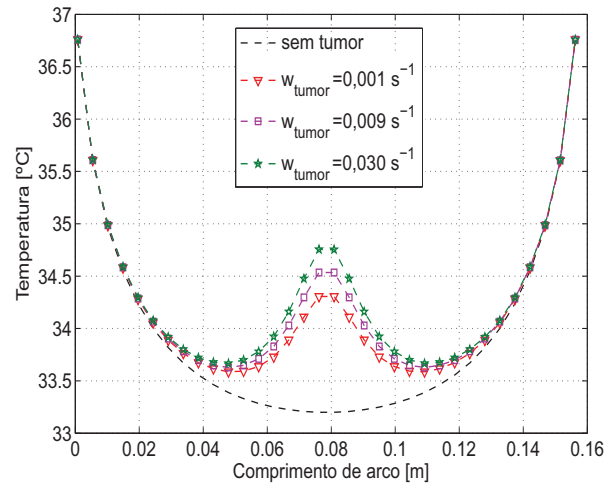


Figura 5.15: Temperaturas superficiais na pele da mama para diferentes valores de perfusão sanguínea do tumor 4.

As Figuras 5.16 e 5.17 apresentam, respectivamente, as variações de temperatura e suas respectivas normalizações para as diferentes perfusões sanguíneas tumorais consideradas. Nesta análise, também observa-se que a alteração na perfusão do sangue não modifica os perfis de temperatura normalizado. A justificativa para esse comportamento térmico também relaciona-se ao fato de que a perfusão sanguínea apenas altera a temperatura na região do tumor, portanto modificando somente a intensidade do calor gerado, e não influencia no perfil normalizado da temperatura superficial da pele.

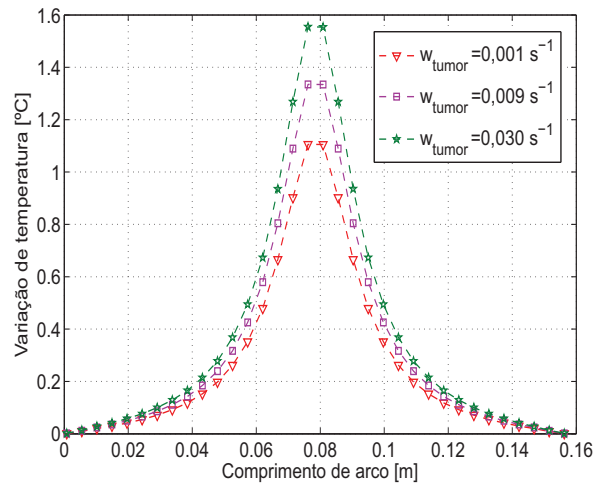


Figura 5.16: Variações de temperatura na superfície da pele da mama para diferentes valores de perfusão sanguínea do tumor 4.

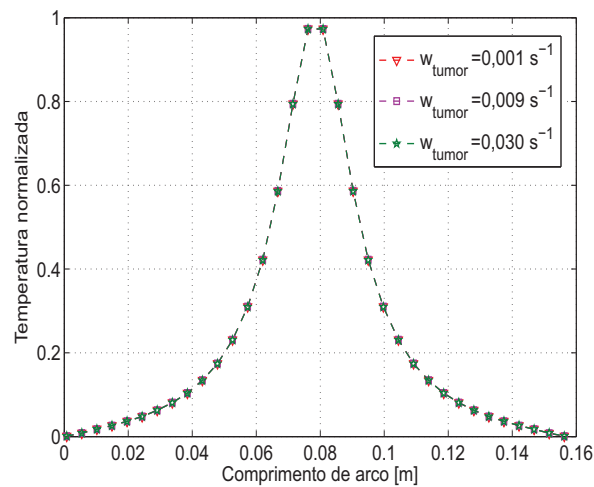


Figura 5.17: Temperaturas normalizadas na superfície da pele da mama para diferentes valores de perfusão sanguínea do tumor 4.

### 5.3.5 Influência da condutividade térmica do tumor

A condutividade térmica do tecido tumoral também é maior do que no tecido normal em razão da mudança na estrutura molecular das células. Para analisar a influência desta propriedade nos perfis de temperatura da mama, altera-se o valor da condutividade térmica do tumor 4 para 0,1 e 1,0  $W/(mK)$ . A Figura 5.18 apresenta as temperaturas para as diferentes condutividades térmicas simuladas para o tumor 4. Observa-se que a mudança desta propriedade altera discretamente as temperaturas superficiais na pele.

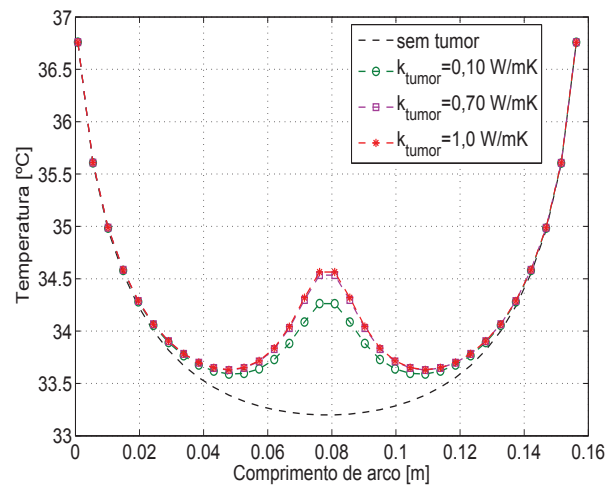


Figura 5.18: Temperaturas superficiais na pele da mama para diferentes valores de condutividade térmica do tumor 4.

As variações nas temperaturas superficiais e suas respectivas normalizações são apresentadas, respectivamente, pelas Figs. 5.19 e 5.20. Novamente os perfis normalizados não foram alterados, ou seja, a condutividade térmica do tumor não é uma característica termofísica que modifica os perfis térmicos de interesse para a estimativa da localização do câncer.

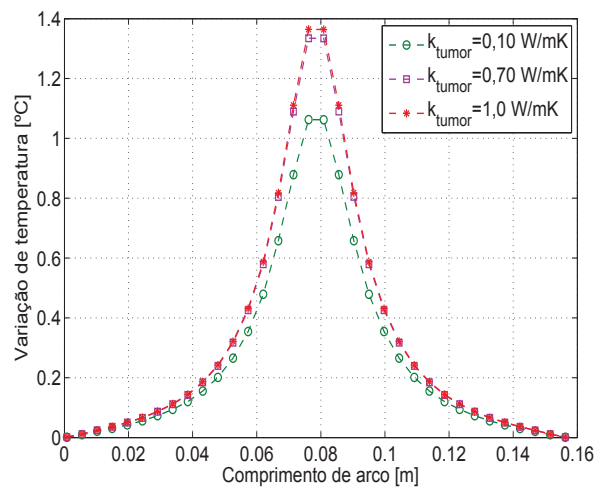


Figura 5.19: Variações de temperatura na superfície da pele da mama para diferentes valores de condutividade térmica do tumor 4.

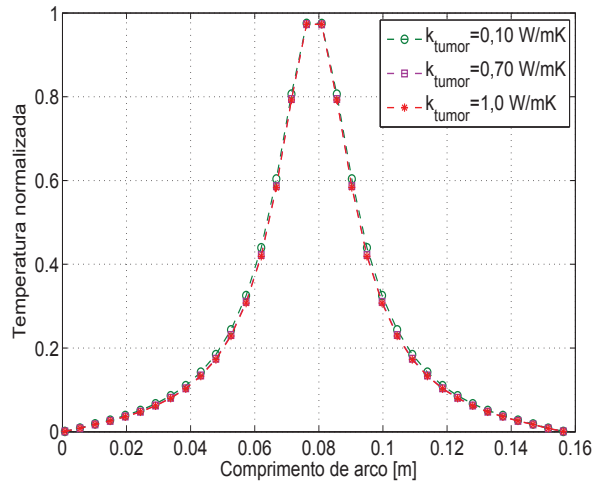


Figura 5.20: Temperaturas normalizadas na superfície da pele da mama para diferentes valores de condutividade térmica do tumor 4.

Após analisar a influência destas propriedades e parâmetros característicos de um tumor, pode-se afirmar que apenas a profundidade do centro do tumor é responsável pela alteração dos perfis de temperatura normalizado na superfície da pele da mama. Assim, para a estimativa da localização do tumor em casos experimentais ou simulados, não será necessário ter nenhuma informação prévia do tumor.

## 5.4 Influência do tecido saudável no perfil de temperatura superficial da mama

O problema da transferência de calor na mama com câncer também depende das propriedades e parâmetros na região que compreende o tecido saudável. Para a técnica proposta, o conhecimento da geometria da mama e das condições de contorno (sem os valores de  $T_c$  e  $T_\infty$ ) é necessário. Porém, assim como analisado para o tecido tumoral, será verificada a dependência das temperaturas normalizadas superficiais da mama em relação a perfusão sanguínea e a condutividade térmica do tecido normal, como também a influência do coeficiente convectivo do ambiente externo.

Para analisar a influência das propriedades do tecido saudável na temperaturas normalizadas é necessário obter o comportamento térmico na mama com e sem tumor com as mesmas características. Ou seja, verificar se alterando as propriedades de interesse haverá mudanças nas temperaturas superficiais.

### 5.4.1 Influência da perfusão sanguínea do tecido saudável

A Figura 5.21 apresenta as temperaturas na superfície de três mamas sem tumor considerando diferentes perfusões sanguíneas para o tecido normal ( $w_{normal}$ ), cujos valores são 0,00018 (já simulado anteriormente), 0,00022 e 0,00052  $s^{-1}$ . Estes valores foram escolhidos mediante a pesquisa na literatura e engloba os valores mínimo e máximo encontrados. Observa-se que quanto maior a perfusão, maior a temperatura. Assim como acontece dentro do tumor, o aumento da perfusão sanguínea normal acelera a troca térmica entre o tecido saudável e o sangue, elevando a temperatura local do tecido, resultando também no acréscimo de temperatura na superfície.

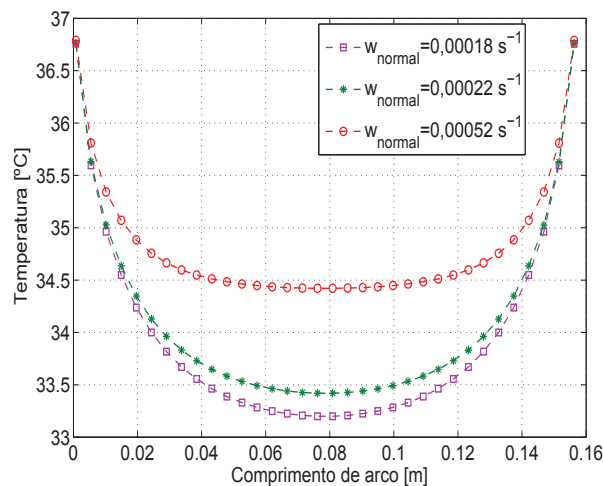


Figura 5.21: Temperaturas superficiais na pele da mama sem tumor considerando três diferentes perfusões sanguíneas para o tecido normal.

Um tumor de diâmetro de 10 mm, centralizado à 10 mm da superfície da pele e de propriedades termofísicas iguais a da Tab. 5.1 (igual ao tumor da Fig. 5.1d) foi inserido em cada uma das mamas simuladas com diferentes valores de  $w_{normal}$ . A Figura 5.22 apresenta estas temperaturas na superfície da mama, onde observa-se aparentemente um maior aumento de temperatura para as mamas com menores perfusões.



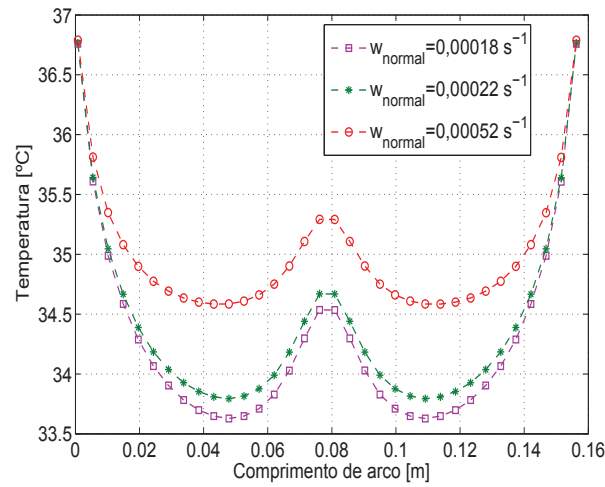


Figura 5.22: Temperaturas superficiais na pele da mama com tumor considerando três diferentes perfusões sanguíneas para o tecido normal.

A Figura 5.23 mostra que as maiores variações de temperatura na superfície da pele ocorre em mamas com menores perfusões sanguíneas. Pode-se dizer que isso acontece devido a uma maior variação da temperatura existente entre o sangue arterial e o tecido saudável (de baixa perfusão) aquecido pelo tumor, fazendo com que ocorra uma maior troca de calor, aquecendo mais o tecido normal e consequentemente aumentando mais a temperatura superficial.

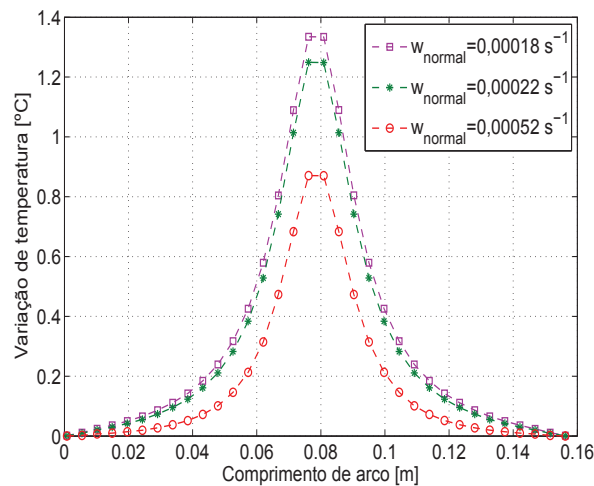


Figura 5.23: Variações de temperatura na superfície da pele da mama considerando três diferentes perfusões sanguíneas para o tecido normal.

Obtendo as temperaturas normalizadas apresentadas na Fig. 5.24, verifica-se que estes perfis térmicos não são exatamente iguais. Ou seja, a forma como o tumor altera o campo térmico na superfície da pele é modificada conforme a perfusão sanguínea é variada. Dessa forma,

necessita-se conhecer a perfusão sanguínea do tecido saudável da mama para usar as temperaturas normalizadas na estimativa de um tumor, ou pelo menos possuir valores aproximados. Vale ressaltar que será ainda realizado neste trabalho, uma análise do erro nas estimativas da localização de um câncer em função do não conhecimento exato da perfusão sanguínea normal.

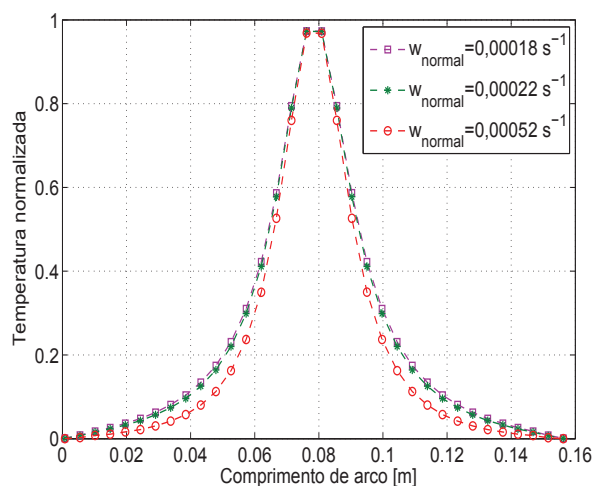


Figura 5.24: Temperaturas normalizadas na superfície da pele da mama considerando três diferentes perfusões sanguíneas para o tecido normal.

#### 5.4.2 Influência da condutividade térmica do tecido saudável

A influência da condutividade térmica da região sem tumor da mama também é investigada. A Figura 5.25 apresenta as temperaturas superficiais para três mamas sem tumor considerando valores diferentes de condutividade térmica para o tecido saudável ( $k_{normal}$ ), cujos valores são 0,19, 0,36 (já simulado anteriormente) e 0,52. Tais valores escolhidos incluem os limites inferior e superior para os tecidos mamários saudáveis encontrados na literatura. As temperaturas simuladas mostram que quanto maior a condutividade térmica do tecido, maior é a temperatura na superfície da pele, isso porque aumenta-se a condução de calor desde a parte mais interna da mama (região de maior temperatura) até a superfície exposta ao meio convectivo natural (região de menor temperatura).

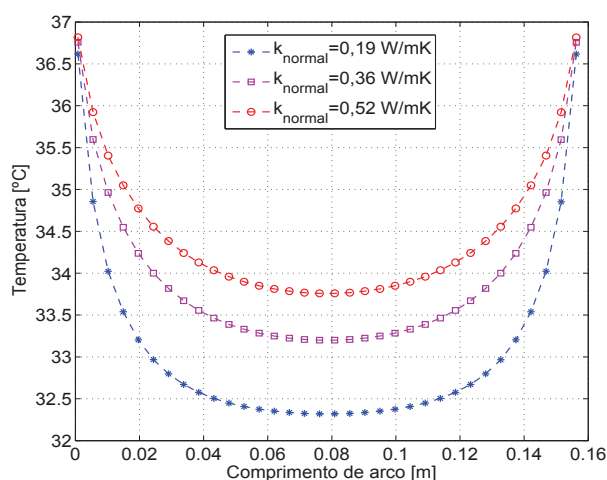


Figura 5.25: Temperaturas superficiais na pele da mama sem tumor considerando três diferentes condutividades térmicas para o tecido normal.

Inserindo o mesmo tumor do caso anteriormente investigado, agora nas três mamas de diferentes condutividades térmicas saudáveis, obtém-se as temperaturas superficiais que são apresentadas na Fig. 5.26. Assim como ocorreu quando alterou-se as perfusões sanguíneas normais, quanto maior o valor de  $k_{normal}$ , menor o aumento de temperatura provocado pela presença do mesmo tumor, como é melhor observado na Fig. 5.27 que apresenta apenas as variações de temperatura. Neste caso, pode-se dizer que quando o tecido saudável possui mais características de um “bom condutor”, facilita o transporte de calor até a superfície da pele e, em seguida, esse calor é dissipado mais rapidamente para o ambiente externo. Diferentemente do que acontece quando o tecido tem características mais de um “isolante térmico”, onde dificulta o transporte de calor para o ambiente externo, acumulando mais energia térmica oriunda do tumor na superfície da pele.

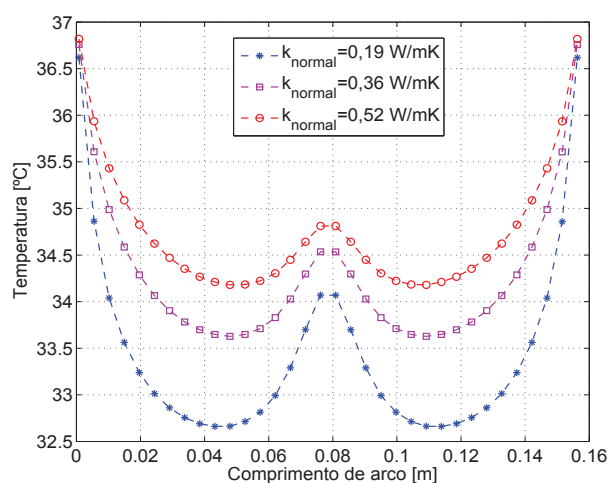


Figura 5.26: Temperaturas superficiais na pele da mama com tumor considerando três diferentes condutividades térmicas para o tecido normal.

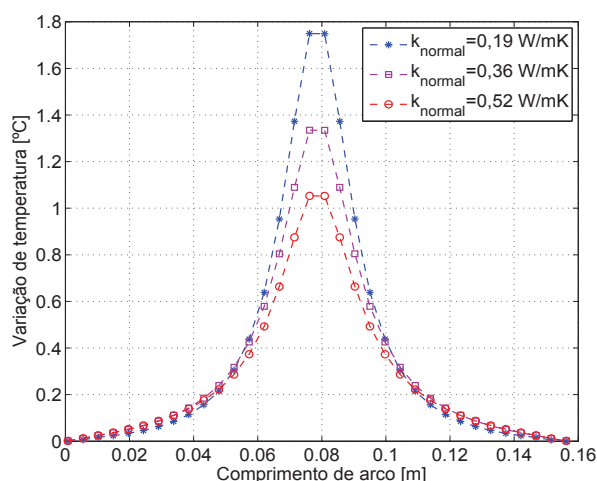


Figura 5.27: Variações de temperatura na superfície da pele da mama considerando três diferentes condutividades térmicas para o tecido normal.

A Figura 5.28 apresenta as temperaturas normalizadas para os casos simulados considerando diferentes valores de  $k_{normal}$ . Observa-se que existe uma certa influência desta propriedade no formato do perfil térmico normalizado na superfície da pele. Sendo assim, é necessário ter o conhecimento prévio de um valor aproximado dessa propriedade térmica para utilizar as temperaturas normalizadas na estimativa da localização de tumores por meio de correlações. Observa-se também, que a influência da propriedade é pequena próximo do ponto de maior variação de temperatura. Ainda neste trabalho serão analisados os erros relacionados ao desconhecimento exato da condutividade térmica normal na detecção do câncer.

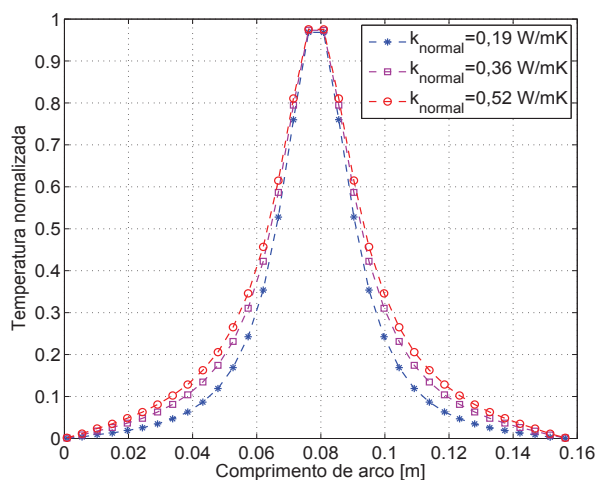


Figura 5.28: Temperaturas normalizadas na superfície da pele da mama considerando três diferentes condutividades térmicas para o tecido normal.

### 5.4.3 Influência do coeficiente de convecção térmica

Por último, analisa-se a influência do coeficiente de convecção térmica nos perfis de temperatura superficial da mama. A Figura 5.29 apresenta as temperaturas superficiais da mesma mama quando exposta a três diferentes ambientes externos, com  $h = 2,0, 5,0$  (já simulado anteriormente) e  $10,0 \text{ W}/(\text{m}^2\text{K})$ . Onde estes coeficientes convectivos caracterizam situações distintas de convecção num consultório médico. As temperaturas simuladas mostram que o aumento do coeficiente de convecção diminui o campo térmico superficial da mama, como já era esperado.

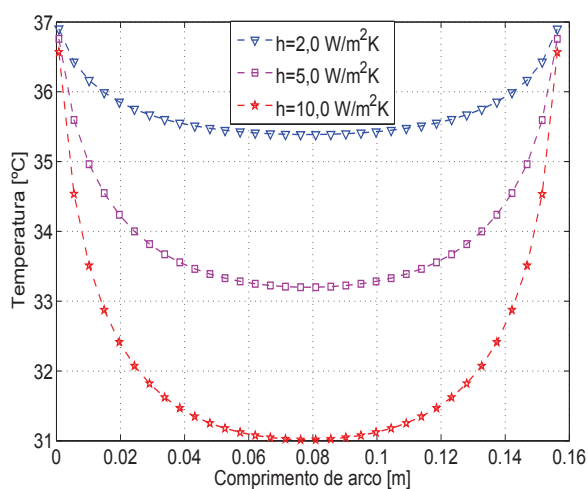


Figura 5.29: Temperaturas superficiais na pele da mama sem tumor considerando três diferentes coeficientes convectivos.

Novamente, o tumor dos últimos dois casos estudados foi inserido na mama e as temperaturas superficiais foram simuladas considerando as três condições do ambiente convectivo, como apresentado na Figura 5.30. Observa-se que o aumento de temperatura causado pela presença do tumor é mais acentuado quando a mama está exposta ao ambiente mais convectivo, como melhor apresentado na Fig. 5.31.

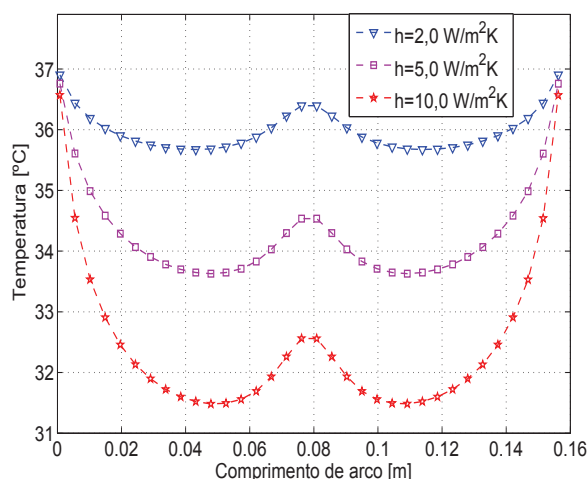


Figura 5.30: Temperaturas superficiais na pele da mama com tumor considerando três diferentes coeficientes convectivos.

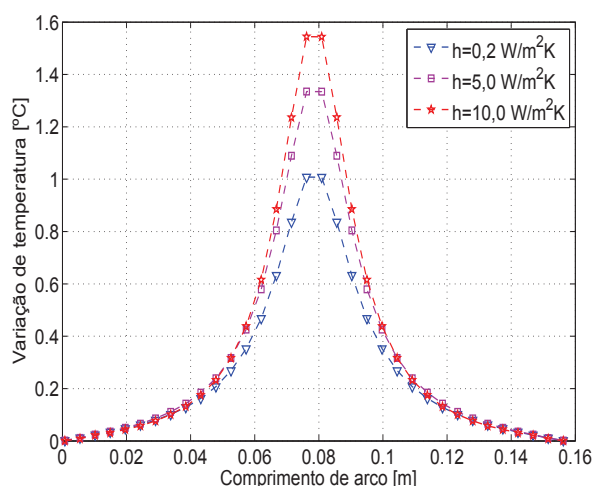


Figura 5.31: Variações de temperatura na superfície da pele da mama considerando três diferentes coeficientes convectivos.

Quando as temperaturas são normalizadas, observa-se na Fig. 5.32 que parcialmente, os três comportamentos térmicos são iguais. Ou seja, poderia-se utilizar apenas essa parte do perfil nas estimativas do câncer, ou então analisar qual erro está relacionado com essas pequenas

diferenças entre os perfis térmicos normalizados na localização do tumor.

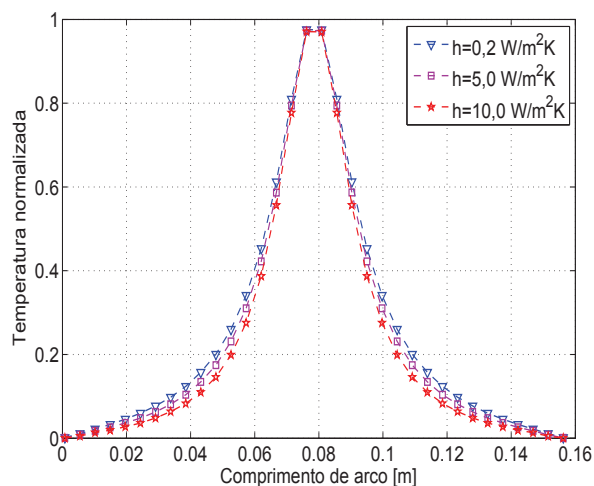


Figura 5.32: Temperaturas normalizadas na superfície da pele da mama considerando três diferentes coeficientes convectivos.

Tabela 5.3: Resumo sobre a influência das propriedades e parâmetros nos perfis de temperaturas normalizados.

| Tecido   | Parâmetros/Propriedades   | Tem influência? |
|----------|---------------------------|-----------------|
| Tumor    | Profundidade              | Sim             |
|          | Volume                    | Não             |
|          | Metabolismo               | Não             |
|          | Perfusão sanguínea        | Não             |
|          | Condutividade térmica     | Não             |
| Saudável | Perfusão sanguínea        | Parcialmente    |
|          | Condutividade térmica     | Parcialmente    |
| -        | Coefficiente de convecção | Parcialmente    |

## Capítulo 6

# Estimativa da localização de tumores usando imagens termográficas simuladas

Constatou-se no Cap. 5 que de todas as propriedades e parâmetros do problema bio-térmico, a profundidade do tumor é o principal fator que altera os perfis de temperatura normalizados na superfície da pele da mama. A perfusão sanguínea e a condutividade térmica da região saudável também causam uma pequena mudança nos perfis térmicos normalizados.

Neste capítulo, a técnica proposta é submetida a diferentes testes, cujo objetivo é estimar a localização de tumores usando apenas temperaturas provenientes de termografias simuladas da mama. Faz-se também uma análise sobre a necessidade de se conhecer previamente as propriedades termofísicas do tecido saudável.

A Figura 6.1 apresenta o modelo hemisférico que representa a mama de raio igual a 50 mm, que é simulada no COMSOL com e sem o tumor esférico observado na mesma figura. As condições de contorno do modelo são as mesmas já usadas neste trabalho, ou seja, temperatura prescrita,  $T_c$ , na superfície interna ( $z = 0$ ) da mama e convecção térmica na superfície externa exposta ao ambiente. A malha numérica utilizada é composta por 108037 elementos tetraédricos.



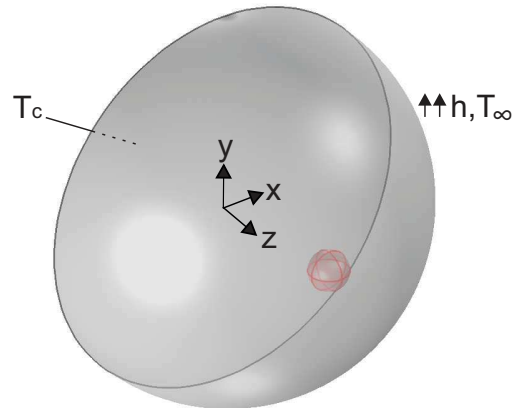


Figura 6.1: Modelo hemisférico da mama simulado no COMSOL.

## 6.1 Mama sem tumor

Para a estimativa de um câncer através da técnica proposta, deve-se inicialmente, obter as temperaturas superficiais na pele da mama sem tumor. Para isso, uma mama saudável é simulada usando as propriedades termofísicas já listadas na Tab. 5.1, onde considerou-se  $T_c = T_a = 37\text{ °C}$ ,  $T_\infty = 25\text{ °C}$  e  $h = 5\text{ W/(m}^2\text{K)}$ . A termografia infravermelha simulada da superfície da pele da mama sem tumor é apresentada na Fig. 6.2. Observa-se uma distribuição de temperatura uniforme ao longo da superfície, desde o contorno interno da mama de  $37\text{ °C}$  até o ponto superficial central de  $33,20\text{ °C}$ .

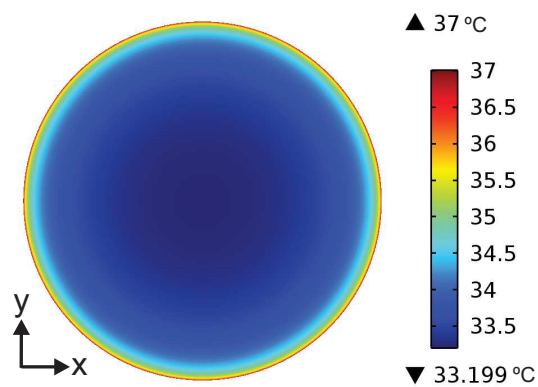


Figura 6.2: Termografia infravermelha simulada da mama sem tumor.

## 6.2 Mama com tumor

Imaginando-se agora o surgimento de um tumor na mama, simula-se numericamente cinco casos distintos de diferentes tumores de mama. Em todas as simulações, as propriedades listadas

na Tab. 5.1 foram novamente utilizadas.

### 6.2.1 Caso simulado 1

No primeiro caso simulado de um câncer de mama, um tumor esférico foi inserido com diâmetro de 10 mm no centro do plano x-y e centralizado na posição  $z = 40$  mm. A Figura 6.3 apresenta a termografia simulada para este caso de câncer de mama. Observa-se neste caso que a distribuição de temperatura na superfície foi alterada em relação ao caso sem tumor, onde no centro da superfície ocorreu um aumento significativo de temperatura.

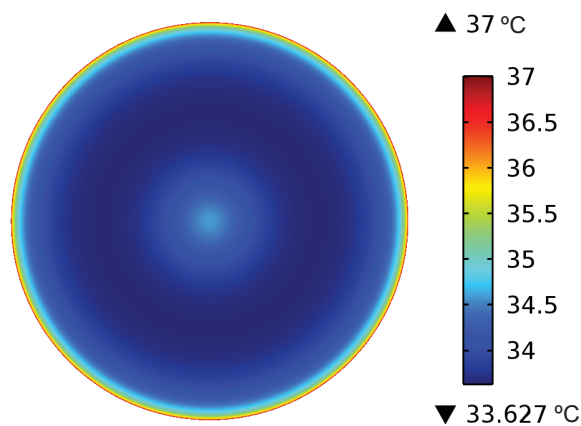


Figura 6.3: Termografia infravermelha simulada da mama com tumor - caso 1.

O aumento de temperatura ocorrido na superfície da mama após a presença do tumor é observado com mais detalhes na Fig. 6.4, onde é realizada a subtração entre a imagem da mama com tumor (Fig. 6.3) e sem tumor (Fig. 6.2), obtendo-se assim a variação das temperaturas na superfície,  $\theta$  (Eq. (4.4)). A variação máxima de temperatura de aproximadamente  $1,4$  °C ocorreu exatamente no centro da superfície, como já esperado. Como o objetivo é estimar a localização do tumor usando apenas temperaturas superficiais na mama, propõem-se criar uma linha de corte na superfície da mama que intercepta o ponto de maior variação de temperatura. Esta linha produzirá o perfil de temperatura que será usado nas correlações para a estimativa do centro do tumor.

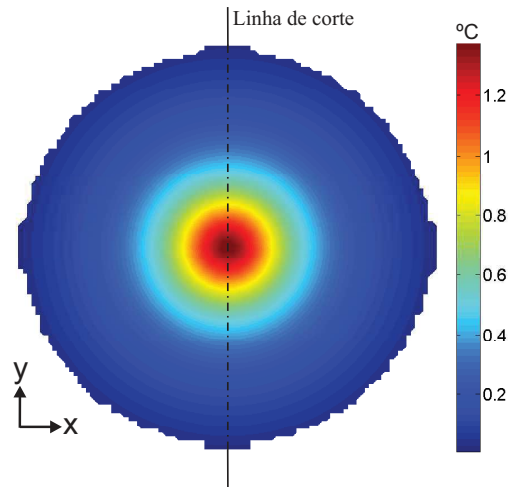


Figura 6.4: Diferença entre as termografias simuladas da mama com e sem tumor - caso 1.

A linha de corte criada na Fig. 6.4 gera o perfil de variação das temperaturas entre o caso de câncer de mama e a mama saudável que é apresentado na Fig. 6.5. Como o ponto de maior variação térmica foi no centro da superfície, é possível afirmar que o tumor encontra-se nas coordenadas centrais do plano x-y (pois as fronteiras da mama estão expostas às mesmas condições térmicas), ou seja,  $x = 0$  e  $y = 0$ . Resta estimar apenas a profundidade em relação ao eixo z em que o centro do tumor se encontra.

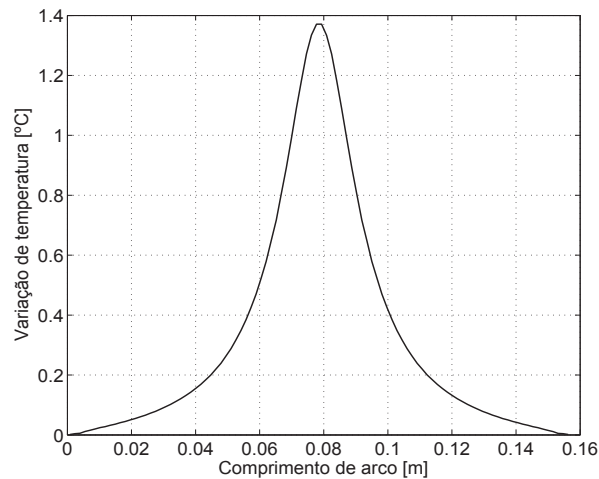


Figura 6.5: Perfil de variação das temperaturas simuladas na linha de corte para o caso 1.

Para as estimativas do centro do tumor são consideradas as seguintes condições:

1. A geometria original da mama e suas condições de contorno devem ser usadas.

2. Os parâmetros  $T_c$  e  $T_\infty$  são igualados à  $0\text{ }^\circ\text{C}$ . O coeficiente de convecção térmica  $h$  deve ser conhecido e, neste caso, igual a  $5\text{ W}/(\text{m}^2\text{K})$ .
3. O volume do tumor não influenciará nos perfis de temperatura normalizados, portanto considera-se o diâmetro do tumor igual a  $1\text{ mm}$ . Como já verificou-se apenas através da imagem da Fig. 6.4 que o tumor encontra-se no centro da mama, logo pode-se afirmar que a posição central do câncer é  $x = 0$  e  $y = 0$ .
4. A geração de calor do tumor não influencia na técnica, logo a mesma pode ser considerada de  $1\text{ W}/\text{m}^3$ . Já a geração de calor do tecido saudável pode ser considerada igual a zero, pois após a subtração das imagens com e sem tumor, esse efeito metabólico desapareceu.
5. Todas as propriedades térmicas do tumor não influenciam nos perfis térmicos normalizados, portanto todas elas são consideradas iguais a  $1$  (um) no S.I.
6. Já as propriedades térmicas do tecido saudável deverão ter seus valores médios encontrados na literatura inseridos como dados de entrada nesta simulação auxiliar.
7. A solução do problema biotérmico em regime estacionário é realizada 49 vezes, ou seja, o centro do tumor é simulado, um por vez, a partir de  $z = 1\text{ mm}$ , incrementando em  $1\text{ mm}$ , até  $z = 49\text{ mm}$ .
8. Após a solução dos problemas auxiliares, cria-se a mesma linha de corte da Fig. 6.4, porém em cada uma das imagens termográficas simuladas auxiliares (como observado na Fig. 6.6).
9. Cada uma das linhas de corte auxiliares é correlacionada com o perfil de variação de temperatura da Fig. 6.5 já normalizado (como explicado previamente a partir da Eq. (4.5)).
10. A maior correlação obtida indica a posição central no eixo  $z$  do tumor estimado.

A Figura 6.6 apresenta os 49 perfis de temperaturas auxiliares normalizados simulados no COMSOL. Observa-se que a simulação de um tumor centralizado em  $z = 1\text{ mm}$  gera um perfil térmico gaussiano menos achatado, ao contrário quando o tumor está em  $z = 49\text{ mm}$ , onde o perfil gaussiano é o mais achatado de todos.

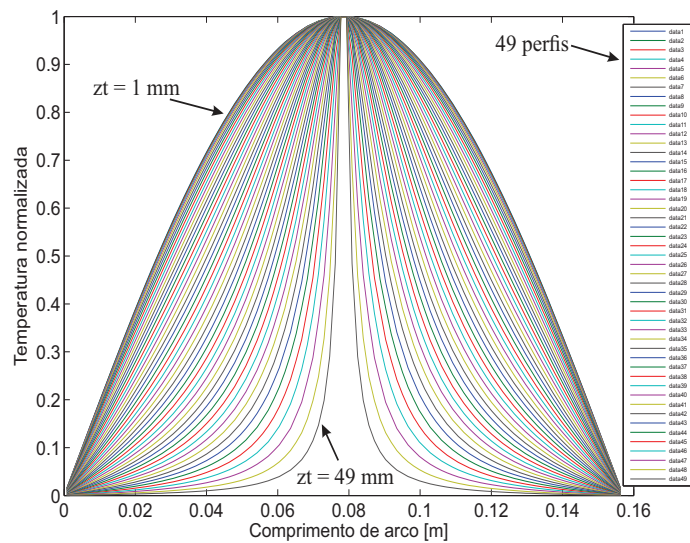


Figura 6.6: Perfis de temperaturas simulados pelo problema auxiliar no COMSOL.

A Figura 6.7 apresenta as correlações obtidas entre o perfil de variação das temperaturas normalizadas do caso 1 (obtido a partir da Fig. 6.5) e todos os perfis de temperaturas auxiliares da Fig. 6.6. A maior correlação calculada foi de 0,9999 para a posição central do tumor em  $z = 40$  mm.

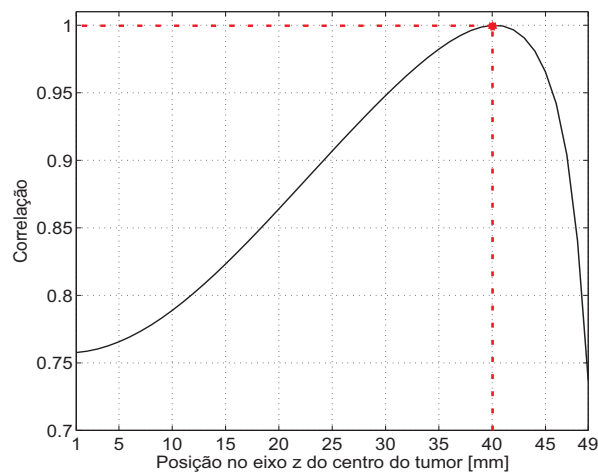


Figura 6.7: Correlações para a determinação da posição central do tumor no eixo  $z$  - caso 1 simulado.

Assim, a estimativa para o tumor de mama desse caso simulado encontrou as coordenadas  $x = 0$ ,  $y = 0$  e  $z = 40$  mm para o centro do tumor. Ou seja, exatamente igual a localização imposta inicialmente no COMSOL.

### 6.2.1.1 Influência da condutividade térmica do tecido saudável na estimativa do câncer para o caso simulado 1

Para entender o real impacto em não conhecer com precisão as propriedades térmicas do tecido saudável nas estimativas de um tumor, a condutividade térmica normal da mama é alterada na solução dos problemas auxiliares para os valores de 0,19 e 0,52  $W/(mK)$ , onde estes são os valores mínimo e máximo encontrados na literatura para os tecidos mamários.

As Figuras 6.8 e 6.9 apresentam a correlações obtidas usando a condutividade térmica normal iguais a 0,19 e 0,52  $W/(mK)$ , respectivamente. Para estes dois testes extremos, encontra-se as maiores correlações para o tumor centralizado em  $z = 39$  mm (correlação igual a 0,9994) e  $z = 41$  mm (correlação igual a 0,9998), ou seja, mesmo alterando o valor da condutividade térmica em aproximadamente  $\pm 50$  %, a estimativa do centro do tumor variou apenas  $\pm 2,0$  %. Portanto, caso necessário, pode-se assumir o não conhecimento preciso desta propriedade térmica, pois mesmo assim, a estimativa será obtida com boa precisão.

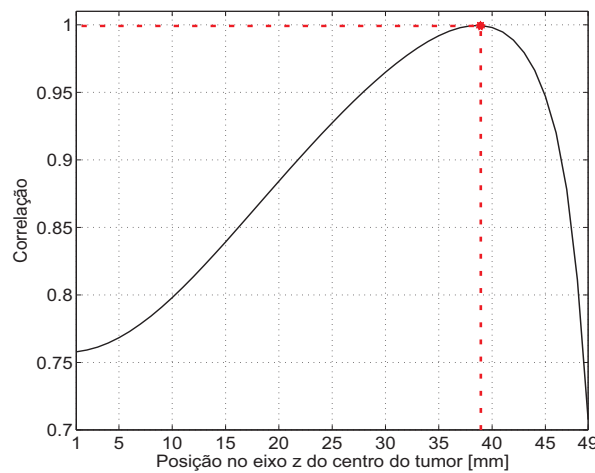


Figura 6.8: Correlações para a determinação da posição central do tumor no eixo z usando o  $k_{normal} = 0,19 W/(mK)$  - caso 1.

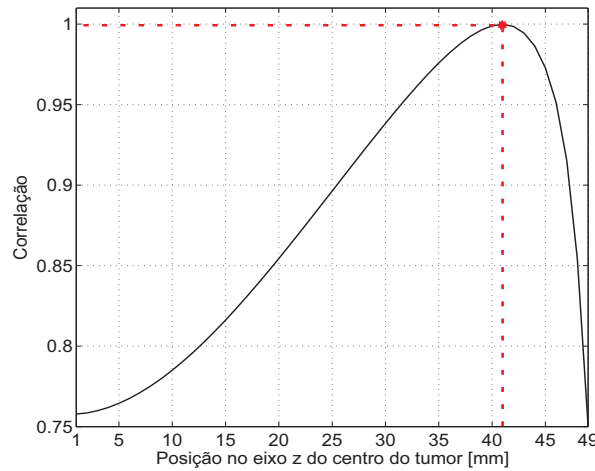


Figura 6.9: Correlações para a determinação da posição central do tumor no eixo  $z$  usando o  $k_{normal} = 0,52 \text{ W/(mK)}$  - caso 1.

### 6.2.1.2 Influência da perfusão sanguínea do tecido saudável na estimativa do câncer para o caso simulado 1

A perfusão sanguínea também foi alterada na solução dos problemas auxiliares, para a verificação do erro relacionado a essa propriedade na estimativa do tumor. Baseando-se nas pesquisas bibliográficas, altera-se esta propriedade térmica apenas para o valor de  $0,00052 \text{ s}^{-1}$  (valor máximo encontrado na literatura), pois o valor já usado originalmente nas simulações trata-se do valor mínimo encontrado nas referências.

A Figura 6.10 apresenta as correlações obtidas para esta análise, onde a maior correlação obtida foi de 0,9993 para a posição central do câncer em  $z = 38 \text{ mm}$ . Ou seja, aumentando-se em quase 200 % o valor da perfusão, o erro gerado na estimativa do tumor foi de apenas 4,0 %. Assim, caso necessário, pode-se desconhecer o valor exato da perfusão sanguínea, pois a estimativa do câncer ainda será satisfatória.

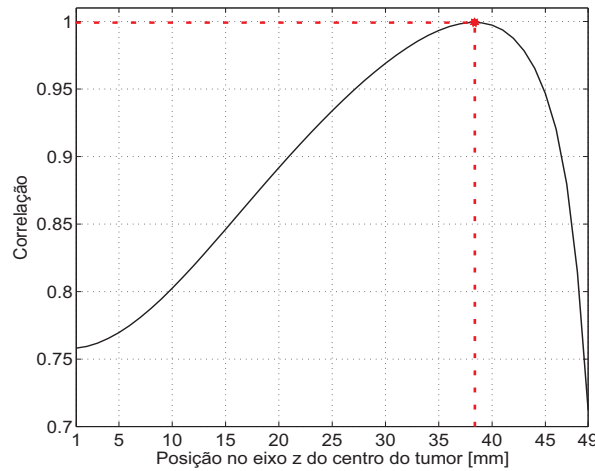


Figura 6.10: Correlações para a determinação da posição central do tumor no eixo z usando o  $w_{normal} = 0,00052 \text{ s}^{-1}$  - caso 1.

### 6.2.1.3 Influência da condutividade térmica e perfusão sanguínea do tecido saudável na estimativa do câncer para o caso simulado 1

Por fim, faz-se uma análise da influência das propriedades térmicas do tecido saudável na estimativa do tumor. Dessa vez, altera-se simultaneamente a condutividade térmica e a perfusão sanguínea do tecido saudável nas soluções dos problemas auxiliares. Baseando-se nas piores (e menores) estimativas para a posição z do tumor, optou-se em usar o valor da condutividade térmica igual a  $0,19 \text{ W/(mK)}$  e da perfusão sanguíneas igual a  $0,00052 \text{ s}^{-1}$  nas simulações auxiliares no COMSOL.

A Figura 6.11 indica que a maior correlação obtida nesta análise foi de 0,9980 para a posição central do tumor em  $z = 36 \text{ mm}$ , ou seja, um erro de 8,0 % na estimativa da localização central do câncer.



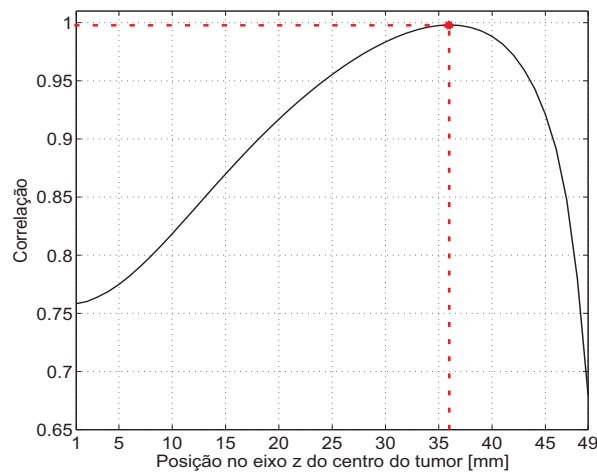


Figura 6.11: Correlações para a determinação da posição central do tumor no eixo z usando o  $k_{normal} = 0,19 \text{ W/(mK)}$  e  $w_{normal} = 0,00052 \text{ s}^{-1}$  - caso 1.

Conclui-se portanto que a estimativa da localização central de um tumor através da técnica proposta sem o conhecimento prévio das propriedades térmicas do tecido saudável deve ser feita com cuidado.

### 6.2.2 Caso simulado 2

Neste segundo caso simulado, um tumor esférico com diâmetro de 10 mm é inserido no centro do plano x-y e centralizado na posição  $z = 30 \text{ mm}$ . A Figura 6.12 apresenta a termografia simulada para este caso de câncer de mama. Observa-se neste caso que as alterações nas temperaturas, quando comparadas a mama sem tumor, são difíceis de serem notadas, mas ainda existem.

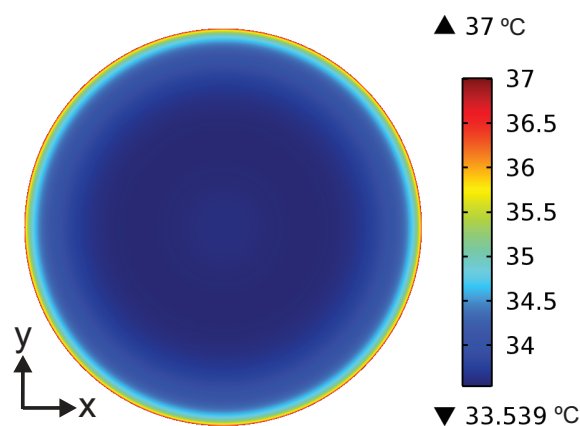


Figura 6.12: Termografia infravermelha simulada da mama com tumor - caso 2.

O pequeno aumento de temperatura causado pelo tumor pode ser melhor observado na Fig. 6.13, onde é realizada a subtração entre a imagem da mama com tumor (Fig. 6.12) e a saudável (Fig. 6.2). A variação máxima de temperatura de aproximadamente  $0,4\text{ }^{\circ}\text{C}$  ocorreu novamente no centro da superfície, como já esperado. A linha de corte é criada novamente, interceptando o ponto de maior variação de temperatura, e será usada nas correlações para a estimativa do câncer.

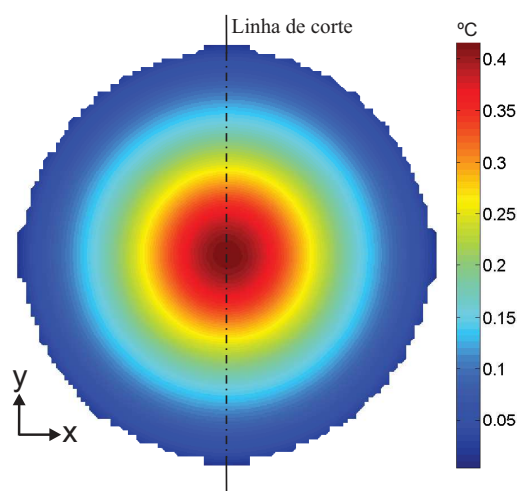


Figura 6.13: Diferença entre as termografias simuladas da mama com e sem tumor - caso 2.

A linha de corte da Fig. 6.13 gera o perfil de variação das temperaturas apresentado na Fig. 6.14. Como o ponto de maior variação térmica ocorreu novamente no centro da superfície, resta apenas estimar a posição  $z$  do centro do tumor.

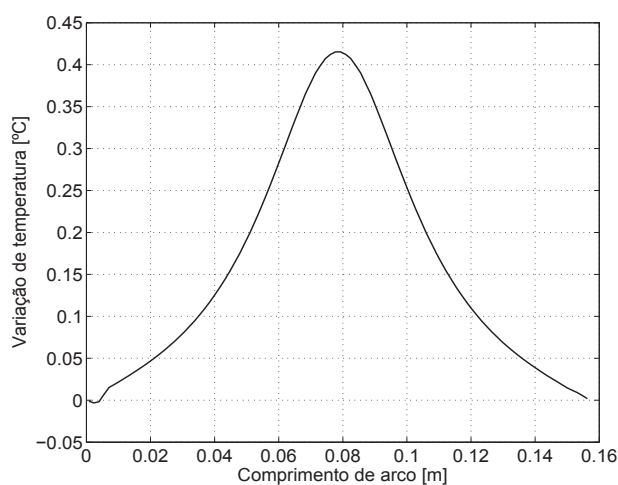


Figura 6.14: Perfil de variação das temperaturas simuladas na linha de corte para o caso 2.

A Figura 6.15 apresenta as correlações obtidas entre o perfil de variação das temperaturas normalizadas desse caso (obtido a partir da Fig. 6.14) e todos os perfis de temperaturas auxiliares da Fig. 6.6. A maior correlação calculada foi de 0,9999 para a posição central do tumor em  $z = 30$  mm.

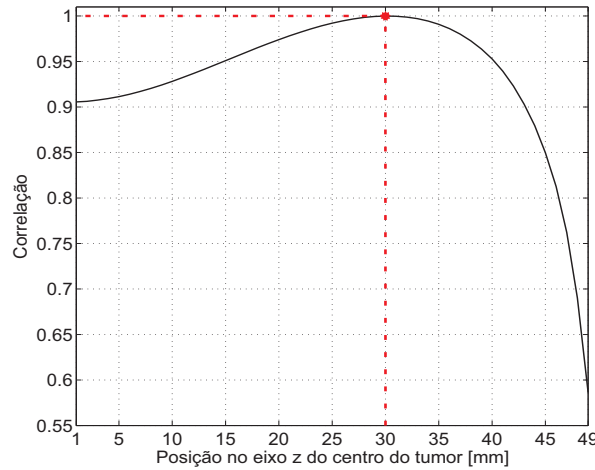


Figura 6.15: Correlações para a determinação da posição central do tumor no eixo  $z$  - caso 2 simulado.

Assim, a estimativa para o câncer de mama desse caso simulado encontrou as coordenadas  $x = 0$ ,  $y = 0$  e  $z = 30$  mm para o centro do tumor. Ou seja, exatamente igual a localização imposta inicialmente no COMSOL.

### 6.2.3 Caso simulado 3

Neste terceiro caso simulado, um tumor esférico com diâmetro de 10 mm foi inserido no centro do plano  $x$ - $y$  e centralizado na posição  $z = 20$  mm. A Figura 6.16 apresenta a termografia simulada para este caso de câncer de mama. Observa-se que, visualmente, não é possível notar nenhuma diferença entre a atual distribuição de temperatura na superfície em relação a mama saudável (Fig. 6.2), mas ainda ocorreu uma pequena variação térmica (observada na escala de temperatura).

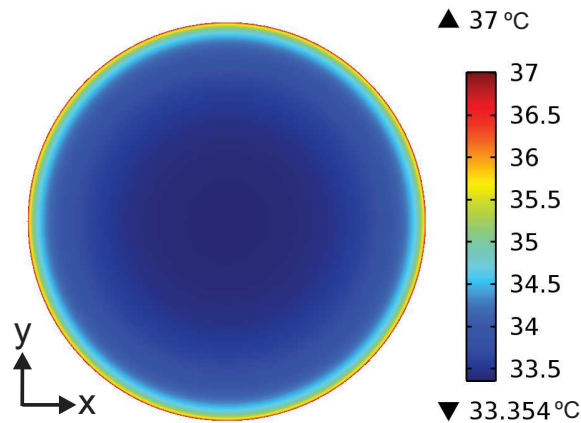


Figura 6.16: Termografia infravermelha simulada da mama com tumor - caso 3.

Essa variação mínima de temperatura é destacada pela Fig. 6.17, onde foi realizada a subtração entre a imagem da mama com tumor (Fig. 6.16) e a saudável (Fig. 6.2). A variação máxima de temperatura é de aproximadamente  $0,15\text{ }^{\circ}\text{C}$  no centro da superfície.

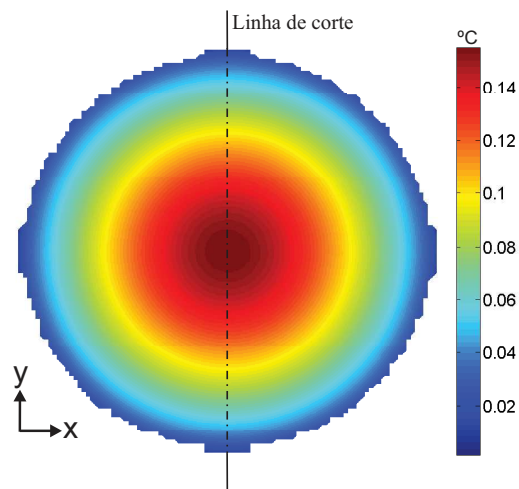


Figura 6.17: Diferença entre as termografias simuladas da mama com e sem tumor - caso 3.

A linha de corte da Fig. 6.17 gera o perfil de variação das temperaturas apresentado na Fig. 6.18. Como o ponto de maior variação térmica ocorreu novamente no centro da superfície, resta apenas estimar a posição  $z$  do centro do tumor.

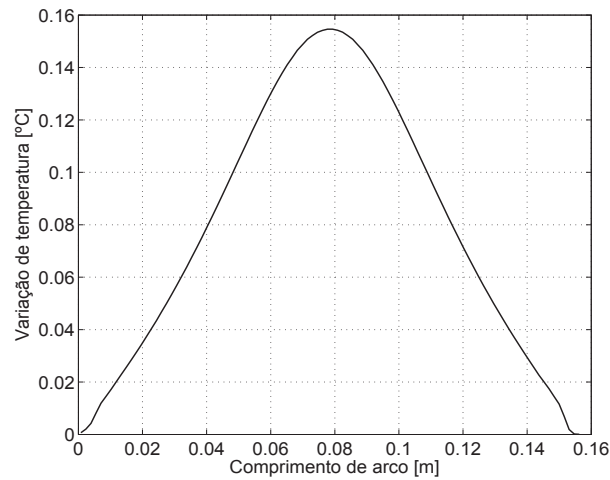


Figura 6.18: Perfil de variação das temperaturas simuladas na linha de corte para o caso 3.

A Figura 6.19 apresenta as correlações obtidas entre o perfil de variação das temperaturas normalizadas desse caso (obtido a partir da Fig. 6.18) e todos os perfis de temperaturas auxiliares da Fig. 6.6. A maior correlação calculada foi de 0,9999 para a posição central do tumor em  $z = 20$  mm.

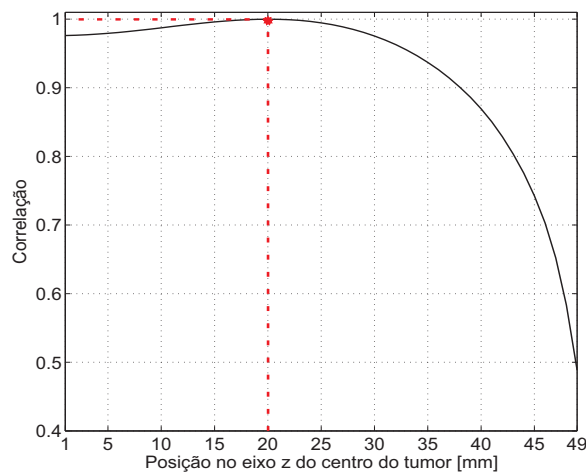


Figura 6.19: Correlações para a determinação da posição central do tumor no eixo  $z$  - caso 3 simulado.

Assim, a estimativa para o câncer de mama desse caso simulado encontrou as coordenadas  $x = 0$ ,  $y = 0$  e  $z = 20$  mm para o centro do tumor. Ou seja, exatamente igual a localização imposta inicialmente no COMSOL.

### 6.2.4 Caso simulado 4

No quarto caso simulado, um tumor esférico ainda com diâmetro de 10 mm foi inserido no centro do plano x-y e centralizado na posição  $z = 10$  mm. A Figura 6.20 apresenta a termografia simulada para este caso de câncer de mama, onde é novamente impossível notar alguma mudança de temperatura em relação a mama saudável (Fig. 6.2).

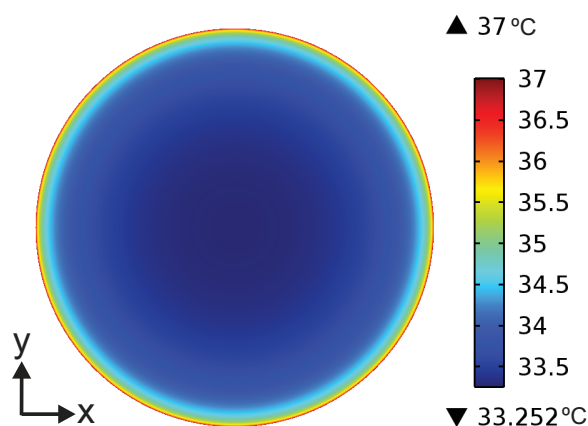


Figura 6.20: Termografia infravermelha simulada da mama com tumor - caso 4.

Porém, após a subtração entre as imagens da mama com tumor (Fig. 6.20) e a saudável (Fig. 6.2), observa-se uma variação de apenas aproximadamente  $0,05$  °C (o que seria praticamente impossível de avaliar experimentalmente) no centro da superfície.

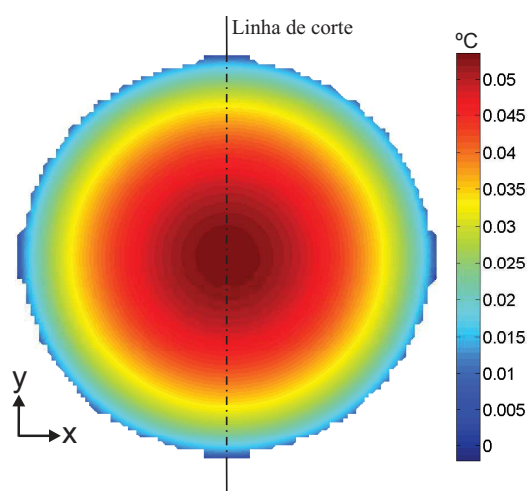


Figura 6.21: Diferença entre as termografias simuladas da mama com e sem tumor - caso 4.

A linha de corte da Fig. 6.21 gera o perfil de variação de temperatura apresentado na Fig. 6.22. Resta agora apenas estimar a posição  $z$  do centro do tumor, já que o ponto de maior

variação térmica ocorreu novamente no centro da superfície.

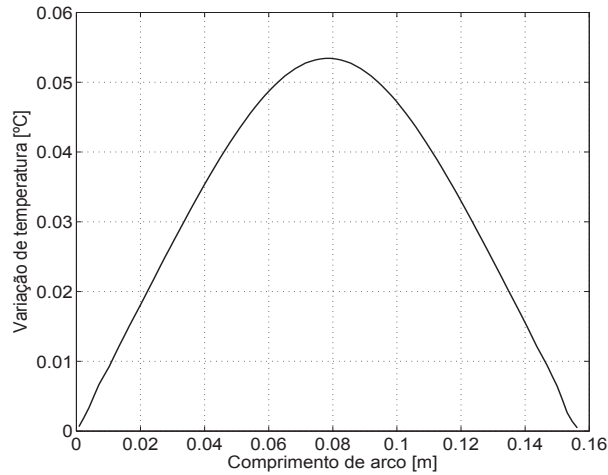
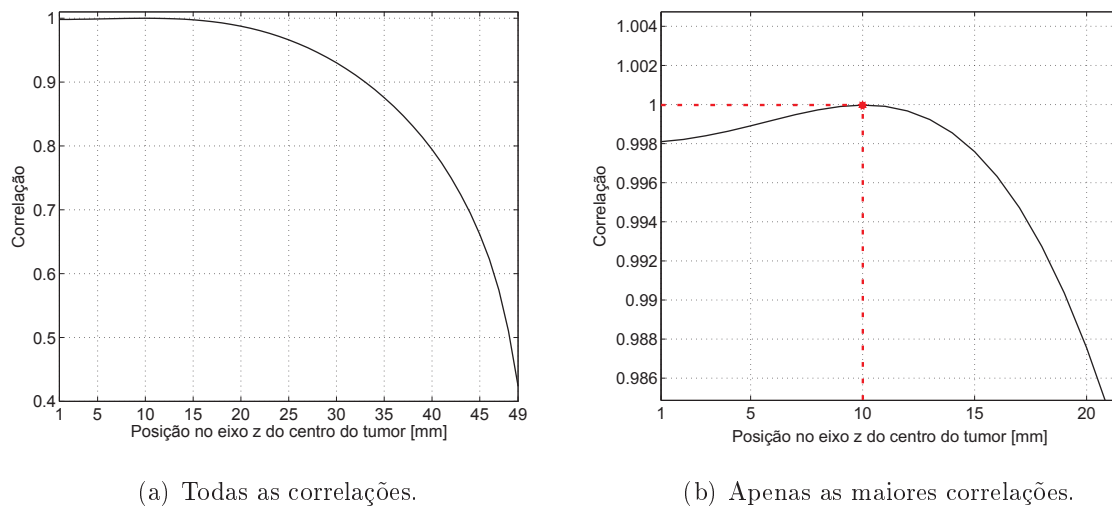


Figura 6.22: Perfil de variação das temperaturas simuladas na linha de corte para o caso 4.

A Figura 6.23a apresenta as correlações obtidas entre o perfil de variação das temperaturas normalizadas desse caso (obtido a partir da Fig. 6.22) e todos os perfis de temperaturas auxiliares da Fig. 6.6. No entanto, observa-se que existem várias posições centrais no eixo  $z$  para o tumor que possuem altos valores de correlações, estas posições e correlações, por sua vez, foram destacadas através da Fig. 6.23b. Assim, pode-se observar que a maior correlação calculada foi de 0,9999 para a posição central do tumor em  $z = 10$  mm.



(a) Todas as correlações.

(b) Apenas as maiores correlações.

Figura 6.23: Correlações para a determinação da posição central do tumor no eixo  $z$  - caso 4 simulado.

Portanto, a estimativa para o câncer de mama nesse caso simulado encontrou as coordenadas

$x = 0$ ,  $y = 0$  e  $z = 10$  mm para o centro do tumor. Ou seja, as mesmas coordenadas impostas no COMSOL. Vale ressaltar que pelo fato desse tumor estar muito longe da superfície externa da mama, existiu maior dificuldade em detectá-lo, mesmo assim foi possível obter resultados exatos.

### 6.2.5 Caso simulado 5

Neste quinto caso simulado, o tumor esférico é agora diminuído para apenas 5 mm de diâmetro e inserido novamente no centro do plano x-y e centralizado na posição  $z = 40$  mm. A diminuição do tamanho do tumor foi realizada com o objetivo de mostrar se a técnica é capaz de detectar pequenos tumores. A Figura 6.24 apresenta a termografia simulada para este caso de câncer de mama. Observa-se que a alteração nas temperaturas superficiais é menor em relação ao caso simulado 1 (onde o tumor estava centralizado nas mesmas coordenadas, porém com o dobro do diâmetro).

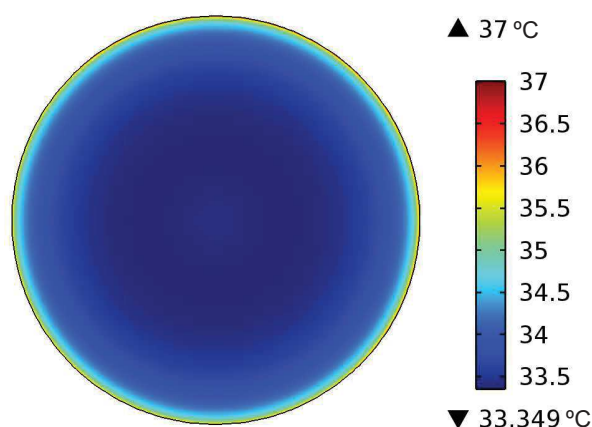


Figura 6.24: Termografia infravermelha simulada da mama com tumor - caso 5.

A Figura 6.25 apresenta a diferença entre as imagens com tumor (Fig. 6.24) e a saudável (Fig. 6.2). A variação de temperatura máxima é de aproximadamente  $0,25$  °C, novamente no centro da superfície.



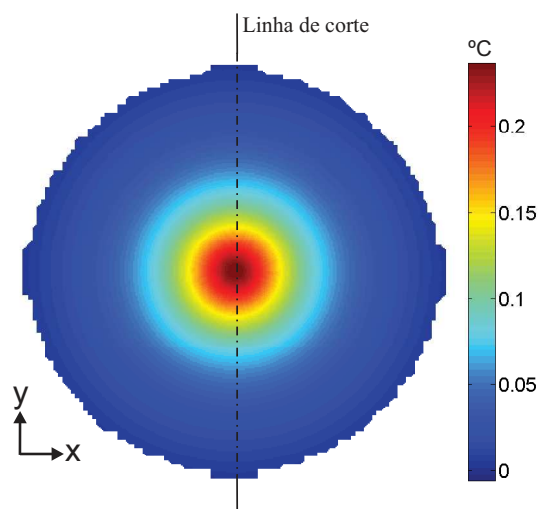


Figura 6.25: Diferença entre as termografias simuladas da mama com e sem tumor - caso 5.

A Figura 6.26 apresenta o perfil de variação das temperaturas a partir da linha de corte da Fig. 6.25. Verifica-se novamente que resta estimar apenas a posição  $z$  do centro tumor, pois o mesmo encontra-se no centro da superfície.

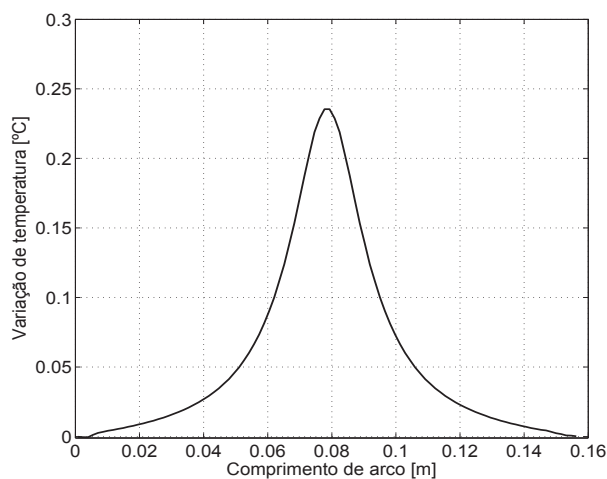


Figura 6.26: Perfil de variação de temperatura simulada na linha de corte para o caso 5.

A Figura 6.27 apresenta as correlações obtidas entre o perfil de variação das temperaturas normalizadas desse caso (obtido a partir da Fig. 6.26) e todos os perfis de temperaturas auxiliares da Fig. 6.6. A maior correlação calculada foi exatamente igual a 1,0000 para a posição central do tumor em  $z = 40$  mm.

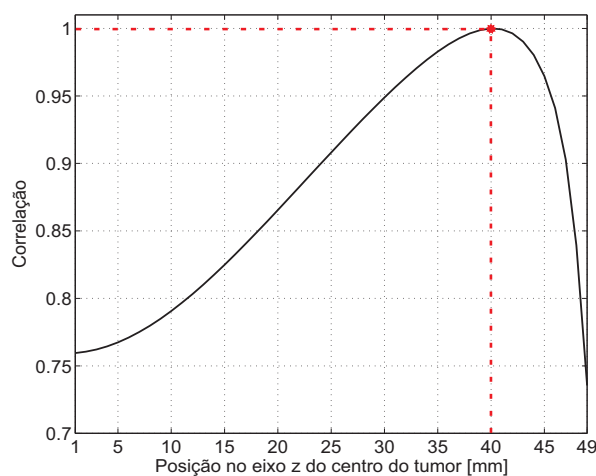


Figura 6.27: Correlações para a determinação da posição central do tumor no eixo z - caso 5 simulado.

Portanto, a estimativa para este câncer de mama simulado detectou as coordenadas  $x = 0$ ,  $y = 0$  e  $z = 40$  mm para o centro do tumor. Ou seja, as mesmas coordenadas impostas no COMSOL. Contudo, percebeu-se a baixa variação térmica na superfície gerada por pequenos tumores, tornando praticamente impossível detectá-los quando estiverem mais afastados da superfície.

### 6.2.6 Caso simulado 6

Neste último caso simulado de câncer de mama, um tumor foi inserido fora do centro do plano x-y, descentralizando-o para o quadrante superior lateral esquerdo (local mais comum de incidência de câncer de mama, como já mencionado neste trabalho), como mostrado na Fig. 6.28. As coordenadas do centro do tumor esférico com diâmetro de 10 mm são  $x = -25$  mm,  $y = 20$  mm e  $z = 25$  mm.

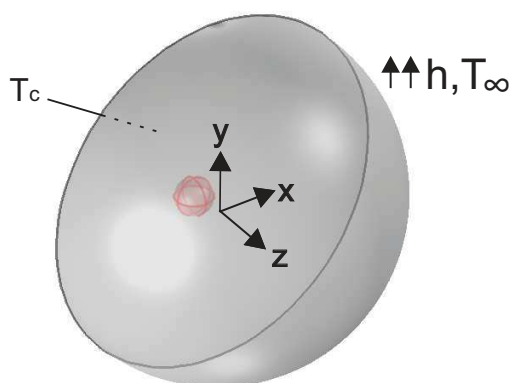


Figura 6.28: Modelo hemisférico da mama com tumor no quadrante superior esquerdo simulado no COMSOL.

A Figura 6.29 apresenta a termografia simulada para o novo caso de câncer de mama. Uma significativa alteração térmica é observada no quadrante superior esquerdo da superfície da mama em relação a termografia da mama saudável (Fig. 6.2).

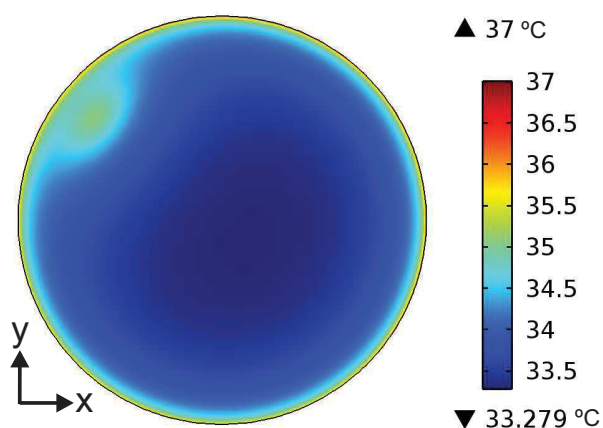


Figura 6.29: Termografia infravermelha simulada da mama com tumor - caso 6.

Fazendo a subtração entre as imagens termográficas da mama com tumor (Fig. 6.29) e a sem tumor (Fig. 6.2), obtém-se a imagem da Fig. 6.30. A variação máxima de temperatura foi de aproximadamente 1,3 °C, porém, neste caso, fora do centro da superfície. Cria-se novamente uma linha de corte interceptando o ponto de maior variação de temperatura.

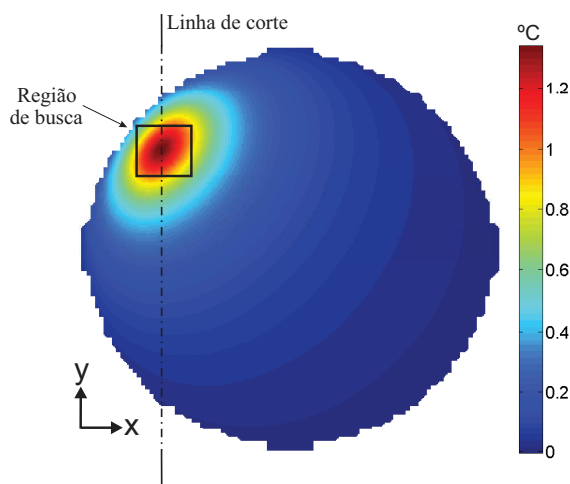


Figura 6.30: Diferença entre as termografias simuladas da mama com e sem tumor - caso 5.

A Figura 6.31 apresenta o perfil de variação das temperaturas a partir da linha de corte (de baixo para cima) da Fig. 6.30. Como a máxima variação térmica não ocorreu no centro da superfície, não pode-se simplesmente encontrar a posição  $z$  do tumor, pois, neste caso, o transporte de calor do tumor até a superfície da mama não é ortogonal por causa das diferentes influências térmicas dos contornos.

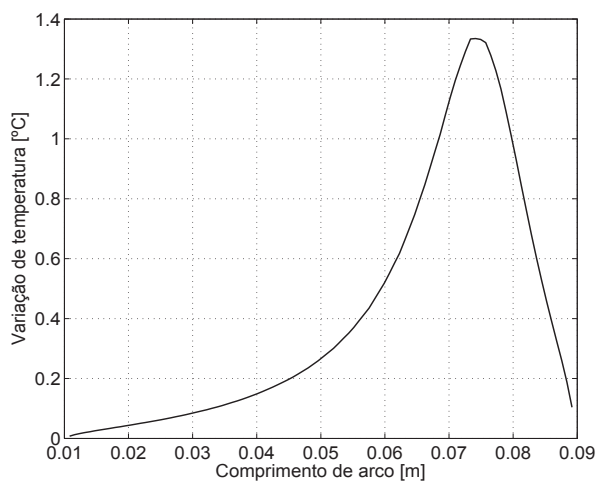


Figura 6.31: Perfil de variação de temperatura simulada na linha de corte para o caso 6.

Dessa forma, foi criada uma região de interesse dentro da mama, próxima ao ponto máximo de variação de temperatura, para a detecção do tumor. No total, 22050 localizações hipotéticas para o tumor foram criadas, cuja região de interesse na mama compreende o intervalo no eixo  $x$  de -20,6 a -40,6 mm, no eixo  $y$  de 14,7 a 34,7 mm e no eixo  $z$  de 1,0 a 50,0 mm, onde o passo dado em cada eixo foi de 1,0 mm.

A Figura 6.32a apresenta as correlações obtidas entre o perfil de variação das temperaturas desse caso (obtido a partir da Fig. 6.31) e todos os novos perfis de temperaturas auxiliares calculados para as 22050 localizações hipotéticas para o tumor. Observa-se que foram encontrados diversos valores altos de correlações, dificultando assim a identificação do maior valor. Por isso, a Fig. 6.32b apresenta apenas os maiores valores das correlações calculadas. Dessa forma, a maior correlação encontrada foi de 0,99997 para o número de busca igual a 3476, que corresponde ao centro do tumor de coordenadas  $x = -23,6$  mm,  $y = 20,7$  mm e  $z = 26,0$  mm.

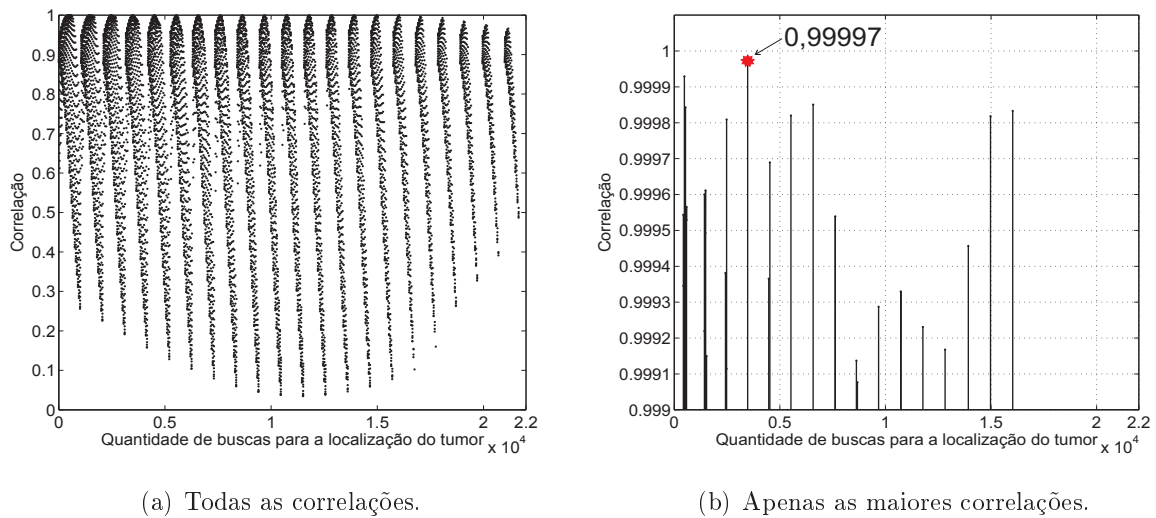


Figura 6.32: Correlações para a determinação da posição central do tumor - caso 6 simulado.

A estimativa do câncer de mama neste caso simulado foi mais difícil e, os erros nas dimensões  $x$ ,  $y$  e  $z$  são iguais a 1,4 %, 0,7 % e 2,0 %, respectivamente. Assim, pode-se afirmar que em razão da descentralização do tumor (o que ocorre nos casos reais), têm-se maiores dificuldades na detecção, mas ainda é possível obter resultados satisfatórios.

# Capítulo 7

## Estimativa experimental da localização de tumores usando câmera infravermelha

Este capítulo apresenta resultados experimentais realizados em laboratório, onde uma câmera infravermelha foi usada para adquirir imagens térmicas em uma única superfície de tecidos fantasmas da mama com e sem tumor. Os silicões representam os tecidos mamários fantasmas, e para simular os tumores foram inseridos resistores elétricos dentro dos tecidos fantasmas. A partir das imagens infravermelhas, estima-se as localizações dos tumores.

### 7.1 Configuração do experimento

A Figura 7.1a apresenta um desenho esquemático ilustrando a configuração dos experimentos realizados em laboratório. Uma câmera infravermelha FLIR©T420 foi usada para adquirir as imagens térmicas da superfície superior de três amostras de silicone (borracha de silicone azul de alta flexibilidade para moldes da marca Redelease). O tumor, inserido em diferentes posições em cada amostra (um tumor em cada amostra), é representado por um resistor cerâmico ( $0,47 \Omega$  e  $3 \text{ W}$ ) de geometria cilíndrica, com comprimento de  $17,1 \text{ mm}$  e diâmetro de  $5,7 \text{ mm}$ . Os resistores têm a função de gerar calor (efeito Joule) internamente no silicone em analogia a geração de calor metabólica de um tumor. Para isso, o resistor é controlado por uma fonte de energia (Bk Precision©9206). A geração de calor do tecido normal não foi considerada nos experimentos. A superfície inferior do silicone está em contato com um trocador de calor, por sua vez, conectado a um banho termostático (ERTCO Precision©TCS-200-35) que tem o objetivo de manter a temperatura da superfície constante. As outras cinco superfícies são expostas ao ambiente convectivo do laboratório controlado por um climatizador de ar. As informações de temperaturas na superfície inferior do silicone, do ambiente convectivo e no local onde foi inserido o resistor são coletadas por termopares tipo-K conectados no sistema de aquisição de

dados (Agilent©34972A) e armazenadas no computador. As imagens térmicas também são armazenadas no computador. É importante destacar que o efeito da perfusão sanguínea venosa não foi simulado nos experimentos. A Figura 7.1b apresenta uma foto real do experimento.

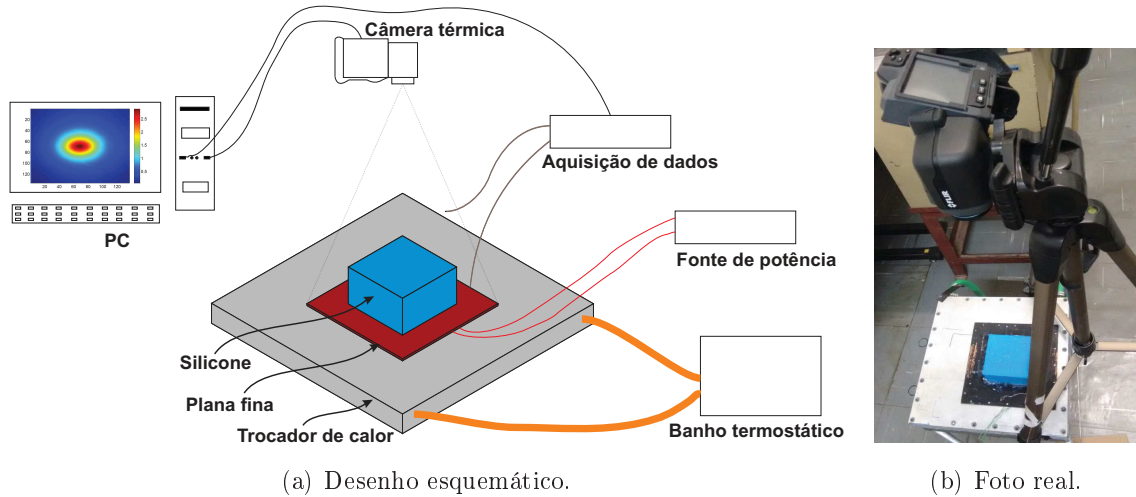


Figura 7.1: Experimento realizado em laboratório para a aquisição de imagens térmicas de tecidos fantasmas usando uma câmera infravermelha.

A Figura 7.2 apresenta o modelo retangular do tecido fantasma feito de silicone. A escolha desse material é justificada por possuir uma condutividade térmica igual a  $0,26 \text{ W}/(\text{mK})$ . Esse valor, por sua vez, encontra-se dentro da variação das condutividades térmicas encontradas na literatura para o tecido mamário.

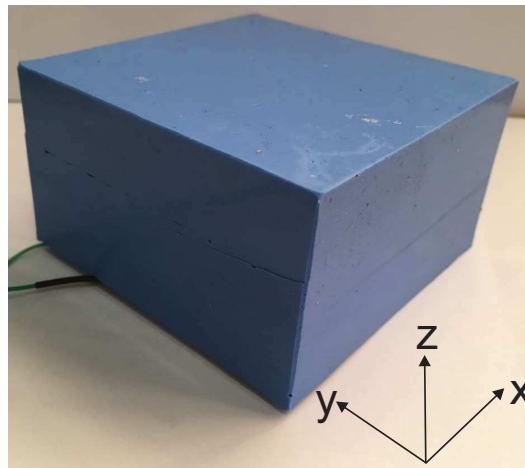


Figura 7.2: Amostra do tecido fantasma da mama de silicone.

Para construir as amostras de silicone, primeiro foi feita a primeira camada de silicone usando um molde, como mostra a Fig. 7.3. Em seguida, posicionou-se o resistor no local desejado, e, por fim, completou-se a construção do modelo, como já visto um exemplo na Fig. 7.2.

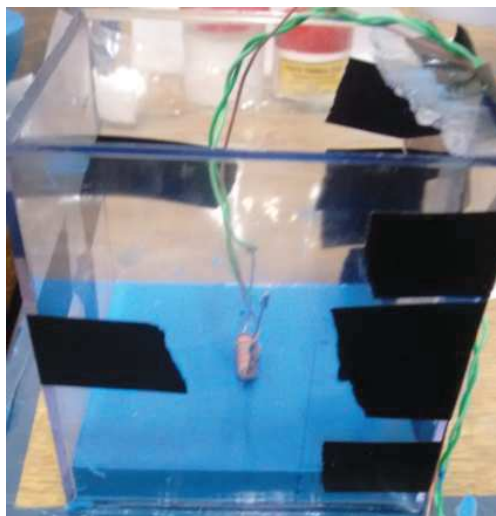


Figura 7.3: Detalhes na construção do modelo de silicone com resistor.

O uso da câmera infravermelha para medições precisas depende da definição de alguns parâmetros, tais como: a emissividade da radiação da superfície do objeto; a temperatura refletida do objeto; a distância entre o objeto e a câmera; a temperatura atmosférica e a umidade relativa do ar entre a câmera e o objeto.

No entanto, como já mencionado, a técnica proposta não necessita do conhecimento dos valores precisos de temperatura, e sim do perfil de temperatura na superfície da amostra. Assim, não foi necessário definir com precisão os valores dos parâmetros na câmera, os mesmos foram mantidos com seus valores padrões do próprio fabricante.

Todos os experimentos foram realizados em regime estacionário, assim como as simulações numéricas. A temperatura do banho termostático é mantida a aproximadamente  $37\text{ }^{\circ}\text{C}$ , e a superfície inferior do silicone permanece a uma temperatura um pouco menor durante os experimentos, como mostra a Fig. 7.4. A temperatura ambiente varia entre aproximadamente  $22$  e  $24\text{ }^{\circ}\text{C}$  durante o experimento, como mostra a Fig. 7.5, e o coeficiente de convecção térmica é suposto igual a  $10\text{ W}/(\text{m}^2\text{K})$ .



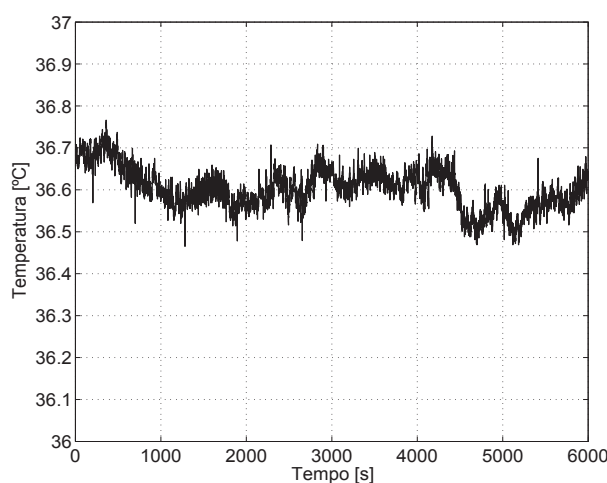


Figura 7.4: Temperatura na superfície inferior do silicone durante o experimento.

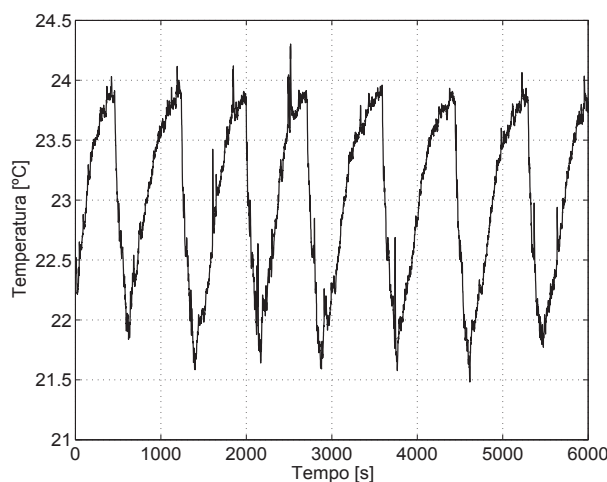


Figura 7.5: Temperatura do ambiente durante o experimento.

As imagens térmicas a serem apresentadas foram obtidas em duas situações distintas para cada um dos três casos estudados. Primeiro, a fonte de energia conectada ao resistor permaneceu desligada, e assim, depois que o fenômeno térmico alcançou o regime estacionário, foram adquiridas imagens térmicas para a mama de silicone considerada sem tumor (mama saudável). Por último, a fonte de energia foi ligada até uma potência que aumentasse a temperatura na superfície de no máximo 3 °C (média do aumento de temperatura em termografias médicas encontradas na literatura) para a amostra em regime estacionário, possibilitando a aquisição das imagens térmicas para a mama considerada com tumor.

No total, foram coletadas 1800 imagens térmicas para os três casos, sendo 600 para cada um

dos casos, onde 300 para a mama sem tumor e 300 para a mama com tumor. O alto número de imagens foi escolhido para a redução dos ruídos nos dados experimentais.

## 7.2 Caso experimental 1

O primeiro caso experimental envolveu uma amostra de silicone com dimensões  $L = 84,97$  mm,  $W = 84,73$  mm e  $H = 48,93$  mm. O resistor cerâmico foi centralizado nas coordenadas  $x_1 = L/2$ ,  $y_1 = W/2$  e  $z_1 = 41,33$  mm, como mostrado na Fig. 7.6.

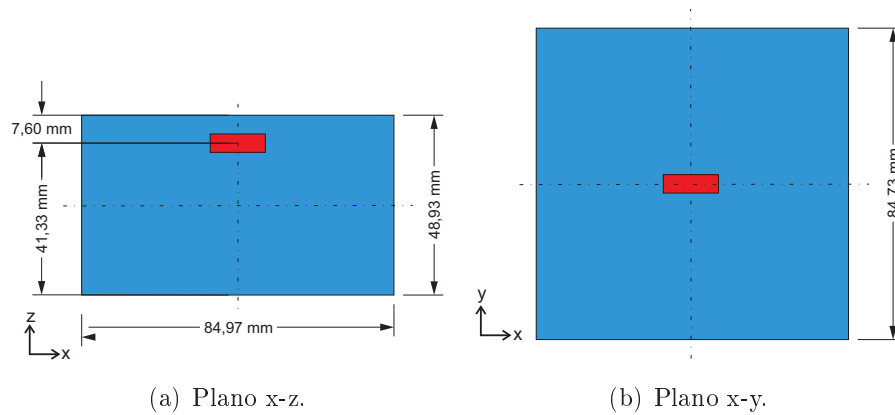


Figura 7.6: Geometria e dimensões da amostra de silicone - caso experimental 1.

A Figura 7.7a apresenta apenas uma foto térmica capturada pela câmera infravermelha para a mama de silicone sem tumor. Observa-se que a imagem contém várias informações além da superfície de interesse do silicone. Portanto, realizou-se um corte afim de mostrar apenas a superfície superior do silicone, como apresentado na Fig. 7.7b. Nota-se uma distribuição de temperatura não-uniforme em razão de prováveis reflexos (oriundos da câmera e de outros objetos vizinhos) e da influência da convecção do ambiente. Além disso, também observa-se a presença de ruídos nas temperaturas.

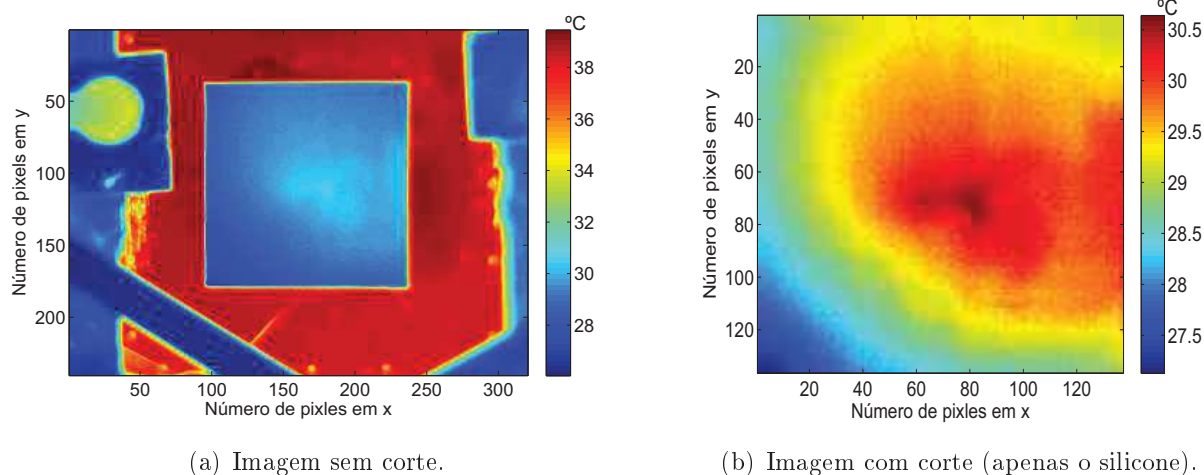


Figura 7.7: Termografia da mama de silicone sem tumor - caso experimental 1.

Com o objetivo de reduzir a presença de ruídos nas temperaturas obtidas pela termografia, foram adquiridas 300 imagens térmicas, e a média aritmética dessas imagens é apresentada na Fig. 7.8.

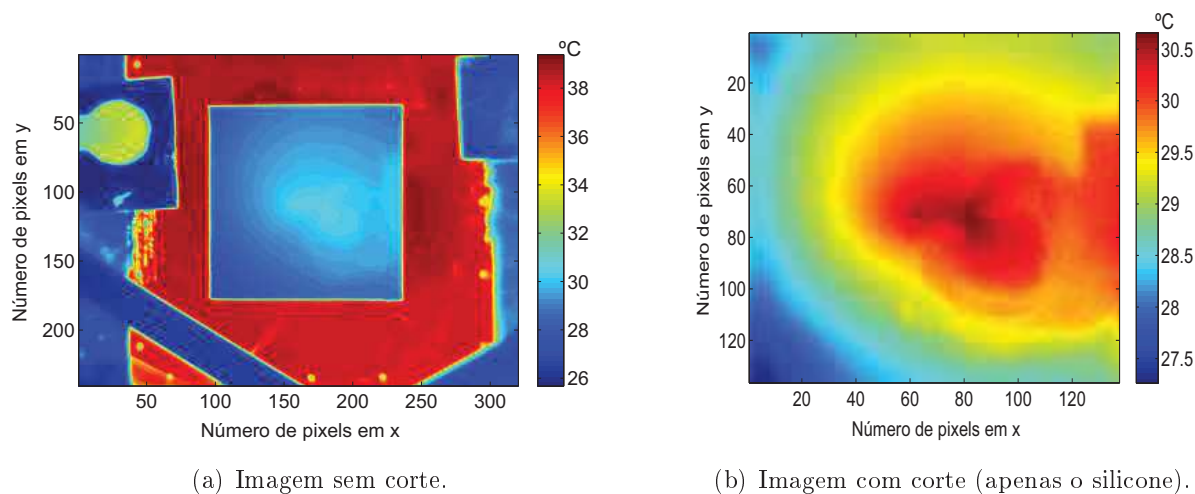


Figura 7.8: Média das termografias da mama de silicone sem tumor - caso experimental 1.

A Figura 7.9a apresenta apenas uma foto térmica capturada pela câmera infravermelha para a mama de silicone com tumor. Foi imposto ao resistor uma potência de 0,212 W. Observa-se nestas imagens térmicas o surgimento de uma região aquecida no centro da superfície, cuja temperatura máxima na Fig. 7.9b é de aproximadamente de 33 °C. Além disso, percebe-se novamente a presença de ruído nos dados de temperaturas experimentais.

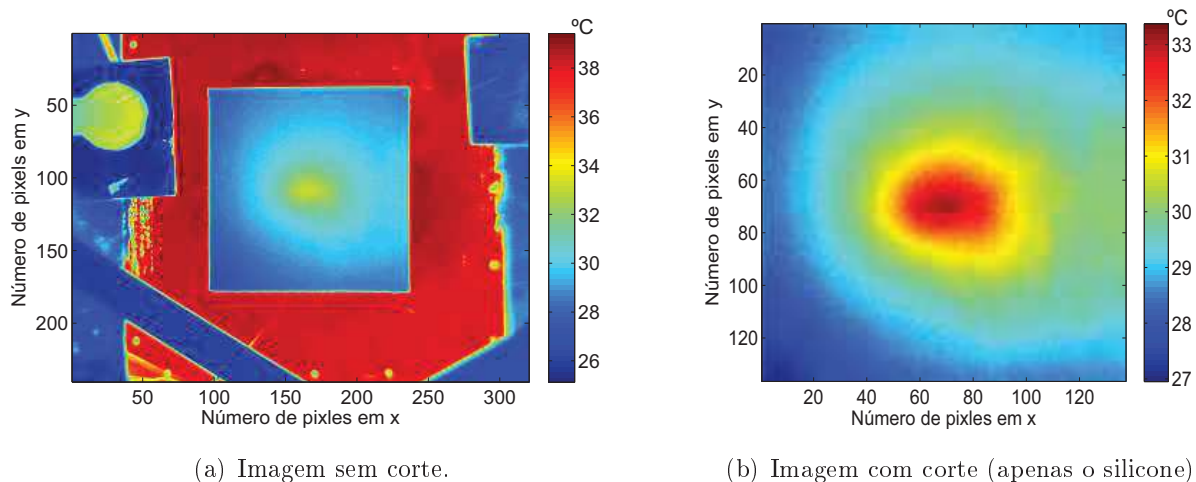


Figura 7.9: Termografia da mama de silicone com tumor - caso experimental 1.

Para reduzir o ruído experimental, outras 300 imagens térmicas foram obtidas na superfície da mama com tumor, e a média aritmética das imagens é mostrada na Fig. 7.10.

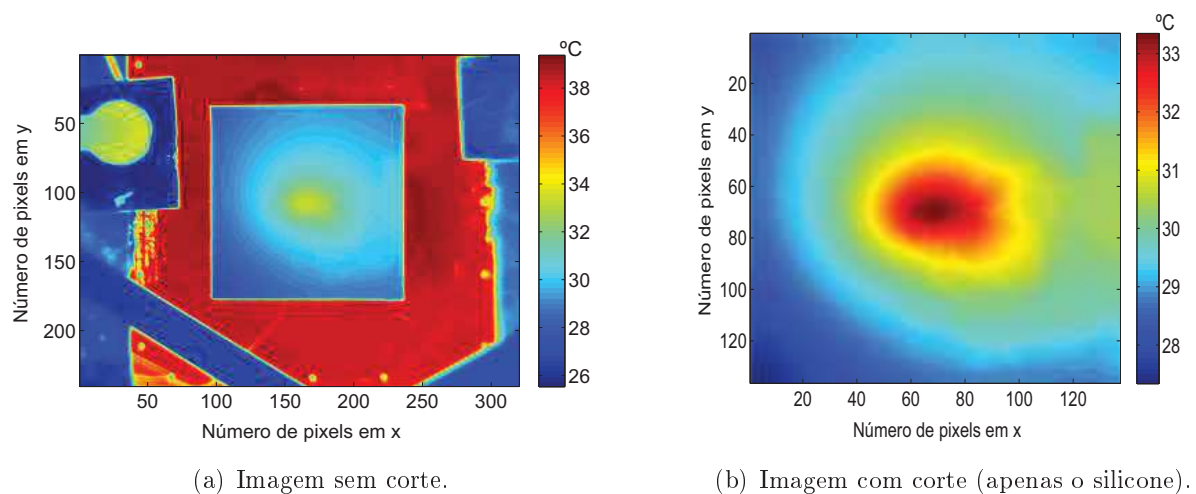


Figura 7.10: Média das termografias da mama de silicone com tumor - caso experimental 1.

Seguindo a mesma metodologia empregada na análise numérica, a Fig. 7.11 apresenta a diferença entre a foto térmica da mama com tumor (Fig. 7.9b) e sem tumor (7.7b), ou seja, sem uso das médias termográficas. O resultado dessa subtração é uma imagem que caracteriza apenas o efeito da geração de calor do tumor na superfície, onde a variação máxima de temperatura causada pelo tumor foi de aproximadamente 2,9 °C. No entanto, percebe-se a presença dos ruídos.

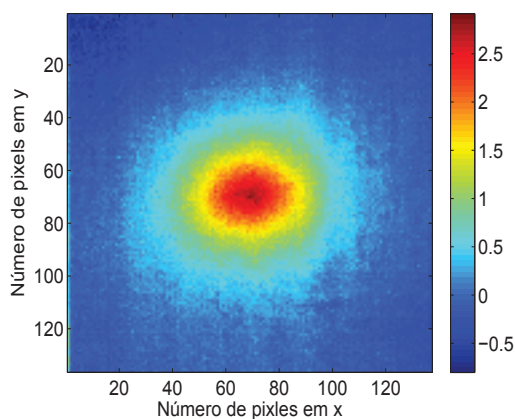


Figura 7.11: Diferença entre a foto térmica com e sem tumor - caso experimental 1.

A diferença entre as médias das imagens termográficas da mama de silicone com (Fig. 7.10b) e sem (Fig. 7.8b) tumor é apresentada na Fig. 7.12. Observa-se agora uma imagem praticamente sem ruído e sem os problemas que causavam a não-uniformidade na distribuição térmica.

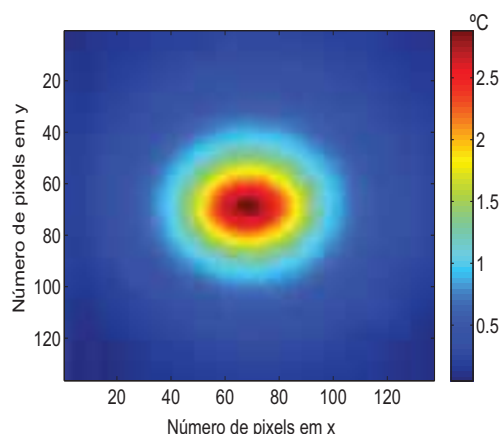


Figura 7.12: Diferença entre as médias das imagens termográficas da mama de silicone com e sem tumor - caso experimental 1.

Com o objetivo de estimar a localização do tumor usando apenas a imagem da Fig. 7.12, criou-se também uma linha de corte ao longo do eixo y na imagem que intercepta o ponto de maior variação de temperatura, como já realizado nos casos simulados. Essa linha produz o perfil de variação das temperaturas, como mostra a Fig. 7.13, usado nas correlações para a estimativa do câncer.

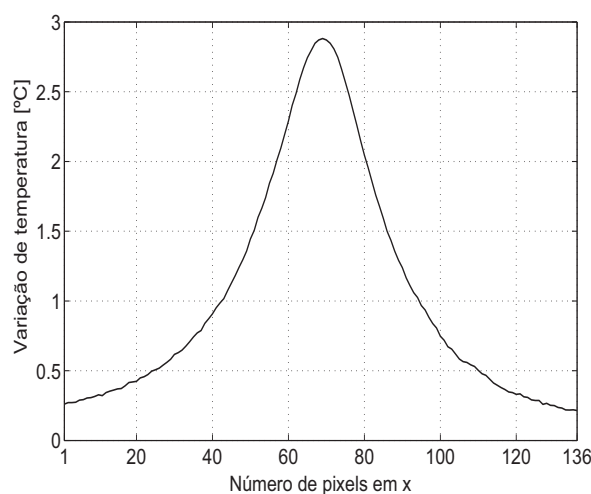


Figura 7.13: Perfil de variação das temperaturas na linha de corte - caso experimental 1.

Como o ponto de maior variação térmica ocorreu no centro da superfície (como esperado), resta detectar a profundidade do tumor em relação ao eixo  $z$ . A Figura 7.15 apresenta as correlações calculadas entre o perfil de variação das temperaturas desse caso experimental (Fig. 7.13) e todos os perfis de temperaturas auxiliares da Fig. 7.14. A maior correlação obtida foi de 0,9993 para a posição central do tumor em  $z = 40$  mm.

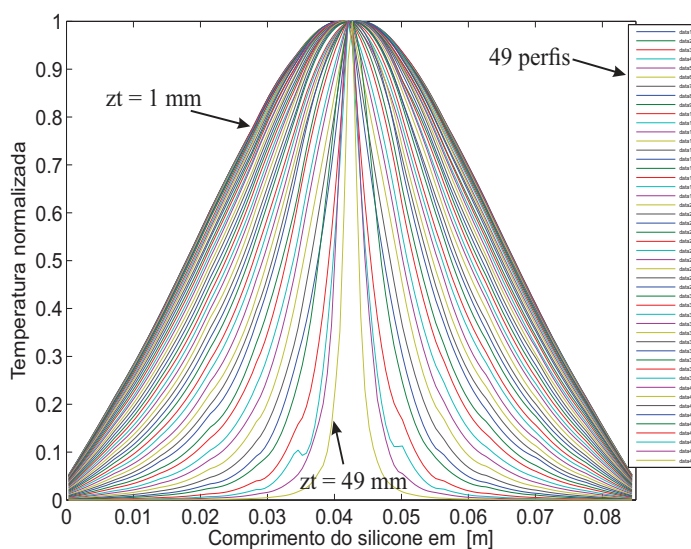


Figura 7.14: Perfis de temperaturas simulados pelo problema auxiliar no COMSOL para o caso experimental 1 e 2.

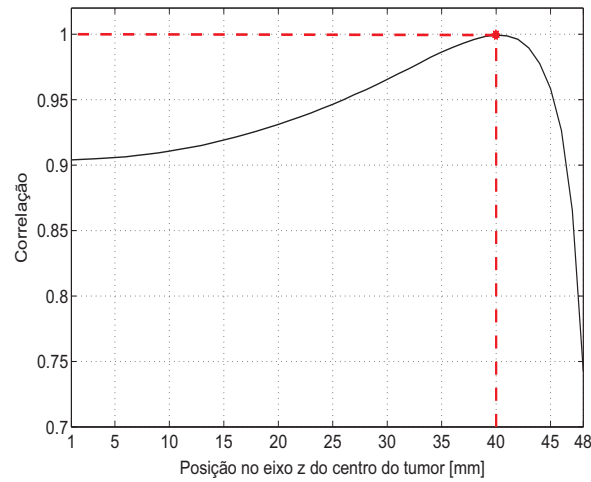


Figura 7.15: Correlações para a determinação da posição central do tumor no eixo z - caso experimental 1.

Portanto, o centro tumor foi detectado para esse caso experimental no centro do plano x-y e em  $z = 40$  mm. Assim, ocorreu um erro de apenas 1,33 mm em relação a posição real, isto é, 2,7 % da profundidade em z do silicone.

### 7.3 Caso experimental 2

No segundo caso experimental, uma amostra de silicone com dimensões  $L = 85,32$  mm,  $W = 85,45$  mm e  $H = 48,12$  mm foi utilizada. O resistor cerâmico foi centralizado nas coordenadas  $x_2 = L/2$ ,  $y_2 = W/2$  e  $z_2 = 34,82$  mm, como mostrado na Fig. 7.16. Ou seja, o tumor foi posicionado mais distante da superfície superior do silicone.

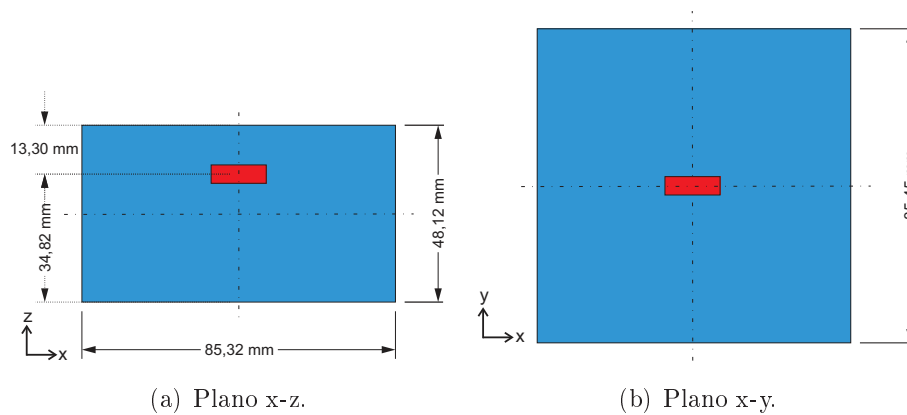


Figura 7.16: Geometria e dimensões da amostra de silicone - caso experimental 2.

A partir desse caso experimental serão apresentadas apenas as médias das imagens térmicas da superfície superior do silicone. A imagem da mama sem tumor foi obtida com o resistor desligado, e a imagem com tumor foi adquirida após a amostra ter alcançado o regime estacionário com o resistor ligado a uma potência de 0,203 W (aproximadamente a mesma usada no caso experimental 1).

Dessa forma, as Figs. 7.17a e 7.17b apresentam as termografias da mama de silicone sem e com tumor, respectivamente. Observa-se nessas imagens novamente uma não-uniformidade na distribuição das temperaturas e possíveis reflexos oriundos da lente da câmera.

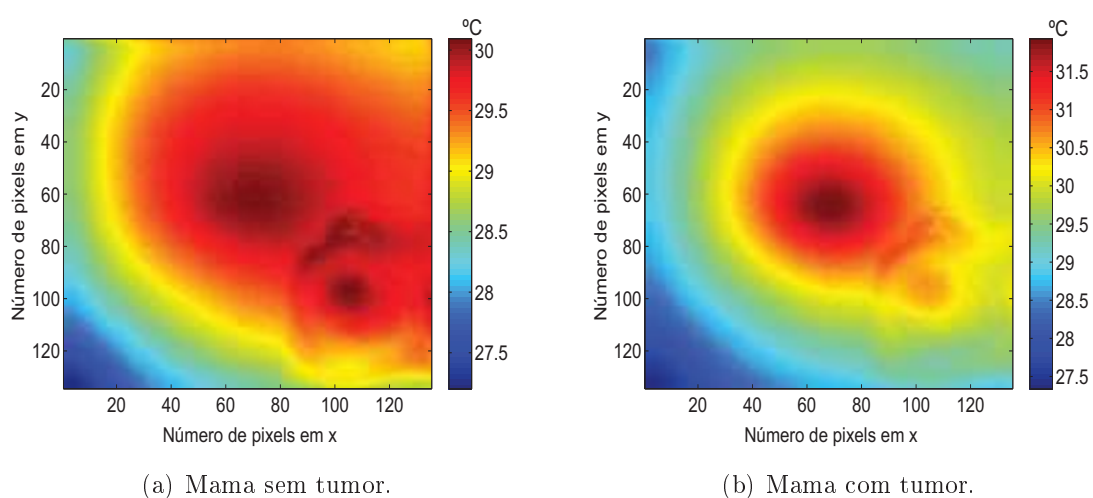


Figura 7.17: Média das termografias da mama de silicone - caso experimental 2.

A diferença entre as médias das imagens termográficas da mama de silicone com (Fig. 7.17b) e sem (Fig. 7.17a) tumor é apresentada na Fig. 7.18. Observa-se que a variação de temperatura na superfície causada pela presença do tumor foi de aproximadamente 1,8 °C, ou seja, 1,1 °C a menos em relação ao caso experimental anterior, isso em razão da maior distância entre o resistor e a superfície superior do silicone. Além disso, os ruídos presentes nas duas imagens anteriores foram bastante reduzidos.



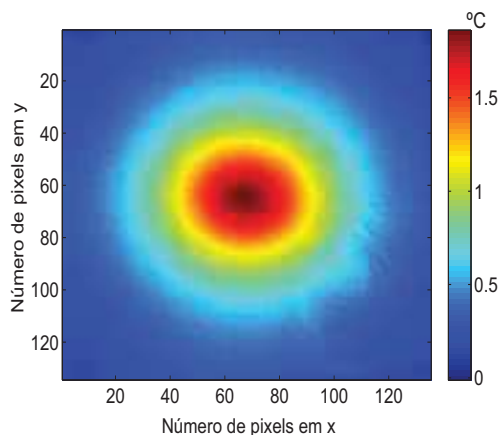


Figura 7.18: Diferença entre as médias das imagens termográficas da mama de silicone com e sem tumor - caso experimental 2.

A partir da linha de corte (que intercepta o ponto de maior temperatura) também criada na Fig. 7.18, foi obtido o perfil de variação térmica, como mostra a Fig. 7.19, usado no cálculo das correlações para a estimativa do tumor.

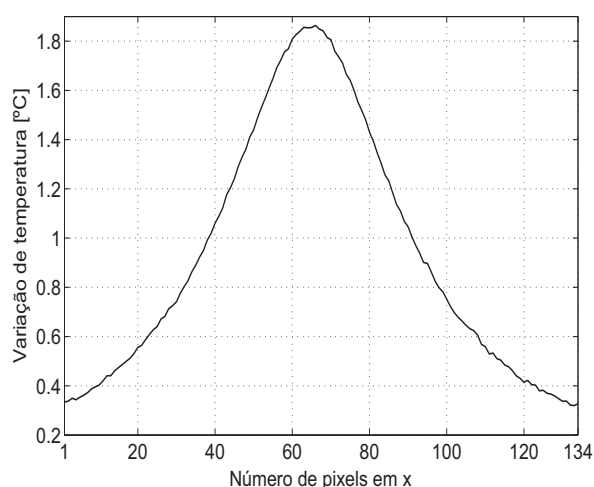


Figura 7.19: Perfil de variação de temperatura na linha de corte - caso experimental 2.

Como novamente o ponto de maior variação térmica ocorreu no centro da superfície, é necessário apenas detectar a profundidade do tumor em relação ao eixo  $z$ . A Figura 7.20 apresenta as correlações calculadas entre o perfil de variação de temperatura desse caso experimental (Fig. 7.19) e todos os perfis de temperaturas auxiliares da Fig. 7.14. A maior correlação obtida foi de 0,9984 para a posição central do tumor em  $z = 33$  mm.

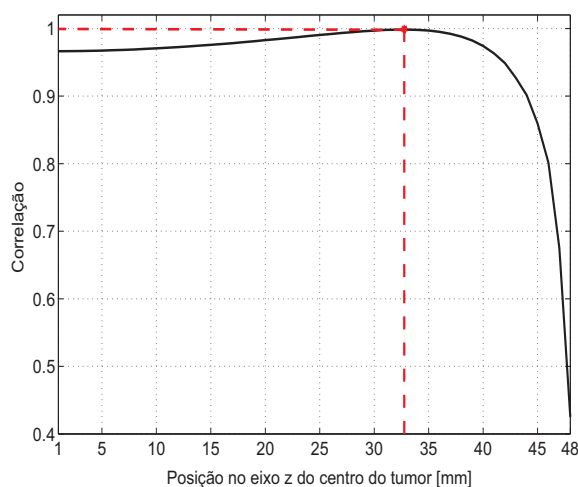


Figura 7.20: Correlações para a determinação da posição central do tumor no eixo z - caso experimental 2.

Portanto, o centro do tumor foi detectado para esse caso experimental no centro do plano x-y e em  $z = 33$  mm. Ocorrendo um erro de apenas 1,82 mm na determinação do centro do resistor ao longo do eixo z, isto é, 3,78 % da profundidade em z do silicone.

## 7.4 Caso experimental 3

No último caso experimental, foi inserido um tumor fora do centro do plano x-y e ainda mais profundo. As coordenadas do centro do resistor são  $x_3 = 22,18$  mm,  $y_3 = 60,74$  mm e  $z_3 = 21,69$  mm, em uma amostra de silicone de dimensões  $L = 84,86$  mm,  $W = 85,09$  mm e  $H = 48,18$  mm, como mostrado na Fig. 7.21.

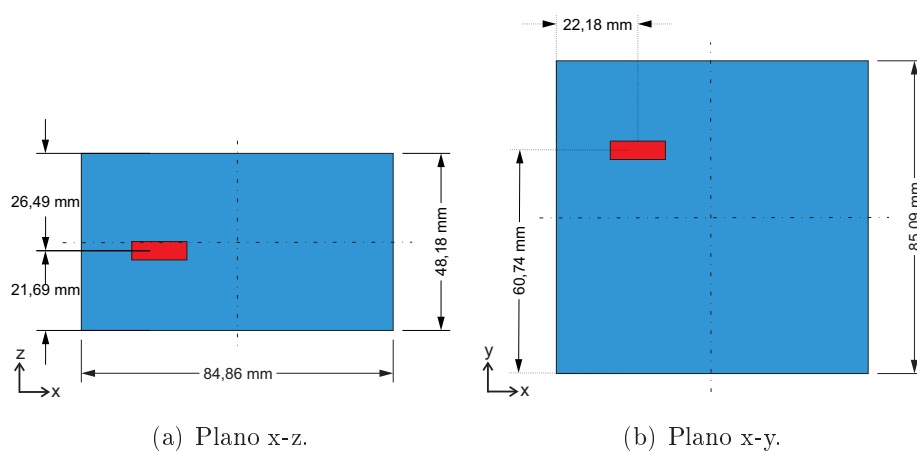


Figura 7.21: Geometria e dimensões da amostra de silicone - caso experimental 3.

A Figura 7.22 apresenta a média das termografias da mama de silicone sem tumor. Observa-se que a distribuição térmica na superfície foi significativamente não-homogênea, e que a aparição de reflexos também foi acentuada.

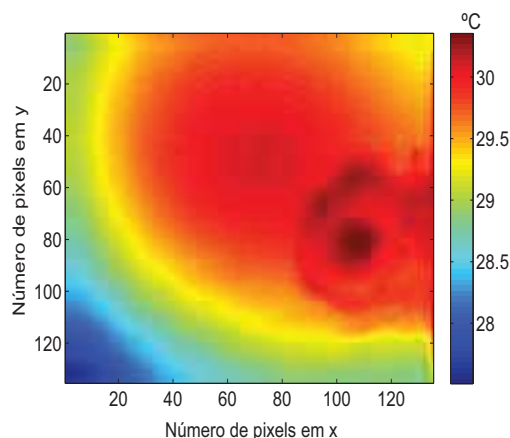


Figura 7.22: Média das termografias da mama de silicone sem tumor - caso experimental 3.

A potência do resistor cerâmico foi mantida igual a 0,201 W, e apenas uma imagem térmica da mama com tumor foi coletada, a qual é mostrada na Fig. 7.23. Visualmente, não é possível notar grandes diferenças entre a imagem com tumor em relação a sem tumor, em razão da distância entre a fonte de calor e a superfície superior do silicone. Ou seja, o calor gerado pelo tumor não foi capaz de causar grandes perturbações térmicas na superfície apresentada pela termografia.

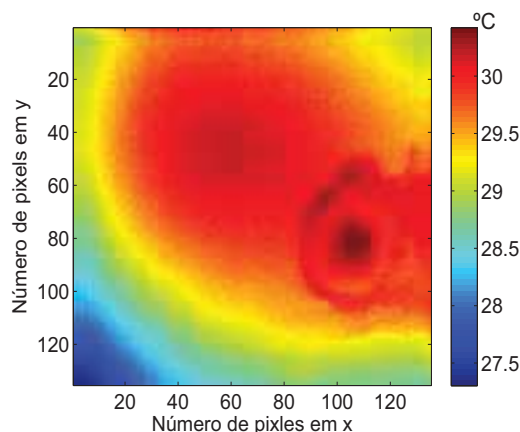


Figura 7.23: Imagem termográfica da mama de silicone com tumor (potência do resistor igual a 0,201 W) - caso experimental 3.

A Figura 7.24 apresenta a diferença entre as imagens térmicas da mama com tumor (Fig. 7.23) e sem tumor (Fig. 7.22). O aumento de temperatura foi próximo de 0,3 °C e, nesse caso,

observa-se ainda nitidamente o reflexo da câmera. Contudo, decidiu-se não usar essa pequena variação térmica para estimar o tumor, pois causaria ainda muitas dificuldades na obtenção de resultados satisfatórios.

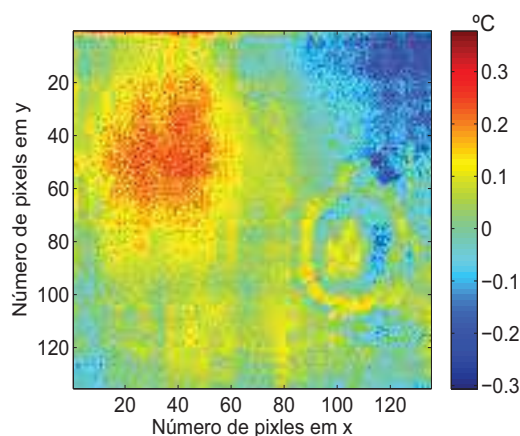


Figura 7.24: Diferença entre a termografia da mama de silicone com tumor (potência do resistor igual a 0,201 W) e sem tumor.

Para aumentar a variação de temperatura, elevou-se a potência do resistor de modo que a temperatura na superfície do silicone aumentasse até no máximo 3 °C. Por fim, adotou-se uma potência de 1,170 W, e 300 imagens térmicas foram adquiridas, a média delas é apresentada na Fig. 7.25.

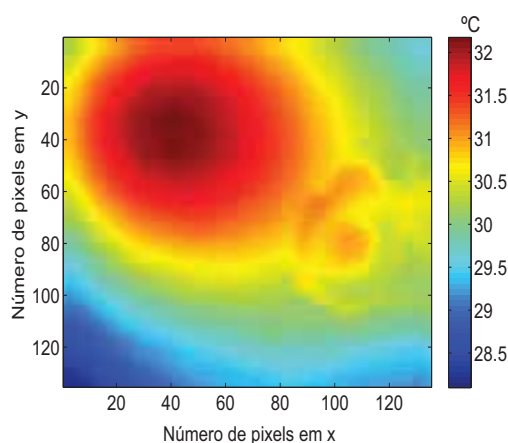


Figura 7.25: Média das termografias da mama de silicone com tumor (potência do resistor igual a 1,170 W) - caso experimental 3.

A Figura 7.26 apresenta a diferença entre as imagens térmicas da mama com tumor (Fig. 7.25) e sem tumor (Fig. 7.22). A variação das temperaturas na superfície da mama foi de aproximadamente 2,4 °C, além disso, os ruídos foram reduzidos significativamente.

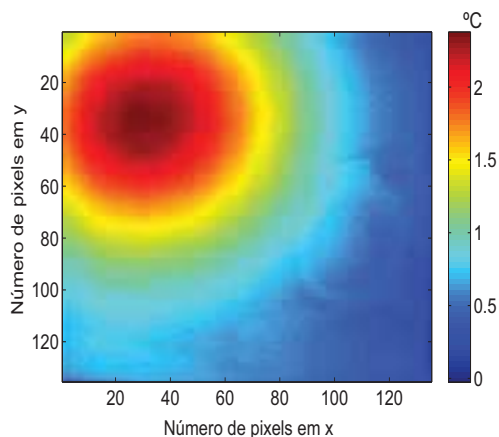


Figura 7.26: Diferença entre a termografia da mama de silicone com tumor (potência do resistor igual a 1,170 W) e sem tumor.

A partir de uma linha de corte (de cima para baixo) também criada na Fig. 7.26, obteve-se o perfil de variação das temperaturas na superfície da mama, conforme mostrado na Fig. 7.27.

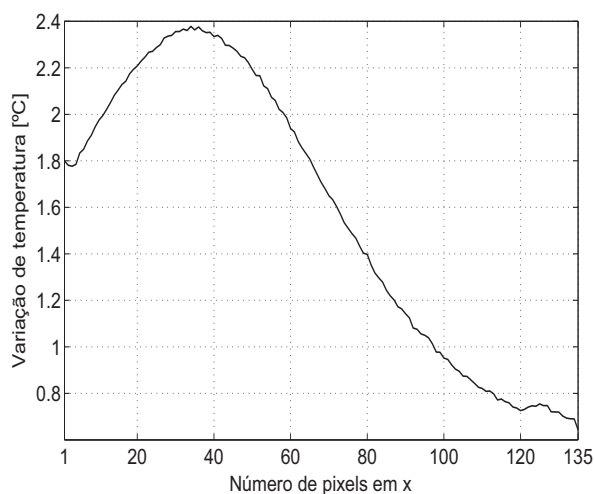


Figura 7.27: Perfil de variação de temperatura na linha de corte - caso experimental 3.

Nesse caso, a maior variação térmica não ocorreu no centro da superfície da mama, portanto não é possível realizar a busca apenas pela coordenada no eixo z. A ideia aqui empregada foi criar um volume de interesse, como mostrado na Fig. 7.28, pertencente ao quadrante superior esquerdo da superfície, de modo que foram gerados perfis de temperaturas auxiliares para cada problema auxiliar resolvido no COMSOL para um tumor milimétrico (um por vez) centralizado a cada 1 mm dentro do volume de interesse. Sendo que o volume de interesse está compreendido dentro dos intervalos no eixo x de 6 mm até 34 mm, no eixo y de 49 a 77 mm e no eixo z de 1 mm até 48 mm. No total, foram gerados 40368 perfis auxiliares de temperaturas normalizados

para a tentativa de estimar o tumor do caso experimental 3.

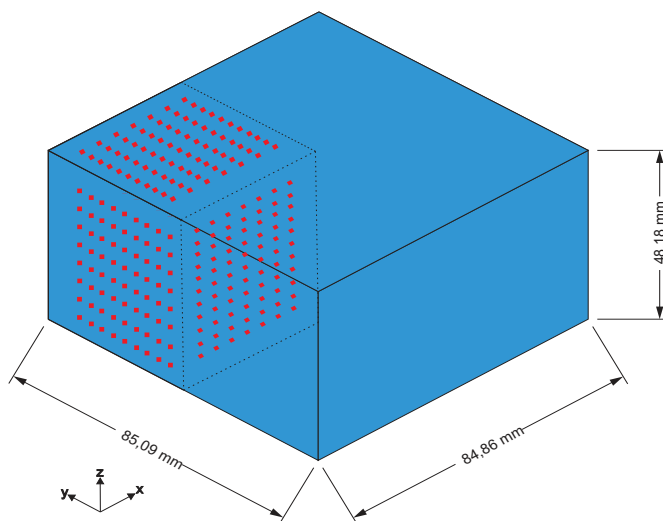


Figura 7.28: Volume de interesse usado para gerar as possíveis localizações do tumor para o caso experimental 3.

A Figura 7.29a apresenta as correlações calculadas entre o perfil de variação das temperaturas do caso experimental 3 (com potência do resistor igual a 1,170 W) e todos os perfis de temperaturas auxiliares gerados a partir dos diversos possíveis centros para o tumor desse caso. Diversos valores altos de correlação foram encontrados, e a Fig. 7.29b destaca apenas as maiores correlações obtidas, onde a correlação absoluta maior foi igual a 0,9994287 para o número de busca de 28631, correspondente as coordenadas do centro do tumor iguais a  $x_{3'} = 26$  mm,  $y_{3'} = 61$  mm e  $z_{3'} = 23$  mm.

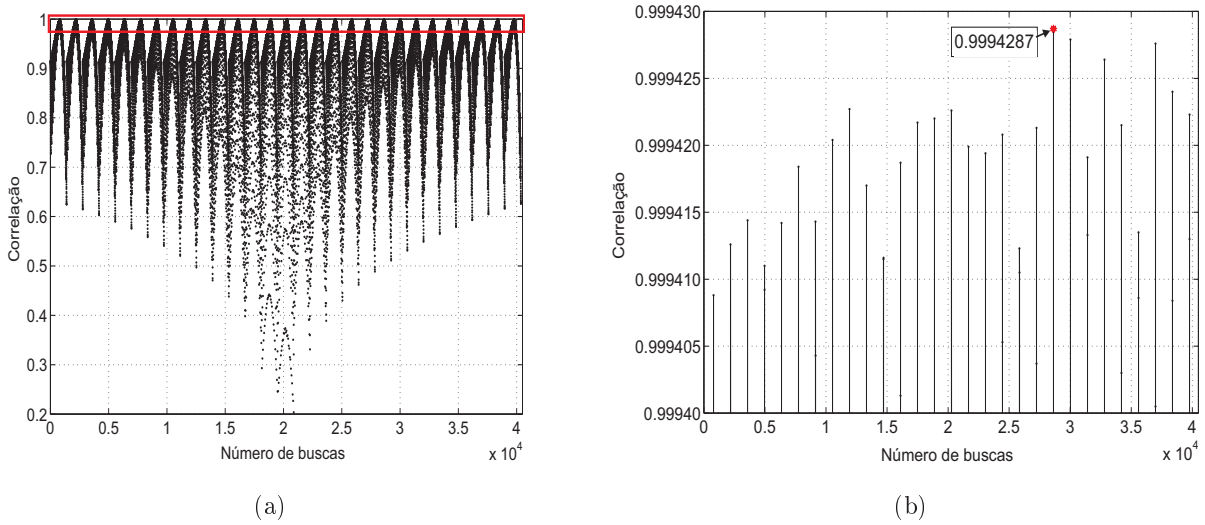


Figura 7.29: Correlações para a determinação da posição central do tumor - caso experimental 3.

O erro obtido nas estimativas para as coordenadas x, y e z foram de 3,82, 0,26 e 1,31 mm, respectivamente. Em termos percentuais, os erros foram iguais a 4,5%, 0,3% e 2,7%, em relação as posições reais em x, y e z, respectivamente.

A Figura 7.30 apresenta esquematicamente a posição real do tumor e suas respectivas coordenadas estimadas pela técnica proposta. Observa-se que o centro estimado para o tumor está contido exatamente no espaço ocupado pelo resistor cerâmico dentro da mama de silicone.

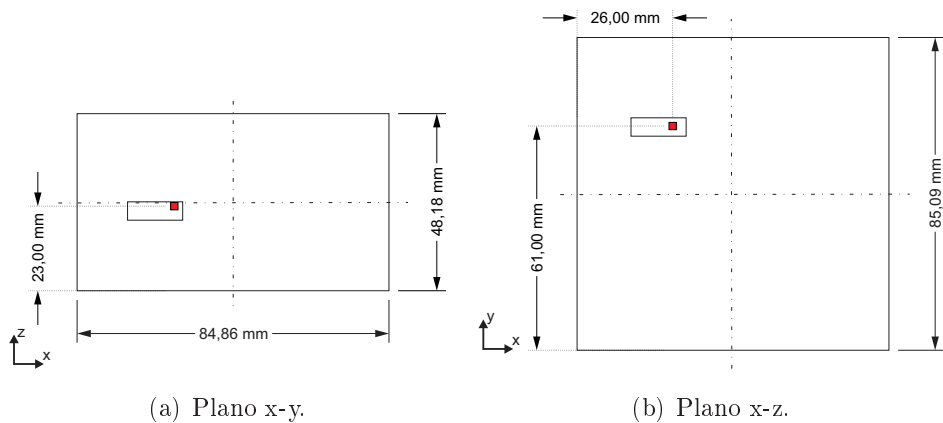


Figura 7.30: Desenho esquemático ilustrando a estimativa do tumor para o caso experimental 3.

## 7.5 Análise da influência do conhecimento prévio dos valores das propriedades e parâmetros na estimativa experimental do centro do tumor

Após as estimativas dos tumores terem sido realizadas para os três casos experimentais apresentados, esta seção mostra que a simplificação aplicada na metodologia inversa é válida. Ou seja, o fato de não conhecer previamente o valor da condutividade térmica, tamanho e intensidade de geração de calor do tumor na solução dos problemas auxiliares resolvidos no COMSOL, não influencia a detecção da posição central do tumor por meio das correlações.

Assim, nesta seção será analisado a influência de tais informações apenas na estimativa do tumor no caso experimental 1. Sendo assim, todas as outras propriedades e parâmetros utilizados para a geração dos perfis auxiliares serão mantidas.

### 7.5.1 Influência da condutividade térmica do tumor

A influência de diferentes valores de condutividade térmica para o tumor (nesse caso, o resistor cerâmico) nas correlações foi analisada. Os valores escolhidos (baseados na literatura para o resistor cerâmico) para a condutividade térmica do tumor foram de 0,01 e 1,00  $W/(mK)$ . A Figura 7.31 apresenta as correlações calculadas entre o perfil de variação de temperatura do caso experimental 1 (Fig. 7.13) e os perfis auxiliares recalculados para tumores de condutividade térmica iguais a 0,01 e 1,00  $W/(mK)$ . Em ambos os casos, a maior correlação obtida foi de 0,9993 para a posição central do tumor em  $z = 40$  mm. Ou seja, a mesma estimativa já realizada anteriormente.



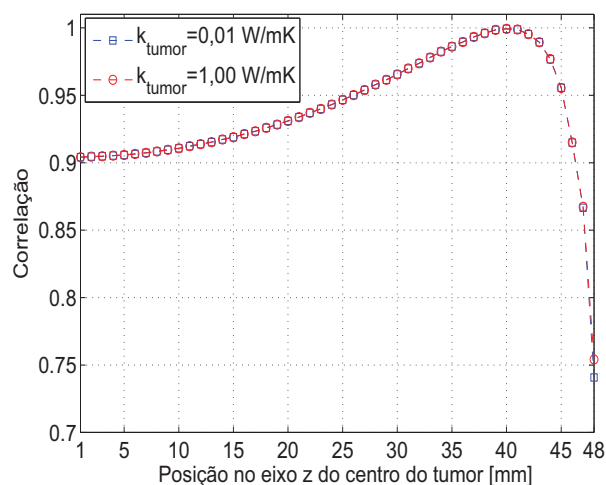


Figura 7.31: Correlações para a determinação da posição central do tumor usando diferentes condutividades térmicas do tumor para o caso experimental 1.

Portanto, como já discutido, o conhecimento prévio do valor da condutividade térmica do tumor não altera a estimativa da sua posição central usando as correlações.

### 7.5.2 Influência do volume do tumor

Nesta análise, o diâmetro do tumor usado na solução dos problemas auxiliares variou entre  $d_1 = 0,1 \text{ mm}$  e  $d_2 = 10 \text{ mm}$ . Dessa forma, as novas correlações calculadas são apresentadas na Fig. 7.32. Novamente, em ambos os casos, a maior correlação obtida foi de 0,9993 para a posição central do tumor em  $z = 40 \text{ mm}$ . Ou seja, a mesma estimativa já realizada.

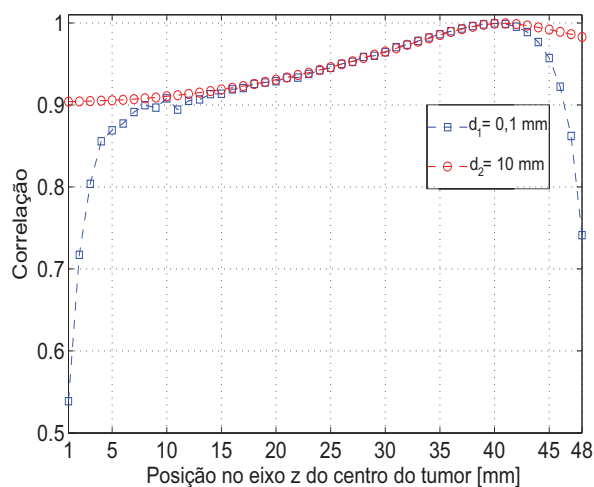


Figura 7.32: Correlações para a determinação da posição central do tumor usando diferentes volumes do tumor para o caso experimental 1

Sendo assim, também não é necessário conhecer previamente o volume do tumor para detectar a profundidade do seu centro através da técnica proposta.

### 7.5.3 Influência da geração de calor do tumor

Alterou-se também a intensidade da geração de calor do tumor para  $Q_{m,t,1} = 0,1$  e  $Q_{m,t,2} = 100000 \text{ W/m}^3$ . A Figura 7.33 apresenta as novas correlações, e novamente foram obtidas as mesmas estimativas já determinadas para o caso experimental 1.

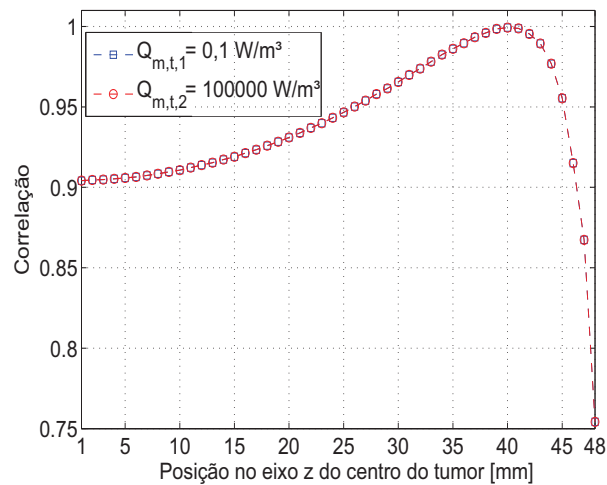


Figura 7.33: Correlações para a determinação da profundidade do centro do tumor usando diferentes intensidades de geração de calor do tumor para o caso experimental 1

### 7.5.4 Influência da condutividade térmica do tecido saudável

Por último, o efeito da condutividade térmica do tecido saudável também foi analisada. Os valores  $k_1 = 0,1$ ,  $k_2 = 0,5$  e  $k_3 = 1,0 \text{ W/(mK)}$  foram selecionados para a análise. A Figura 7.34 apresenta os resultados do cálculo das correlações para cada valor selecionado para a condutividade térmica do tecido saudável. A maior correlação para  $k_1$  foi 0,9993 para o centro do tumor em  $z = 39$  mm, para  $k_2$  foi 0,9992 para o centro do tumor em  $z = 40$  mm e para  $k_3$  foi 0,9992 para o centro do tumor em  $z = 41$  mm.

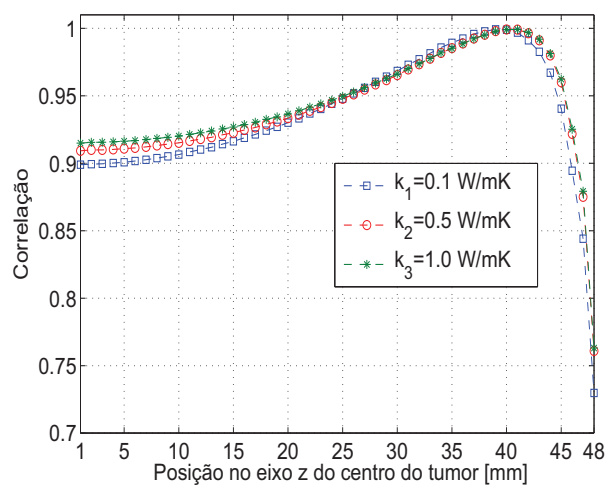


Figura 7.34: Correlações para a determinação da posição central do tumor usando diferentes condutividades térmicas do tecido saudável para o caso experimental 1

Pode-se concluir que a variação imposta na condutividade térmica do tecido saudável resultou em diferentes estimativas para o centro do tumor do caso 1. Para cada caso estudado, ocorreu apenas uma pequena variação na estimativa do centro do tumor, sendo que os erros obtidos usando  $k_1$ ,  $k_2$  e  $k_3$  foram 2,33 mm (4,8%), 1,33 mm (2,7%) e 0,33 mm (0,7%), respectivamente.

## Capítulo 8

# Estimativa de tumores em simulações numéricas usando uma geometria bidimensional real da mama

Este capítulo apresenta resultados numéricos de estimativas dos três principais tipos de câncer de mama através das simulações dos tumores usando uma geometria bidimensional que simula a anatomia real da mama. Dessa forma, pretende-se demonstrar a capacidade da técnica na solução de problemas de geometrias mais complexas.

### 8.1 Mama saudável

A Figura 8.1 apresenta o modelo numérico bidimensional da mama utilizado nas simulações deste capítulo (este modelo foi obtido da anatomia real da mama apresentada na Fig. 3.1). O modelo é composto por diversos componentes do tecido mamário, como já comentado na seção 3.1. A superfície externa da pele da mama foi exposta ao meio convectivo, sendo o coeficiente de convecção de  $10 \text{ W}/(\text{m}^2\text{K})$  e a temperatura ambiente igual a  $25 \text{ }^\circ\text{C}$ . A temperatura da superfície interna (costela) foi mantida constante a  $37 \text{ }^\circ\text{C}$ . As demais propriedades termofísicas utilizadas para os tecidos biológicos são listadas na Tab. 8.1. Após o estudo de convergência de malha, selecionou-se a malha composta por 21909 elementos triangulares para as simulações deste capítulo.

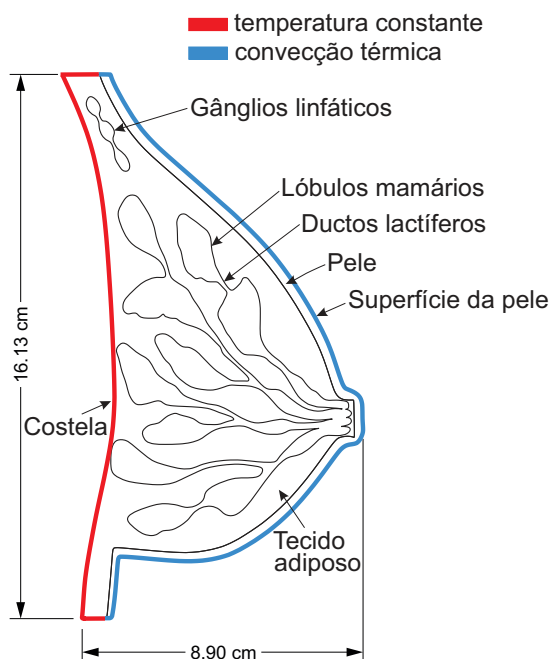


Figura 8.1: Modelo numérico bidimensional que simula a anatomia real da mama.

Tabela 8.1: Propriedades termofísicas para os tecidos biológicos da mama bidimensional (AGNELLI; BARREA; TURNER, 2011),(HOSSAIN; MOHAMMADI, 2016).

| Propriedades                        | Valor                    | Tecido                            |
|-------------------------------------|--------------------------|-----------------------------------|
| Condutividade térmica, $k$          | 0,21 $W/(mK)$            | Pele e Gordura                    |
|                                     | 0,52 $W/(mK)$            | Ducto, Lóbulo e Gânglio linfático |
|                                     | 0,62 $W/(mK)$            | Tumor                             |
| Perfusão sanguínea, $w$             | $2,2 \times 10^{-4}$ 1/s | Pele e Gordura                    |
|                                     | $5,2 \times 10^{-4}$ 1/s | Ducto, Lóbulo e Gânglio linfático |
|                                     | $1,6 \times 10^{-2}$ 1/s | Tumor                             |
| Massa específica, $\rho$            | 1000 $kg/m^3$            | Todos os tecidos saudáveis        |
| Calor específico, $c$               | 4186 $J/kgK$             | Todos os tecidos saudáveis        |
| Geração de calor volumétrica, $Q_m$ | 420 $W/m^3$              | Todos os tecidos saudáveis        |
|                                     | $1 \times 10^5$ $W/m^3$  | Tumor                             |

Todas as propriedades e parâmetros termofísicos mencionados anteriormente foram utilizados em todos os casos simulados neste capítulo.

Inicialmente, um caso envolvendo uma mama saudável (sem tumor) foi analisado termica-

mente. A Figura 8.2 apresenta a distribuição das temperaturas para a mama simulada nessa situação. Observa-se um comportamento térmico típico de um tecido mamário sem anomalias, onde o gradiente de temperatura ocorre a partir da superfície interna até a superfície externa da pele.

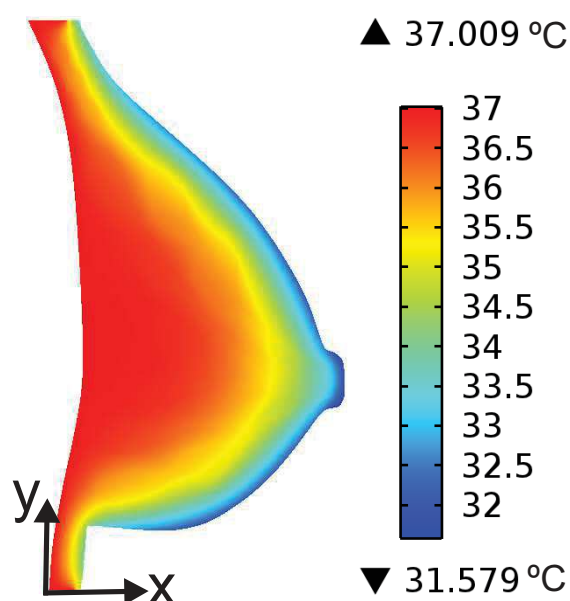


Figura 8.2: Distribuição das temperaturas em uma mama saudável (sem tumor).

## 8.2 Carcinoma ductal *in situ*

O carcinoma ductal *in situ*, também conhecido como DCIS, é um dos principais tipos de câncer de mama e foi analisado termicamente nesta etapa. A Figura 8.3a apresenta o modelo da mama com DCIS, onde um pequeno tumor esférico com diâmetro,  $d$ , de 0,25 cm foi centralizado dentro de um dos ductos lactíferos, mais precisamente nas coordenadas  $x = 5,64$  cm e  $y = 7,01$  cm.

A distribuição das temperaturas na mama com DCIS é semelhante ao caso sem tumor, conforme pode ser observado na Fig. 8.3b. A razão para isso acontecer está relacionado ao pequeno tamanho desse tumor não invasivo, gerando pouco calor metabólico anormal, causando mínimas variações térmicas na mama. Mesmo assim, ainda é possível observar uma pequena mudança nas temperaturas próximas a região do tumor, mas nenhuma variação de temperatura visível é notada na superfície da pele.

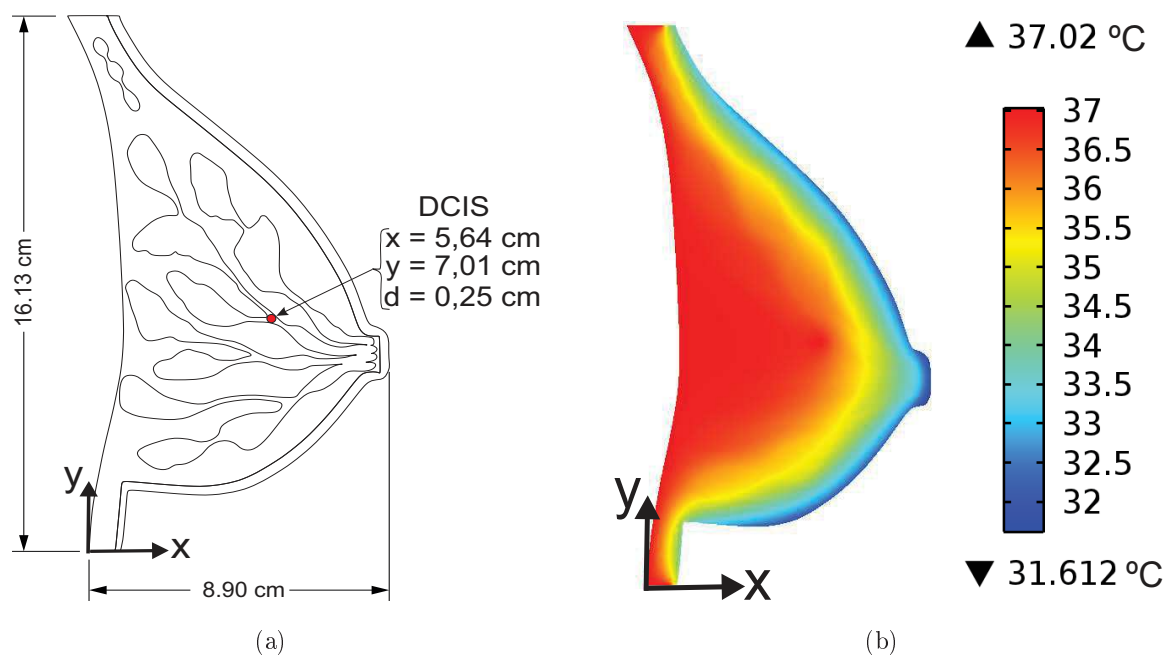


Figura 8.3: Carcinoma ductal *in situ*: (a) Modelo numérico, (b) Distribuição das temperaturas.

A Figura 8.4 apresenta as temperaturas obtidas a partir da superfície da pele para os casos sem tumor e com DCIS. Observa-se que os perfis térmicos são visualmente idênticos, tornando difícil afirmar alguma diferença entre os dois casos. Entretanto, ao realizar a subtração entre as temperaturas com DCIS e sem tumor, obtém-se o perfil de variação das temperaturas entre os dois casos, como mostrado na Fig. 8.5. Observa-se agora uma pequena variação entre as temperaturas (aproximadamente  $0,06 \text{ °C}$ ) causada pelo surgimento do DCIS na superfície da pele.

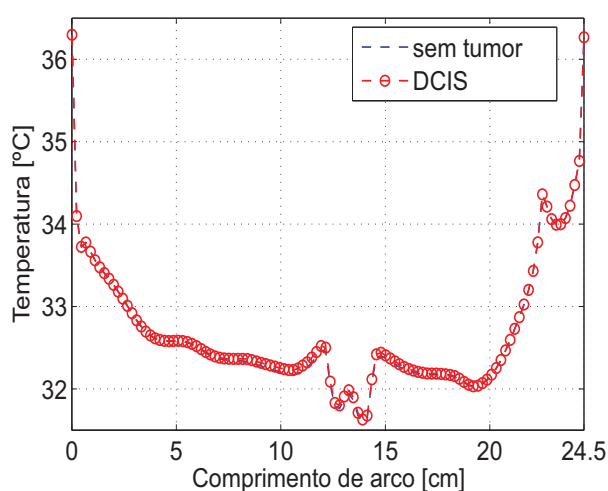


Figura 8.4: Perfis das temperaturas na superfície da pele (DCIS x mama saudável).

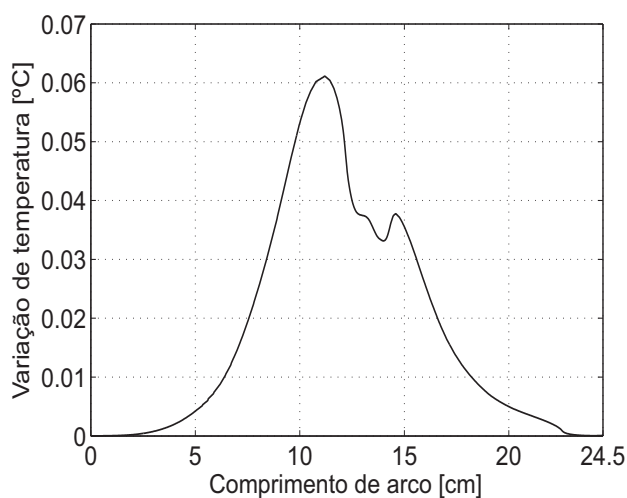


Figura 8.5: Variação das temperaturas na superfície da pele causada pelo DCIS.

A partir do perfil de variação das temperaturas apresentado na Fig. 8.5, segue-se a técnica proposta para realizar a estimativa do tumor. O próximo passo é encontrar o ponto na superfície da pele da mama onde ocorreu a maior variação de temperatura ( $\Delta T_{max}$ ), marcando-o na posição correta na geometria da mama previamente obtida, como mostrado na Fig. 8.6. Em seguida, dois pontos auxiliares que servem como referência para a geração de três funções de restrição  $f(x,y)$ ,  $g(x,y)$  e  $m(x,y)$  são marcados. Um limite inferior na direção  $x$  também foi criado pela função de restrição  $p(x,y)$ . Essas quatro funções de restrição são usadas para limitar a região de busca do tumor, já que seria desnecessário realizar a busca em todo o domínio da mama.



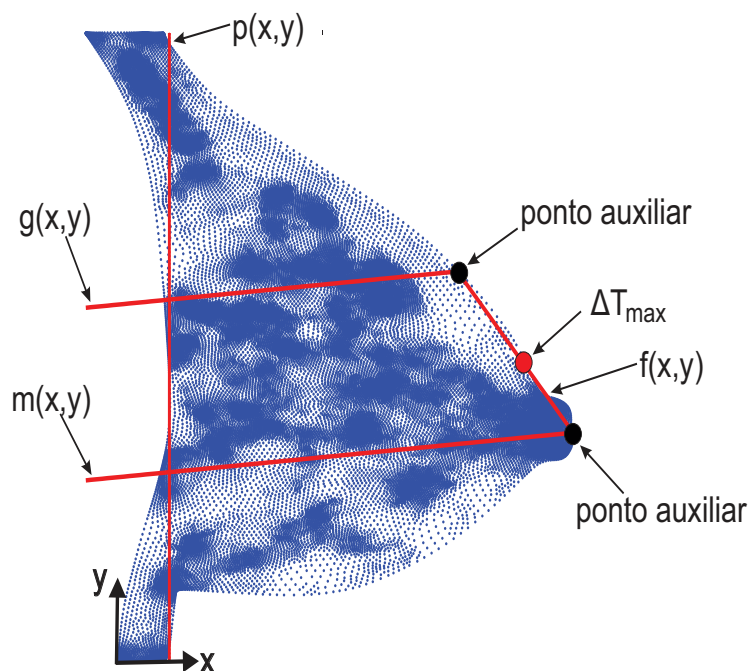


Figura 8.6: Criação da região de busca para a estimativa do DCIS.

Neste estudo, os problemas auxiliares usando a mesma geometria bidimensional da mama devem ser resolvidos sem o conhecimento prévio das propriedades e parâmetros do tumor. Em relação aos coeficiente de condutividade térmica das diferentes camadas do tecido mamário, apenas um único valor médio foi usado, evitando assim a dependência do conhecimento exato e detalhado dessa propriedade, o que resultaria no aumento da complexidade do problema. Os valores das propriedades do sangue devem ser conhecidos.

A Tabela 8.2 lista os valores das propriedades termofísicas dos tecidos biológicos usados na solução dos problemas auxiliares. A massa específica e o calor específico do sangue foram os mesmos valores usados no problema original. As temperaturas da superfície interna e do ambiente podem ser consideradas iguais a  $0\text{ }^{\circ}\text{C}$ , e o coeficiente de convecção deve ter o mesmo valor de  $10\text{ W}/(\text{m}^2\text{K})$ . Esta configuração de dados para os problemas auxiliares foi utilizada em todos os casos deste capítulo.

Tabela 8.2: Propriedades termofísicas dos tecidos biológicos usados no problema auxiliar.

| Propriedades                        | Valor                    | Tecido                            |
|-------------------------------------|--------------------------|-----------------------------------|
| Condutividade térmica, $k$          | $0,37 W/(mK)$            | Todos os tecidos saudáveis        |
|                                     | $1 W/(mK)$               | Tumor                             |
| Perfusão sanguínea, $w$             | $2,2 \times 10^{-4} 1/s$ | Pele e Gordura                    |
|                                     | $5,2 \times 10^{-4} 1/s$ | Ducto, Lóbulo e Gânglio linfático |
|                                     | $1,6 \times 10^{-2} 1/s$ | Tumor                             |
| Geração de calor volumétrica, $Q_m$ | $0 W/m^3$                | Todos os tecidos saudáveis        |
|                                     | $1 W/m^3$                | Tumor                             |

Dentro da região de busca, delimitada por quatro funções de restrição (como já mostrado na Fig. 8.6), tumores com diâmetro de 1 mm e centralizados a cada 1 mm foram simulados individualmente no COMSOL. Cada simulação gerou um perfil de temperatura auxiliar na superfície da pele da mama. Estes perfis, por sua vez, foram correlacionados com a variação térmica já obtida para o DCIS (Fig. 8.5).

No total, foram criados 2788 centros de tumores hipotéticos dentro da região de busca. A Figura 8.7a apresenta as correlações obtidas entre cada perfil de temperatura auxiliar e a variação térmica causada pelo DCIS na superfície da pele da mama. Diversos altos valores para as correlações foram calculados, mas apenas os maiores foram destacados na Fig. 8.7b. A maior correlação calculada foi 0,9999 para o número de busca 1790, que corresponde as coordenadas centrais  $x = 5,63$  e  $y = 6,99$  cm do tumor.

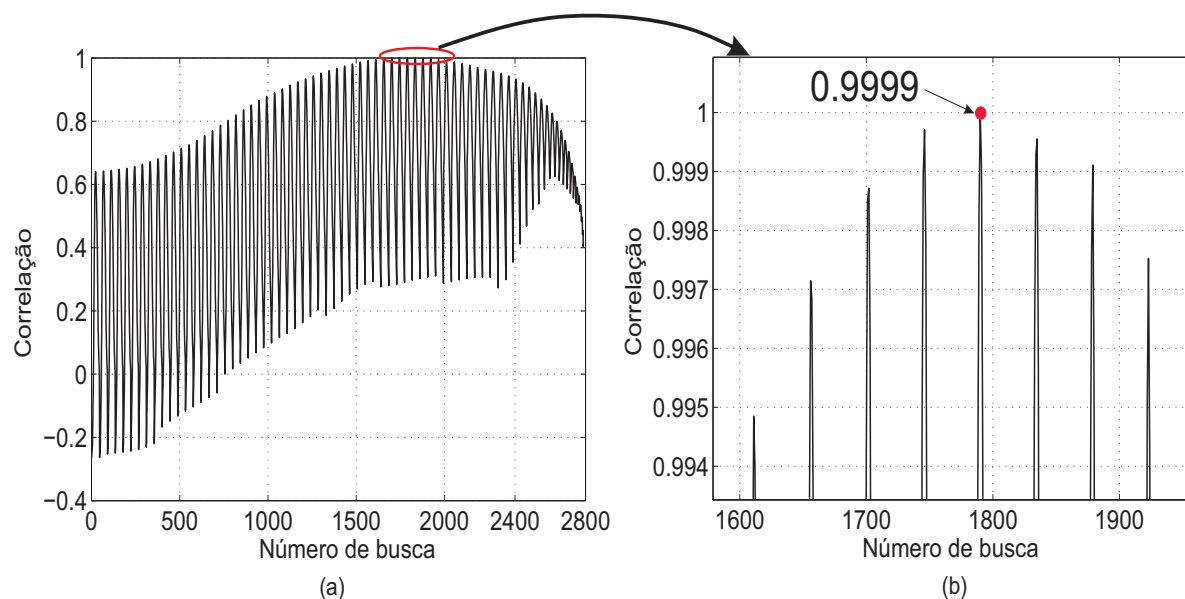


Figura 8.7: Correlações calculadas para a estimativa da localização do DCIS: (a) Todas as correlações, (b) Apenas as maiores correlações.

Portanto, mesmo a variação térmica na superfície da pele da mama sendo mínima (o que dificultaria a detecção real de um tumor), a técnica foi capaz de estimar com precisão a localização central do carcinoma usando apenas temperaturas superficiais da mama. O erro obtido na localização foi de 0,01 e 0,02 cm na direção x e y, respectivamente.

### 8.3 Carcinoma ductal invasivo

O tumor que estava dentro de um dos ductos lactíferos cresceu e invadiu os tecidos adjacentes, tornando-se um carcinoma ductal invasivo (IDC), como mostrado na Fig. 8.8a. Nesse caso, o câncer invasivo permaneceu centralizado nas mesmas coordenadas do DCIS e o diâmetro aumentou para 1,0 cm. A Figura 8.8b apresenta a distribuição das temperaturas na mama com IDC, onde observa-se mudanças significativas nas temperaturas quando comparadas com a mama saudável (Fig. 8.2).

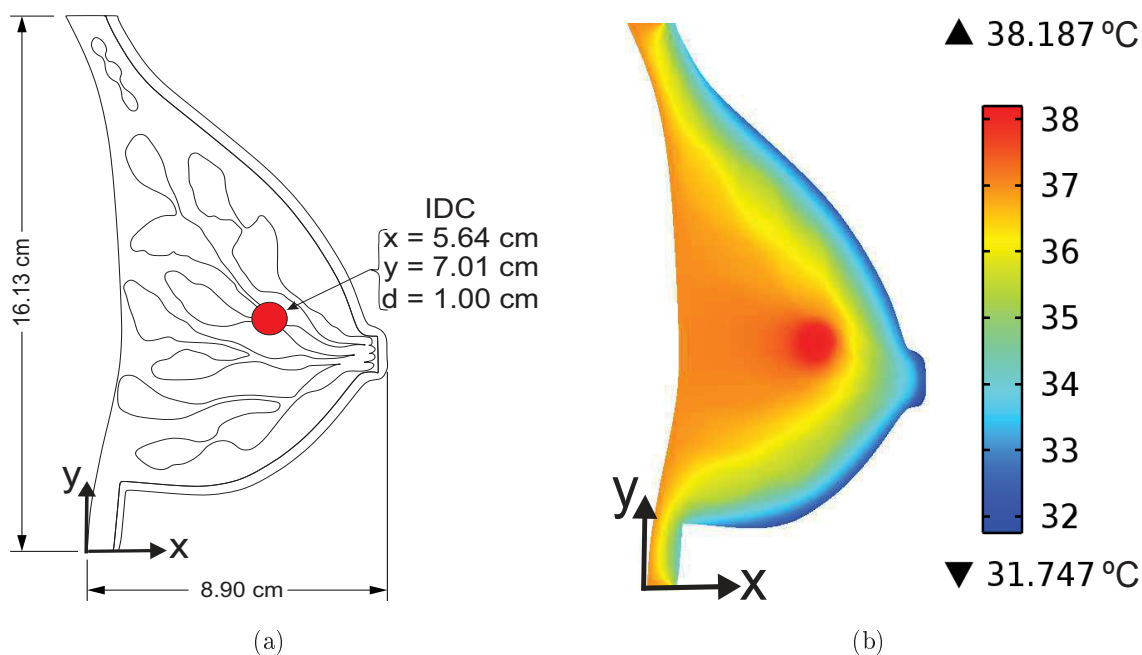


Figura 8.8: Carcinoma ductal invasivo: (a) Modelo numérico, (b) Distribuição das temperaturas.

A Figura 8.9 apresenta a comparação entre as temperaturas na superfície da pele da mama com IDC e sem tumor. Nesse caso, as temperaturas aumentaram visivelmente em várias regiões da mama. A Figura 8.10 apresenta a diferença entre as temperaturas na superfície, mostrando variações térmicas de até aproximadamente  $0,30\text{ }^{\circ}\text{C}$ . Também observa-se que a forma desse perfil de variação de temperatura é idêntica ao do DCIS (Fig. 8.5), isso porque ambos os tumores foram centralizados nas mesmas coordenadas.

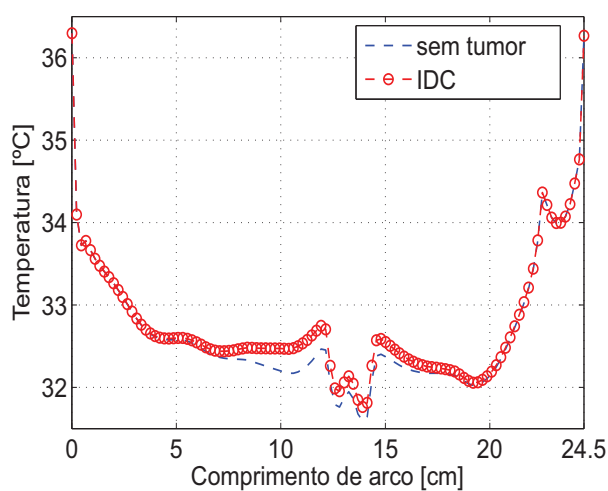


Figura 8.9: Perfis das temperaturas na superfície da pele (IDC x mama saudável).

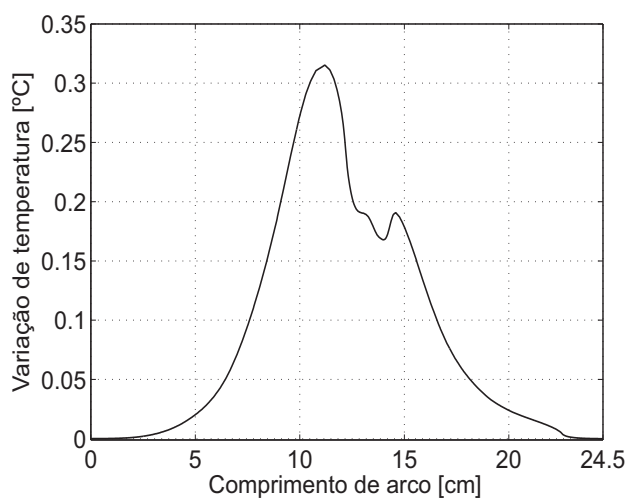


Figura 8.10: Variação das temperaturas na superfície da pele causada pelo IDC.

Para a estimativa do IDC foram simulados 2693 centros hipotéticos para o tumor delimitados na região de busca apresenta na Fig. 8.11.

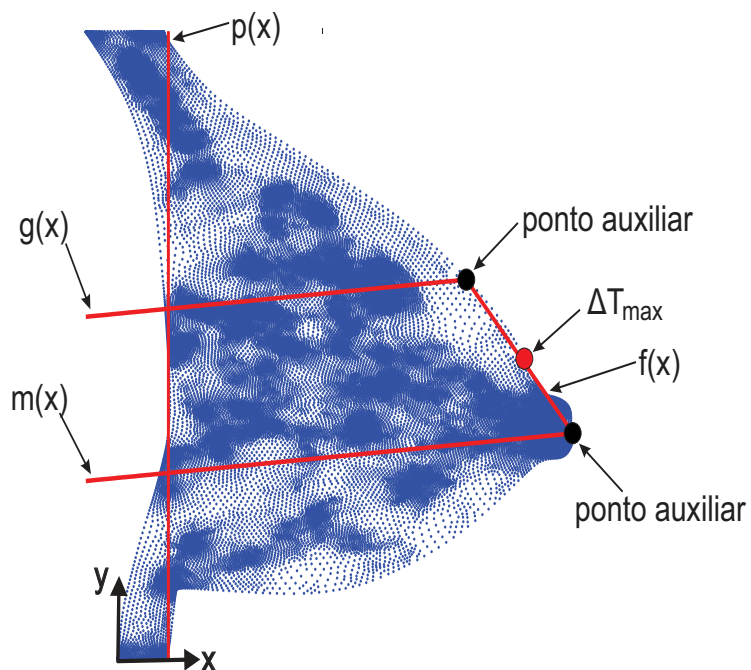


Figura 8.11: Criação da região de busca para a estimativa do IDC.

A Figura 8.12a apresenta as correlações calculadas entre cada perfil de temperatura auxiliar e a variação térmica causada pelo IDC na superfície da pele da mama. Novamente, diversos valores altos de correlação foram obtidos, sendo necessário destacar apenas os maiores na Fig. 8.12b. A maior correlação obtida foi 0,9999 para o número de busca 1745, que corresponde as

coordenadas centrais  $x = 5,71$  e  $y = 7,07$  cm do tumor. O erro relacionado a estimativa da localização central do IDC foi de 0,07 e 0,06 cm nas direções x e y, respectivamente.

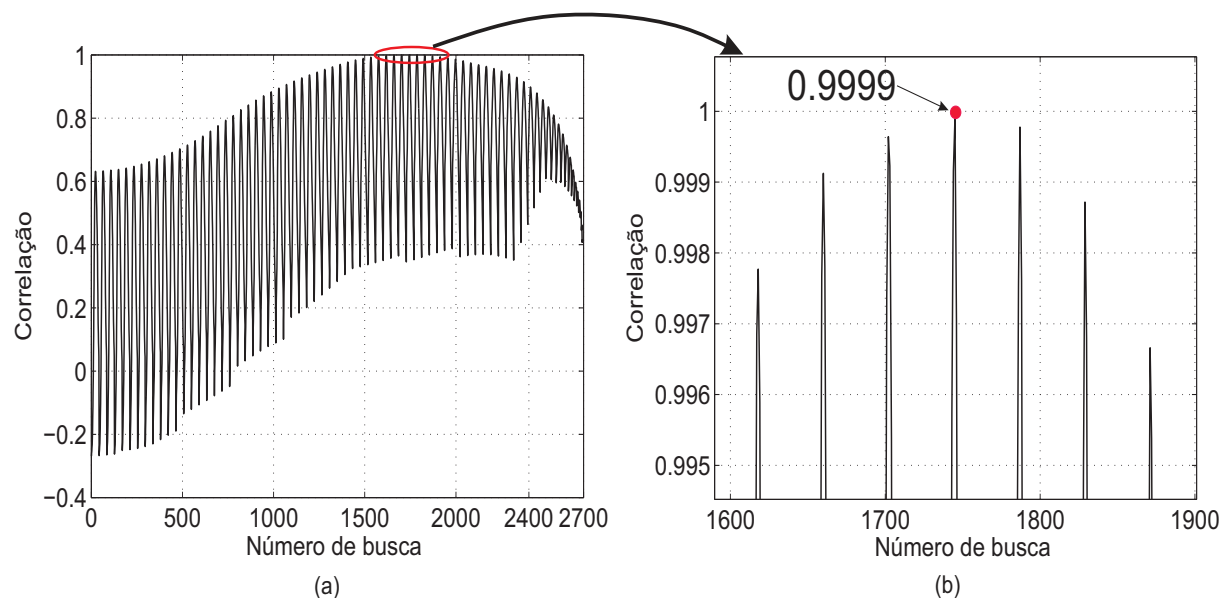


Figura 8.12: Correlações calculadas para a estimativa da localização do IDC: (a) Todas as correlações, (b) Apenas as maiores correlações.

## 8.4 Carcinoma lobular invasivo

O último caso avaliado foi do carcinoma lobular invasivo, mais conhecido como ILC. Nessa simulação, um tumor de diâmetro igual a 1,0 cm foi centralizado dentro de um dos lóbulos mamários, nas coordenadas  $x = 5,54$  cm e  $y = 9,26$  cm, como mostrado na Fig. 8.13a. Por se tratar de um câncer invasivo, o mesmo já rompeu as paredes do lóbulo e invadiu o tecido adiposo. A Figura 8.13b apresenta a distribuição das temperaturas na mama com ILC, onde observa-se grandes mudanças do campo térmico em relação a mama saudável.

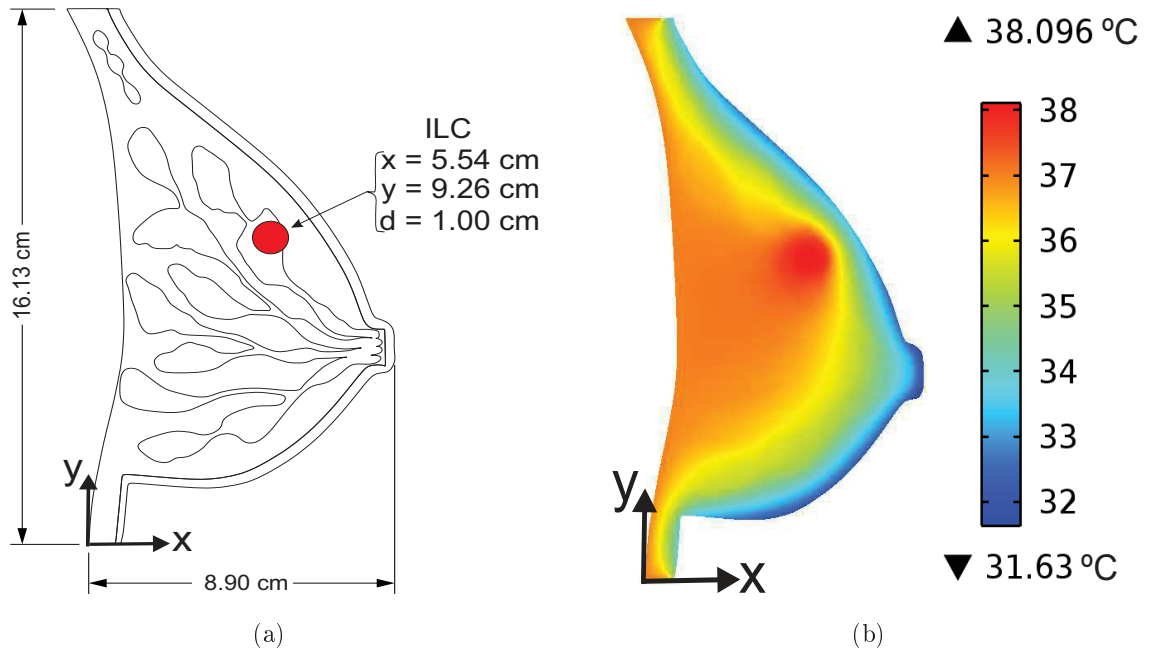


Figura 8.13: Carcinoma lobular invasivo: (a) Modelo numérico, (b) Distribuição das temperaturas.

A comparação entre os perfis das temperaturas na superfície da pele da mama com ILC e sem tumor é apresentada na Fig. 8.14. A variação térmica causada pelo ILC na mama pode ser melhor observada na Fig. 8.15, onde ocorreu um aumento acima de  $1\text{ }^{\circ}\text{C}$  na superfície da pele. Essa variação de temperatura foi a maior dentre todos os casos, isso porque o tumor foi propositalmente posicionado mais próximo da superfície externa da mama, intensificando assim a transferência de calor para a pele.

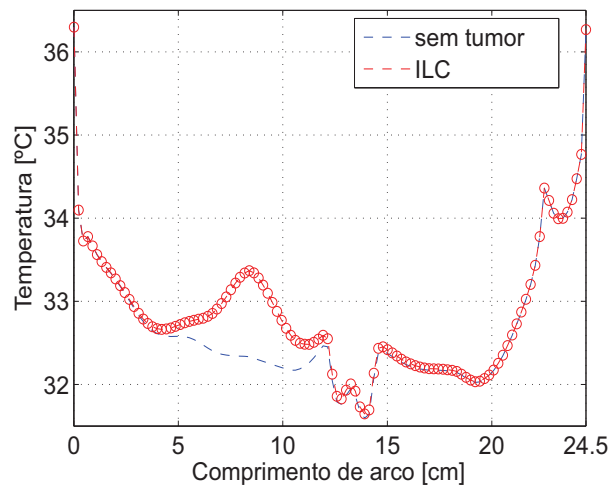


Figura 8.14: Perfis de temperaturas na superfície da pele (ILC x mama saudável).

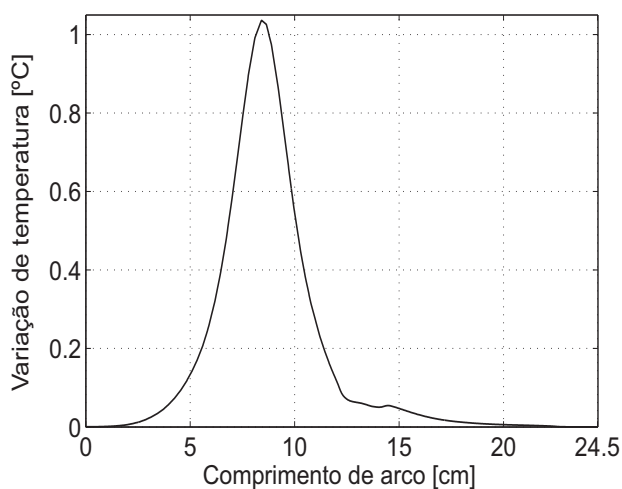


Figura 8.15: Variação das temperaturas na superfície da pele causada pelo ILC.

A busca pela estimativa do ILC totalizou a geração de 2992 centros hipotéticos de tumor delimitados pelas funções de restrição apresentadas na Fig. 8.16.

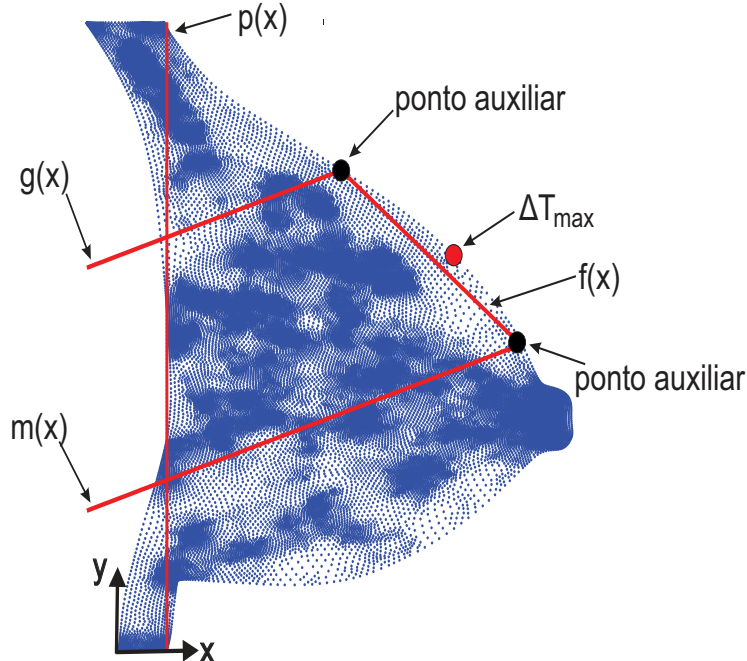


Figura 8.16: Criação da região de busca para a estimativa do ILC.

Todas as correlações calculadas entre os perfis das temperaturas auxiliares e a variação térmica causada pelo ILC na superfície da pele são mostradas na Fig. 8.17a. A Figura 8.17b apresenta apenas os maiores valores de correlação obtidos, onde o máximo encontrado foi 0,9998 para os números de busca 2453 e 2499. Ou seja, duas possíveis localizações para o centro do



ILC foram detectadas, onde a busca 2453 corresponde as coordenadas centrais  $x = 5,57$  e  $y = 9,24$  cm do tumor, já a busca 2499 refere-se as coordenadas centrais  $x = 5,67$  e  $y = 9,34$  cm. Os erros obtidos para essa estimativa foram nas direções  $x$  e  $y$ , respectivamente, iguais a  $0,03$  e  $0,02$  cm para a primeira busca, e  $0,13$  e  $0,08$  cm para a segunda busca.

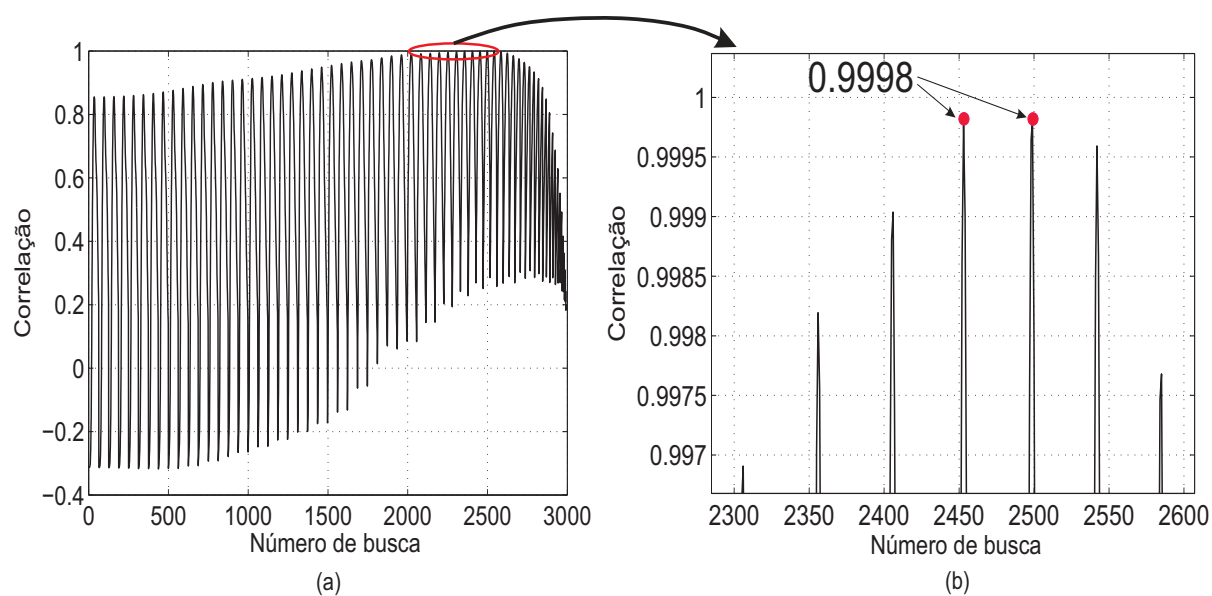


Figura 8.17: Correlações calculadas para a estimativa da localização do ILC: (a) Todas as correlações, (b) Apenas as maiores correlações.

## Capítulo 9

# Estimativa de tumores em simulações numéricas usando uma geometria tridimensional real da mama obtida por escaneamento digital

Este capítulo tem como objetivo estimar a presença de tumores através de simulações numéricas de imagens termográficas de um modelo tridimensional de uma mama obtido por escaneamento digital. Assim, pretende-se mostrar que a metodologia proposta é eficaz na detecção de tumores em geometrias reais da mama.

### 9.1 Escaneamento digital 3D e simulação numérica de um modelo real da mama

A Figura 9.1 apresenta esquematicamente o procedimento realizado para obter o modelo numérico 3D da mama. Um modelo real da mama foi adquirido da empresa 3B Scientific e o scanner digital Picza LPX-600RE foi utilizado para escanear a amostra, obtendo-se assim um modelo 3D representativo de uma mama. Este procedimento pode ser futuramente adaptado para capturar a geometria mamária de uma paciente em estudo de caso diagnóstico.

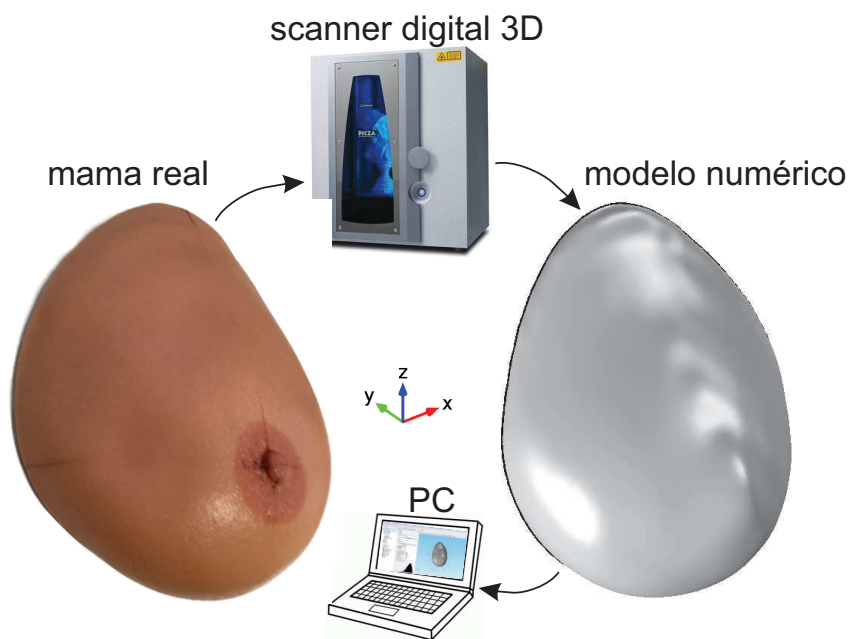


Figura 9.1: Procedimento para obtenção da geometria tridimensional da mama.

A solução numérica da equação de Pennes foi realizada no COMSOL com o objetivo de analisar o comportamento térmico e obter termografias da superfície da pele da mama. Posteriormente, os problemas auxiliares também foram solucionados numericamente usando o COMSOL. A malha numérica é composta por 51032 elementos tetraédricos.

## 9.2 Caso simulado sem tumor

Inicialmente, o modelo 3D escaneado da mama é simulado numericamente no COMSOL sem a presença do tumor, ou seja, considera-se que a mama esteja saudável. A Tabela 9.1 apresenta as propriedades termofísicas utilizadas nas simulações deste capítulo. A temperatura prescrita ( $T_c$ ) e arterial ( $T_a$ ) foram consideradas iguais a  $37\text{ }^\circ\text{C}$ . A temperatura ambiente foi suposta igual a  $25\text{ }^\circ\text{C}$  e o coeficiente de convecção é considerado igual a  $5\text{ W}/(\text{m}^2\text{K})$ .

Tabela 9.1: Propriedades termofísicas dos tecidos biológicos (GAUTHERIE, 1980; HOSSAIN; MOHAMMADI, 2016).

| Propriedades                        | Valor          | Camada                  |
|-------------------------------------|----------------|-------------------------|
| Condutividade térmica, $k$          | 0,21 $W/(mK)$  | tecido saudável         |
|                                     | 0,62 $W/(mK)$  | tumor                   |
| Perfusão sanguínea, $w$             | 0,00022 $1/s$  | tecido saudável         |
|                                     | 0,016 $1/s$    | tumor                   |
| Massa específica, $\rho$            | 920 $kg/m^3$   | tecido saudável e tumor |
| Calor específico, $c$               | 3000 $J/(kgK)$ | tecido saudável e tumor |
| Geração de calor volumétrica, $Q_m$ | 420 $W/m^3$    | tecido saudável         |
|                                     | 100000 $W/m^3$ | Tumor                   |

A Figura 9.2 apresenta o comportamento térmico da mama simulada sem tumor através de uma perspectiva tridimensional. Observa-se que a região de maior temperatura refere-se a superfície interna, e a menor temperatura encontra-se na região da aréola. No entanto, deseja-se simular de forma mais realista o procedimento que poderá ser futuramente repetido em exames médicos, para isso, apenas a imagem térmica da superfície frontal da mama é apresentada na Fig. 9.3. Desta vez, têm-se uma termografia simulada da mama, onde é possível observar a distribuição das temperaturas ao longo do plano xy.

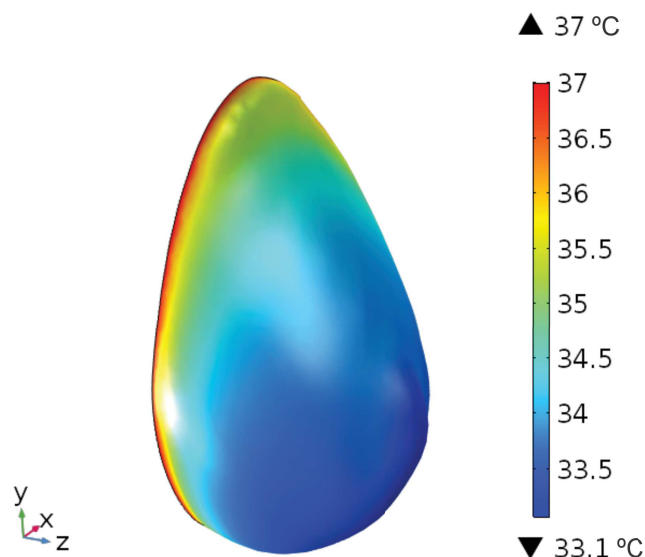


Figura 9.2: Distribuição das temperaturas na mama 3D simulada sem tumor.

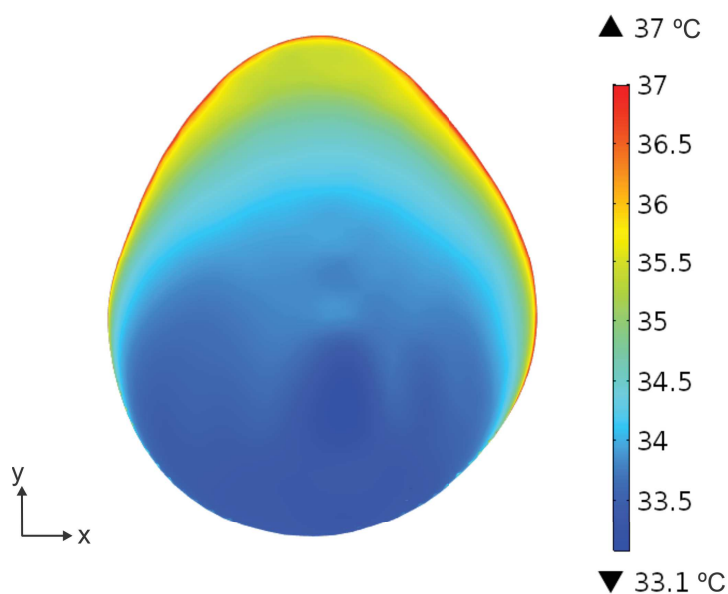


Figura 9.3: Termografia simulada da superfície da mama sem tumor.

## 9.3 Casos simulados com tumor

Dois casos de tumores de mama com 1,0 cm de diâmetro foram simulados baseando-se nas estatísticas já apresentadas na Fig. 3.3. Ou seja, os tumores foram simulados no quadrante superior esquerdo e direito da mama, um por vez.

### 9.3.1 Caso 1

A Figura 9.4 apresenta a localização do primeiro caso com tumor simulado neste capítulo. As coordenadas do centro do tumor foram impostas em  $x = -5,0$  mm,  $y = 5,0$  mm e  $z = 5,0$  mm. Observa-se na Fig. 9.4b que o tumor encontra-se distante 11,02 mm da superfície externa da mama.

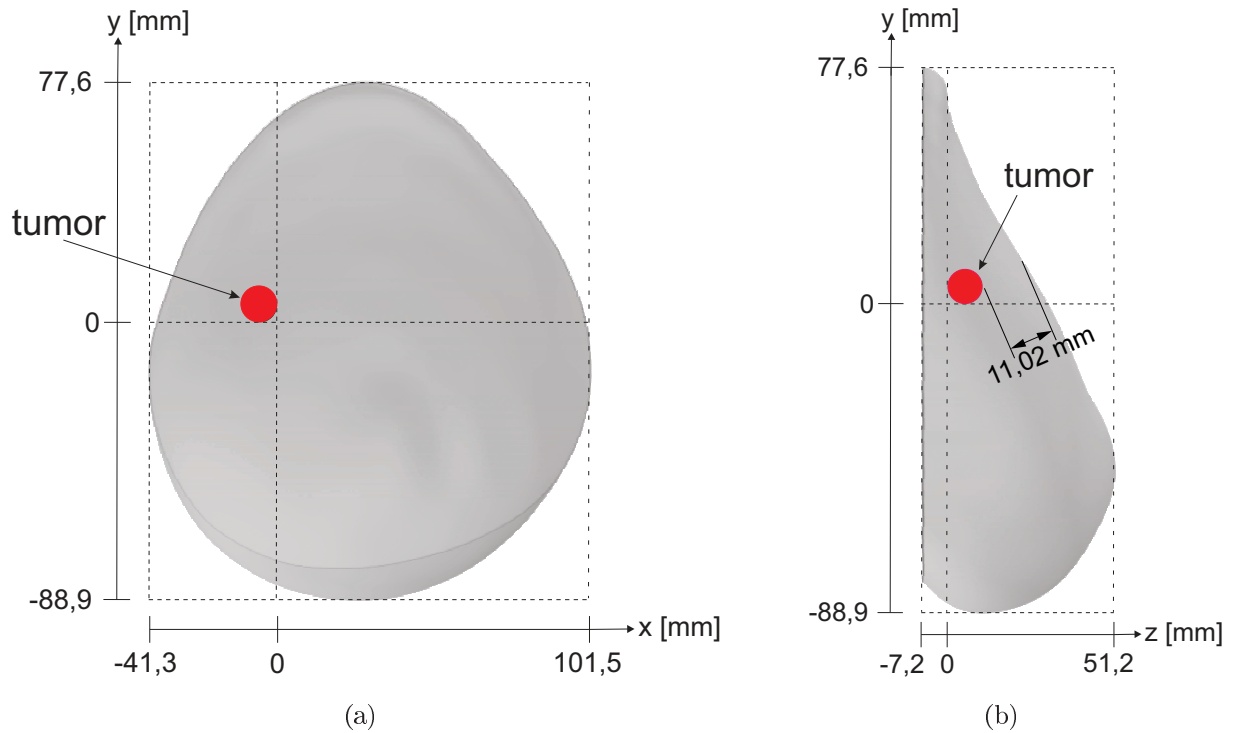


Figura 9.4: Coordenadas do tumor simulado - caso 1: (a) Plano xy, (b) Plano yz.

A Figura 9.5 apresenta a termografia simulada da superfície da mama com tumor para o primeiro caso analisado. Pode-se observar uma pequena variação de temperatura no quadrante superior direito da mama quando compara-se essa imagem com a da mama saudável (Fig. 9.2).

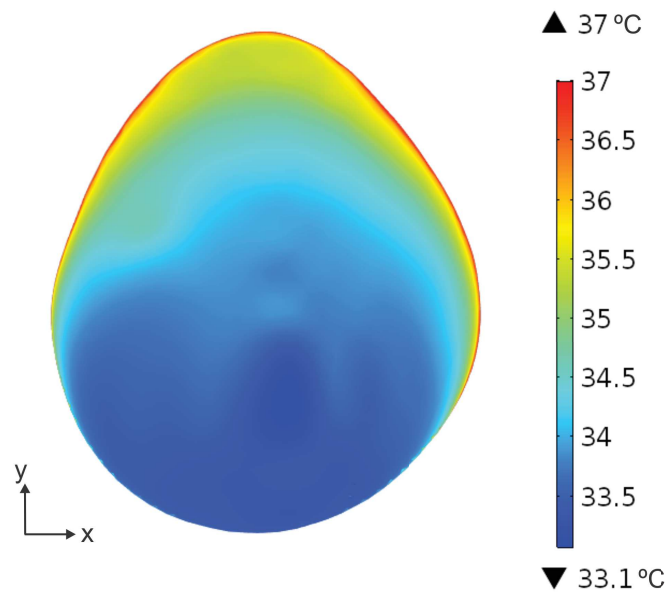


Figura 9.5: Termografia simulada da superfície da mama com tumor - caso 1.

A Figura 9.6 apresenta a imagem obtida a partir da subtração entre as termografias simuladas do caso com tumor (Fig. 9.5) e sem tumor (Fig. 9.3). Observa-se claramente que ocorreu uma variação máxima de temperatura de aproximadamente  $0,45\text{ }^{\circ}\text{C}$  numa região pertencente ao quadrante superior direito da mama. Uma linha de corte foi selecionada interceptando o ponto de maior variação de temperatura ao longo do eixo y. A região de busca destacada nessa imagem caracteriza o espaço onde será investigado a possível existência do tumor.

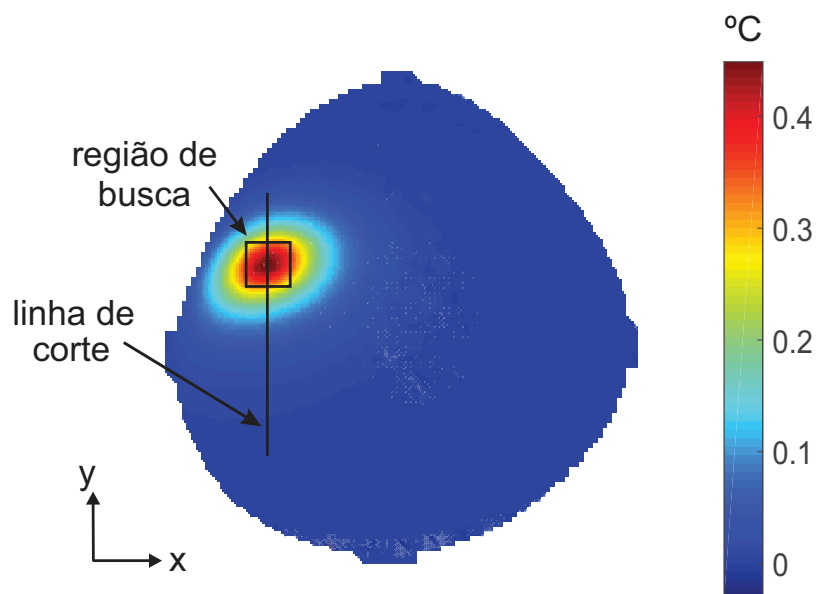


Figura 9.6: Diferença entre as termografias simuladas da mama com e sem tumor - caso 1.

A Figura 9.7 apresenta o perfil de variação das temperaturas obtido a partir da linha de corte da Fig. 9.6. Essa informação térmica caracteriza a existência de uma fonte de calor dentro da mama, e através dessas temperaturas são calculados os coeficientes de correlação.

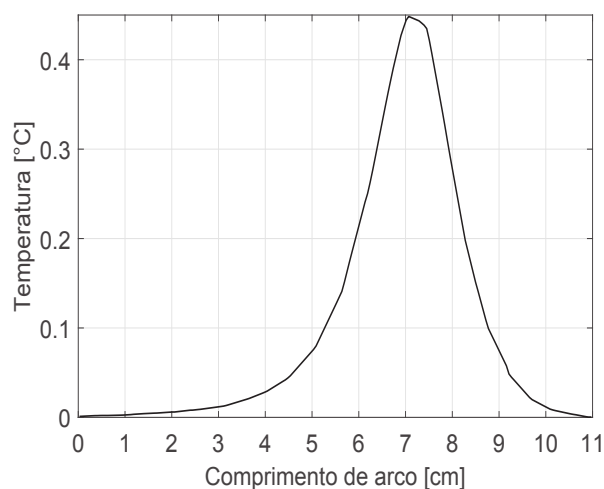


Figura 9.7: Perfil de variação das temperaturas simuladas na linha de corte - caso 1.

A partir da região de busca já apresentada na Fig. 9.6, um total de 11025 localizações hipotéticas para o tumor foram criadas. A Figura 9.8a apresenta as correlações obtidas entre o perfil de variação das temperaturas desse caso (obtido a partir da Fig. 9.7) e todos os novos perfis de temperaturas auxiliares calculados para as localizações hipotéticas do tumor. Observa-se que foram encontrados diversos valores altos de correlações. A Figura 9.8b apresenta apenas os maiores valores das correlações calculadas, onde o maior valor encontrado foi de 0,99995 para o número de busca 7414, que corresponde ao centro do tumor de coordenadas  $x = -7,5$  mm,  $y = 4,7$  mm e  $z = 4,5$  mm.

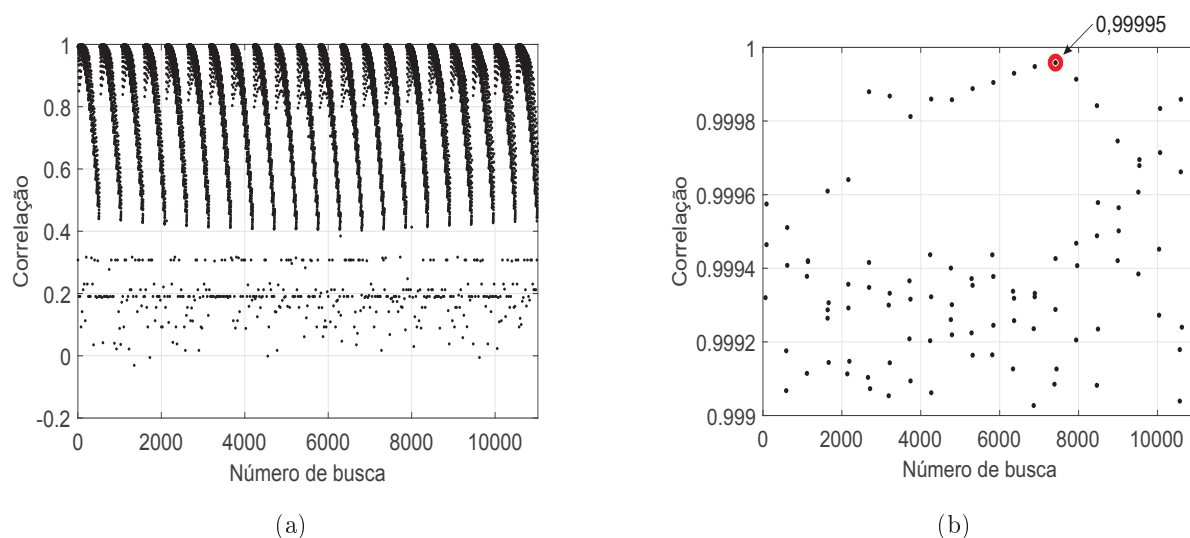


Figura 9.8: Correlações para a determinação do centro do tumor - caso 1: (a) Todas as correlações, (b) Apenas as maiores correlações.



A estimativa do centro do tumor para esse caso simulado obteve erros nas coordenadas  $x$ ,  $y$  e  $z$  iguais a 2,5 mm, 0,3 mm e 0,5 mm, respectivamente. Em termos percentuais relacionados as dimensões da mama nas três direções, os erros foram de 1,7%, 0,2% e 0,9% nas direções  $x$ ,  $y$  e  $z$ , respectivamente. Problemas relacionados à malha numérica tridimensional no COMSOL podem ser os maiores responsáveis para a não obtenção de melhores resultados.

### 9.3.2 Caso 2

A Figura 9.9 apresenta a localização do segundo caso com tumor simulado. As coordenadas impostas para o centro do tumor foram em  $x = 60,0$  mm,  $y = 15,0$  mm e  $z = 3,0$  mm. Observa-se na Fig. 9.9b que o tumor está distante 10,45 mm da superfície externa da mama.

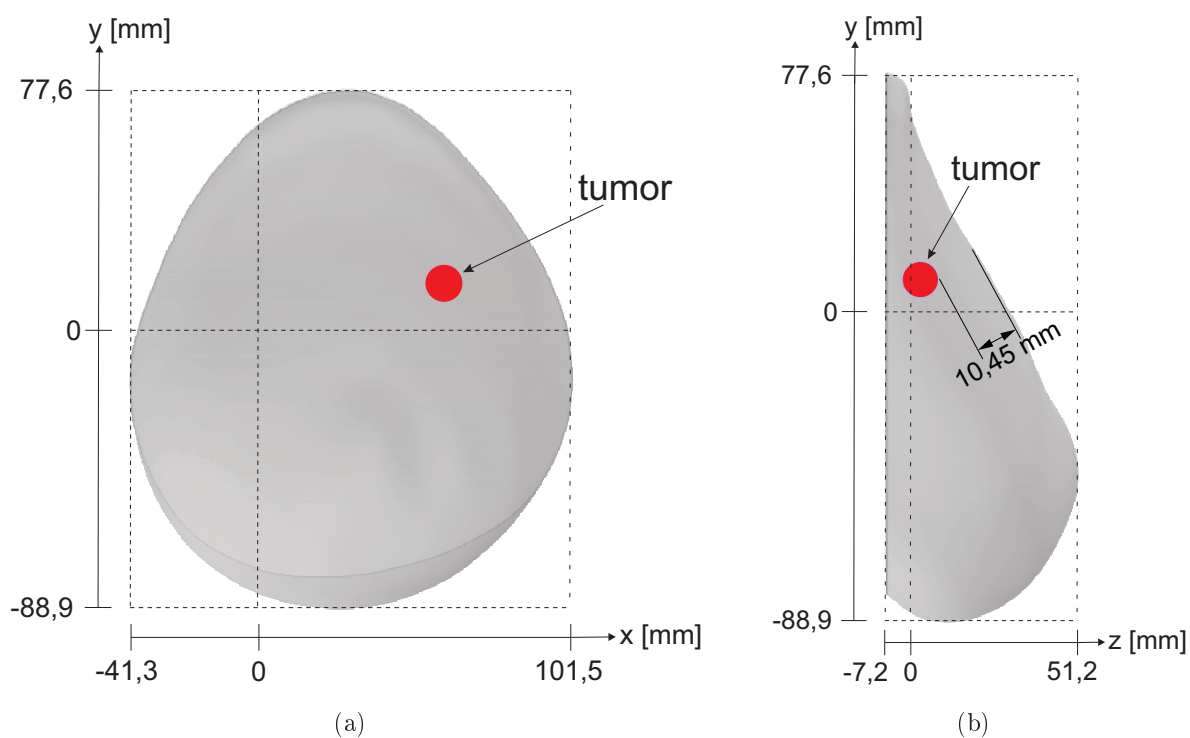


Figura 9.9: Coordenadas do tumor simulado - caso 2: (a) Plano xy, (b) Plano yz.

A Figura 9.10 apresenta a termografia simulada da superfície da mama com tumor para o segundo caso. Pode-se observar uma variação de temperatura no quadrante superior esquerdo da mama em relação a imagem térmica da mama saudável (Fig. 9.3)

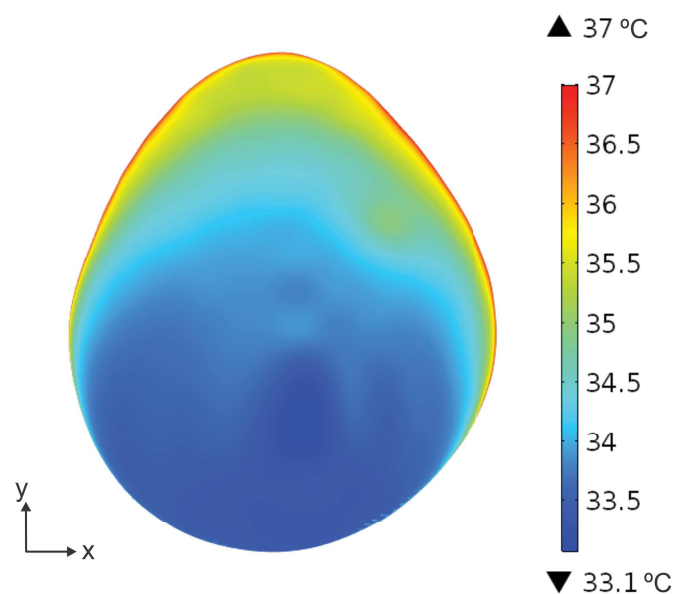


Figura 9.10: Termografia simulada da superfície da mama com tumor - caso 2.

A Figura 9.11 apresenta a imagem obtida a partir da subtração entre as termografias simuladas do caso com tumor (Fig. 9.10) e sem tumor (Fig. 9.3). Observa-se que a variação máxima de temperatura foi de aproximadamente 0,60 °C numa região específica do quadrante superior esquerdo da mama. Uma linha de corte e a região de busca foram criadas com o mesmo objetivo do caso apresentando anteriormente.

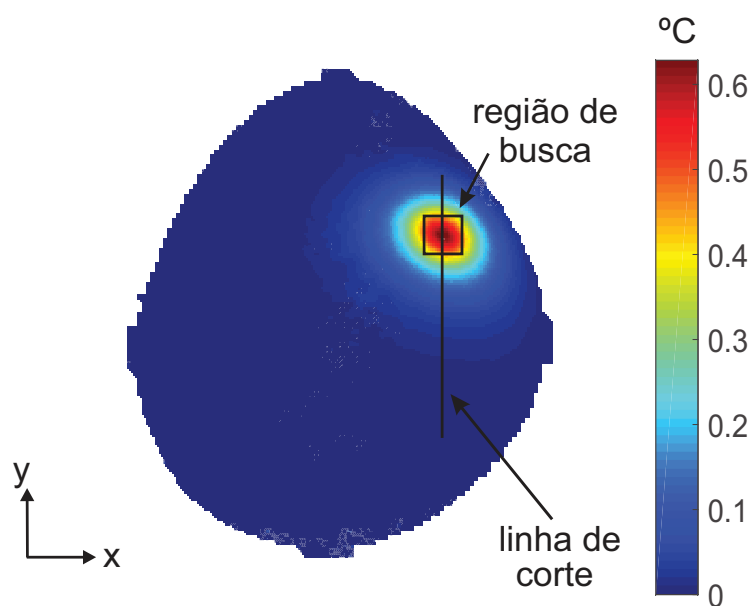


Figura 9.11: Diferença entre as termografias simuladas da mama com e sem tumor - caso 2.

A Figura 9.12 apresenta o perfil de variação das temperaturas obtido a partir da linha de corte da Fig. 9.11.

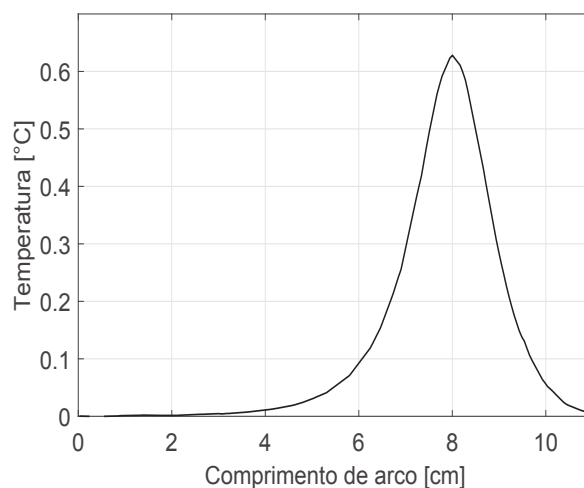


Figura 9.12: Perfil de variação das temperaturas simuladas na linha de corte - caso 2.

A partir da região de busca criada nesse caso, um total de 9261 localizações hipotéticas para o tumor foram criadas. A Figura 9.13a apresenta as correlações obtidas entre o perfil de variação das temperaturas desse caso (Fig. 9.12) e todos os novos perfis de temperaturas auxiliares calculados para as localizações hipotéticas do tumor. Observa-se que foram encontrados novamente diversos valores altos de correlações. A Figura 9.13b apresenta apenas os maiores valores das correlações calculadas, onde o maior valor encontrado foi de 0,99994 para o número de busca 980, que corresponde ao centro do tumor de coordenadas  $x = 58,5$  mm,  $y = 15,6$  mm e  $z = 4,5$  mm.

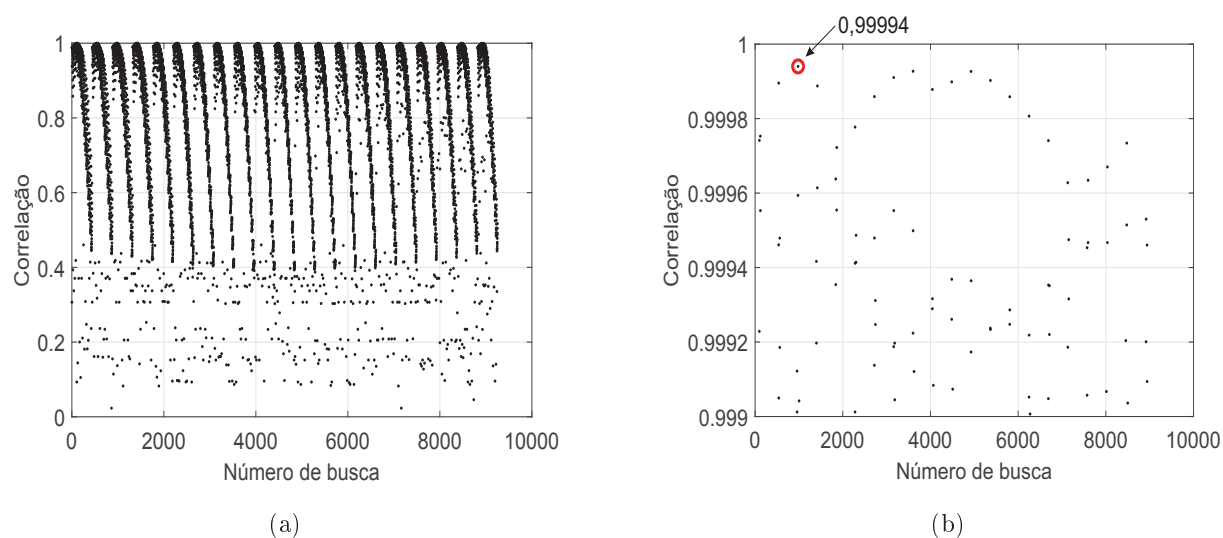


Figura 9.13: Correlações para a determinação do centro do tumor - caso 2: (a) Todas as correlações, (b) Apenas as maiores correlações.

A estimativa do centro do tumor para esse caso simulado resultou em erros iguais a 1,5 mm, 0,6 mm e 0,5 mm nas coordenadas x, y e z, respectivamente. Em termos percentuais, os erros nas direções x, y e z foram 1,0%, 0,4% e 0,9%, respectivamente.

# Capítulo 10

## Conclusões

A técnica proposta nesse trabalho baseada em correlações de temperaturas superficiais foi desenvolvida para localizar tumores mamários usando termografia infravermelha. Apresentou-se de forma detalhada toda a idealização do método, incluindo as etapas necessárias para a detecção de tumores a partir das temperaturas.

Após o desenvolvimento da técnica, apresentou-se diversas análises com o objetivo de demonstrar a influência das propriedades e parâmetros termofísicos nos perfis das temperaturas na superfície da pele da mama. Constatou-se que o volume, a condutividade térmica, a perfusão sanguínea e a geração de calor metabólica do tumor não alteram os perfis de temperaturas superficiais normalizados, portanto, não influenciando no cálculo das correlações, ou seja, não sendo necessário seu conhecimento prévio para se estimar um tumor a partir de temperaturas superficiais. A perfusão sanguínea e a condutividade térmica do tecido saudável da mama alteram levemente estes perfis de temperatura, assim como o coeficiente de convecção térmica. Dessa forma, tais características tem alguma influência nas correlações, e esse efeito deve ser avaliado cuidadosamente.

A estimativa da localização de tumores usando imagens termográficas simuladas para uma geometria tridimensional hemisférica da mama foi realizada para seis casos diferentes. Nos primeiros quatro casos, um tumor com diâmetro de 10 mm foi inserido no centro da mama em diferentes profundidades, e em todos os casos a técnica realizou a estimativa da profundidade do tumor com exatidão. No quinto caso, um tumor foi simulado com diâmetro de apenas 5 mm próximo da superfície externa da mama, e a detecção da posição da inclusão também foi exata. Por último, um tumor novamente com diâmetro de 10 mm foi inserido na mama, porém fora do centro, e a estimativa foi precisa, com erro máximo de 2%.

Ainda sobre os resultados simulados tridimensionais, uma análise sobre a influência do conhecimento prévio das propriedades e parâmetros do tecido saudável foi realizada para a estimativa de um dos casos de câncer de mama. Quando a condutividade térmica foi alterada em  $\pm 50\%$ ,

a estimativa para o centro do tumor variou apenas  $\pm 2\%$ . Ao aumentar o valor da perfusão sanguínea em 200%, o erro na estimativa da inclusão variou apenas 4%. Por fim, usou-se os valores para a condutividade térmica e perfusão sanguínea que resultaram nas piores estimativas, ou seja, analisou-se simultaneamente o não conhecimento prévio das duas informações, resultando em apenas 8% de erro para a detecção da posição do tumor. Portanto, pode-se realizar uma detecção satisfatória da presença do tumor mesmo não conhecendo com exatidão as propriedades termofísicas do tecido saudável. Contudo, tal avaliação deve ser feita com bastante cuidado.

Resultados experimentais usando uma câmera infravermelha para adquirir imagens térmicas da superfície de modelos físicos construídos de silicone foram obtidos. Nos dois primeiros casos, o tumor foi inserido no centro da mama e em profundidades diferentes. Em ambos os casos as estimativas foram precisas, com erro máximo de 3,8% para a detecção da profundidade do centro da inclusão.

No terceiro caso experimental, o tumor foi inserido descentralizado e distante 26,5 mm da superfície superior do tecido. A estimativa para o centro desse tumor também foi satisfatória, com erro máximo de 4,5%.

Ainda no estudo experimental, uma análise sobre a influência do conhecimento prévio dos valores das propriedades e parâmetros na detecção do tumor foi realizada. Observou-se que a condutividade térmica, o volume e a geração de calor do tumor não precisam ser conhecidas com exatidão para a obtenção satisfatória da localização do tumor usando a técnica proposta nesse trabalho.

Simulações numéricas também foram realizadas para verificar a capacidade da técnica em estimar tumores em geometrias complexas da mama. Para isso, um modelo bidimensional real da mama foi simulado, e as detecções para outros três casos foram realizadas com precisão.

Por último, um modelo real de uma mama foi escaneado e simulações numéricas tridimensionais demonstraram que a técnica também foi capaz de localizar o centro do tumor com precisão. No entanto, uma análise mais rigorosa em relação a malha numérica tridimensional do COMSOL deve ser investigada.

Diante dos resultados obtidos, pode-se afirmar que esse trabalho foi capaz de mostrar a possibilidade do desenvolvimento de uma técnica relativamente simples para a detecção da localização do centro de tumores mamários usando apenas imagens térmicas obtidas a partir de termografias infravermelhas. O presente estudo contribui para o desenvolvimento de uma ferramenta que auxilie no entendimento do problema bio-térmico, assim como na análise da viabilidade da termografia como exame para o diagnóstico precoce de tumores mamários.

## Proposta de trabalhos futuros

A pesquisa desenvolvida nessa Tese possibilitou o surgimento de diversas outras ideias de pesquisas, garantindo assim a continuidade desse estudo através dos seguintes trabalhos futuros:

- Utilizar algoritmos de otimização para melhorar o desempenho da técnica.
- Realizar simulações usando geometrias da mama ainda mais complexas, possibilitando possíveis ajustes da técnica antes do seu uso *in vivo*.
- Detectar experimentalmente outros casos de tumores usando tecidos fantasmas mais realistas.
- Aprofundar a análise da influência das características termofísicas da mama na estimativa dos tumores.
- Detectar tumores mamários usando a termografia infravermelha *in vivo*.
- Desenvolver um novo exame para auxiliar no diagnóstico precoce do câncer de mama.

## Referências Bibliográficas

- ABSALAN, H. *et al.* Simulation and investigation of quantum dot effects as internal heat-generator source in breast tumor site. *Journal of Thermal Biology*, Elsevier, v. 37, n. 7, p. 490–495, 2012.
- ACCT. *What is breast thermography*. 2018. Disponível em: <[http://www.thermologyonline.org/Breast/breast\\_thermography\\_what.htm](http://www.thermologyonline.org/Breast/breast_thermography_what.htm)>.
- AGNELLI, J. P.; BARREA, A.; TURNER, C. V. Tumor location and parameter estimation by thermography. *Mathematical and Computer Modelling*, Elsevier, v. 53, n. 7, p. 1527–1534, 2011.
- AGNELLI, J. P.; PADRA, C.; TURNER, C. V. Shape optimization for tumor location. *Computers & Mathematics with Applications*, Elsevier, v. 62, n. 11, p. 4068–4081, 2011.
- AMALU, W. *et al.* Infrared imaging of the breast—an overview. *Medical Devices and Systems: The Biomedical Engineering Handbook*. CRC Press, Connecticut, USA, p. 25–1, 2006.
- AMRI, A.; PULKO, S. H.; WILKINSON, A. J. Potentialities of steady-state and transient thermography in breast tumour depth detection: A numerical study. *Computer methods and programs in biomedicine*, Elsevier, v. 123, p. 68–80, 2016.
- ARAÚJO, M. C.; LIMA, R. C.; SOUZA, R. M. D. Interval symbolic feature extraction for thermography breast cancer detection. *Expert Systems with Applications*, Elsevier, v. 41, n. 15, p. 6728–6737, 2014.
- ARORA, N. *et al.* Effectiveness of a noninvasive digital infrared thermal imaging system in the detection of breast cancer. *The American Journal of Surgery*, Elsevier, v. 196, n. 4, p. 523–526, 2008.
- BALLEYGUIER, C. *et al.* Breast elastography: the technical process and its applications. *Diagnostic and interventional imaging*, Elsevier, v. 94, n. 5, p. 503–513, 2013.
- BERGMAN, T. L.; INCROPERA, F. P. *Fundamentals of heat and mass transfer*. 6. ed. [S.l.]: John Wiley & Sons, 2011.
- BEZERRA, L. *et al.* Estimation of breast tumor thermal properties using infrared images. *Signal Processing*, v. 93, n. 10, p. 2851–2863, 2013.
- BHOWMIK, A.; REPAKA, R. Estimation of growth features and thermophysical properties of melanoma within 3-d human skin using genetic algorithm and simulated annealing. *International Journal of Heat and Mass Transfer*, v. 98, p. 81–95, July 2016.



- BORCHARTT, T. Análise de imagens termográficas para a classificação de alterações na mama. *UFF, Niterói*, 2013.
- BORCHARTT, T. B. *et al.* Breast thermography from an image processing viewpoint: A survey. *Signal Processing*, Elsevier, v. 93, n. 10, p. 2785–2803, 2013.
- BOUSSELHAM, A. *et al.* 3d brain tumor localization and parameter estimation using thermographic approach on gpu. *Journal of thermal biology*, Elsevier, 2018.
- BOYD, N. F. *et al.* Mammographic density and the risk and detection of breast cancer. *New England Journal of Medicine*, Mass Medical Soc, v. 356, n. 3, p. 227–236, 2007.
- BREASTCANCER. *Thermography*. 2017. Disponível em: <<http://www.breastcancer.org/symptoms/testing/types/thermography>>.
- BRIOSCHI, M. *et al.* Medical thermography textbook: principles and applications. *Editores e Livraria Andreoli*, 2010.
- BYER, C. O.; GALLIANO, G.; SHRIVER, S. P. *Dimensions of human sexuality*. [S.l.]: McGraw-Hill Humanities Social, 2002.
- CENGEL, Y. A. *Heat Transfer: A Practical Approach*. 2. ed. [S.l.]: McGraw-Hill, 2002.
- CHATO, J. Heat transfer to blood vessels. *Journal of biomechanical engineering*, American Society of Mechanical Engineers, v. 102, n. 2, p. 110–118, 1980.
- CHEN, M. M.; HOLMES, K. R. Microvascular contributions in tissue heat transfer. *Annals of the New York Academy of Sciences*, v. 335, p. 137–150, 1980.
- CONNOLLY, J. L. *et al.* Role of the surgical pathologist in the diagnosis and management of the cancer patient. BC Decker, 2003.
- DAS, K.; MISHRA, S. C. Non-invasive estimation of size and location of a tumor in a human breast using a curve fitting technique. *International Communications in Heat and Mass Transfer*, Elsevier, v. 56, p. 63–70, 2014.
- DAS, K.; MISHRA, S. C. Simultaneous estimation of size, radial and angular locations of a malignant tumor in a 3-d human breast—a numerical study. *Journal of thermal biology*, Elsevier, v. 52, p. 147–156, 2015.
- EXPLAINED, E. S. *Causes of death statistics*. 2017. Disponível em: <[http://ec.europa.eu/eurostat/statistics-explained/index.php/Causes\\_of\\_death\\_statistics](http://ec.europa.eu/eurostat/statistics-explained/index.php/Causes_of_death_statistics)>.
- FDA, U. S. F. . D. A. *Breast Cancer Screening: Thermogram No Substitute for Mammogram*. 2018. <https://www.fda.gov/forconsumers/consumerupdates/ucm257499.htm>.
- FIGUEIREDO, A. A. A. *Análise numérica de modelos térmicos envolvendo a estimativa de parâmetros na equação da biotransferência de calor*. Dissertação (Mestrado) — Universidade Federal de Uberlândia - Faculdade de Engenharia Mecânica, 2014.

- FRANCIS, S. V. *et al.* Breast cancer detection in rotational thermography images using texture features. *Infrared Physics & Technology*, v. 67, p. 490–496, 2014.
- FU, Z.-J. *et al.* Numerical investigation on the effect of tumor on the thermal behavior inside the skin tissue. *International Journal of Heat and Mass Transfer*, Elsevier, v. 108, p. 1154–1163, 2017.
- GAUTHERIE, M. Thermopathology of breast cancer: measurement and analysis of in vivo temperature and blood flow. *Annals of the New York Academy of Sciences*, Wiley Online Library, v. 335, n. 1, p. 383–415, 1980.
- GIBBONS, J. D.; CHAKRABORTI, S. *Nonparametric Statistical Inference*. 4. ed. [S.l.: s.n.], 2003.
- GLASS, S. B.; SHAH, Z. A. Clinical utility of positron emission mammography. In: TAYLOR & FRANCIS. *Baylor University Medical Center Proceedings*. [S.l.], 2013. v. 26, n. 3, p. 314–319.
- GODAVARTY, A. *et al.* Optical imaging for breast cancer prescreening. *Breast Cancer: Targets and Therapy*, Dove Press, v. 7, p. 193, 2015.
- GOURD, E. Breast thermography alone no substitute for mammography. *The Lancet Oncology*, Elsevier, v. 18, n. 12, p. e713, 2017.
- GOURD, E. Correction to lancet oncol. 2018.
- HAN, F. *et al.* A simple and efficient method for breast cancer diagnosis based on infrared thermal imaging. *Cell biochemistry and biophysics*, Springer, v. 71, n. 1, p. 491–498, 2015.
- HASSIOTOU, F.; GEDDES, D. Anatomy of the human mammary gland: Current status of knowledge. *Clinical anatomy*, Wiley Online Library, v. 26, n. 1, p. 29–48, 2013.
- HIPPOCRATES; ADAMS, F. *The Genuine Works of Hippocrates; Translated from the Greek; with a Preliminary Discourse and Annotations by Francis Adams*. [S.l.]: Sydenham Society, 1849.
- HOOLEY, R. J.; DURAND, M. A.; PHILPOTTS, L. E. Advances in digital breast tomosynthesis. *American Journal of Roentgenology*, Am Roentgen Ray Soc, v. 208, n. 2, p. 256–266, 2017.
- HOOLEY, R. J.; SCOUTT, L. M.; PHILPOTTS, L. E. Breast ultrasonography: state of the art. *Radiology*, Radiological Society of North America, Inc., v. 268, n. 3, p. 642–659, 2013.
- HOSSAIN, S.; MOHAMMADI, F. A. Tumor parameter estimation considering the body geometry by thermography. *Computers in Biology and Medicine*, v. 76, p. 80–93, Setember 2016.
- IACT, I. A. of C. T. *What is breast thermography*. 2018. Disponível em: <<http://www.iact-org.org/patients/breastthermography/what-is-breast-therm.html>>.
- INCA. *Diretrizes para a detecção do câncer de mama no Brasil*. [S.l.: s.n.], 2015.
- INCA. *Estimativa 2018 Incidência de Câncer no Brasil*. [S.l.: s.n.], 2018.

INCA. *O que é o câncer?* 2018. Disponível em: <[http://www.inca.gov.br/conteudo\\_view.asp?id=322](http://www.inca.gov.br/conteudo_view.asp?id=322)>

INCA. *O que causa o câncer?* 2018. Disponível em: <[http://www.inca.gov.br/conteudo\\_view.asp?id=81](http://www.inca.gov.br/conteudo_view.asp?id=81)>.

KANDLIKAR, S. G. *et al.* Infrared imaging technology for breast cancer detection—current status, protocols and new directions. *International Journal of Heat and Mass Transfer*, Elsevier, v. 108, p. 2303–2320, 2017.

KELLER, K. H.; SEILER, L. An analysis of peripheral heat transfer in man. *Journal of Applied Physiology*, v. 30, n. 5, p. 779–786, 1971.

KENNEDY, D. A.; LEE, T.; SEELY, D. A comparative review of thermography as a breast cancer screening technique. *Integrative cancer therapies*, Sage Publications Sage CA: Los Angeles, CA, v. 8, n. 1, p. 9–16, 2009.

KERLIKOWSKE, K. *et al.* Outcomes of screening mammography by frequency, breast density, and postmenopausal hormone therapy. *JAMA internal medicine*, American Medical Association, v. 173, n. 9, p. 807–816, 2013.

KLINGER, H. G. Heat transfer in perfused biological tissue - ii. the "macroscopic" temperature distribution in tissue. *Bulletin of Mathematical Biology*, v. 40, p. 183–199, 1978.

KROEMER, G.; POUYSSEGUR, J. Tumor cell metabolism: cancer's achilles' heel. *Cancer cell*, Elsevier, v. 13, n. 6, p. 472–482, 2008.

LAWSON, R. Implications of surface temperatures in the diagnosis of breast cancer. *Canadian Medical Association Journal*, Canadian Medical Association, v. 75, n. 4, p. 309–310, 1956.

LAWSON, R. N.; CHUGHTAI, M. Breast cancer and body temperature. *Canadian Medical Association Journal*, Canadian Medical Association, v. 88, n. 2, p. 68–70, 1963.

LELES, A. C. Q. *Desenvolvimento de procedimento e análise de imagens térmicas para a identificação do câncer de mama*. Dissertação (Mestrado) — Universidade Federal de Uberlândia - Faculdade de Engenharia Mecânica, 2015.

MISHRA, S. C.; DAS, K. Estimation of tumor characteristics in a breast tissue with known skin surface temperature. *Journal of Thermal Biology*, v. 38, n. 6, p. 311–317, 2013.

MISHRA, S. C.; DAS, K.; SINGH, R. Numerical analysis for determination of the presence of a tumor and estimation of its size and location in a tissue. *Journal of Thermal Biology*, v. 38, n. 1, p. 32–40, 2013.

MITAL, M.; PIDAPARTI, R. M. Breast tumor simulation and parameters estimation using evolutionary algorithms. *Modelling and simulation in engineering*, Hindawi Publishing Corp., v. 2008, p. 4, 2008.

MITCHELL, J. W.; MYERS, G. E. An analytical model of the countercurrent heat exchange phenomena. *Biophysical Journal*, v. 8, p. 897–911, 1968.

- MITRA, S.; BALAJI, C. A neural network based estimation of tumour parameters from a breast thermogram. *International Journal of Heat and Mass Transfer*, Elsevier, v. 53, n. 21, p. 4714–4727, 2010.
- MORAIS, K. *et al.* An infrared image based methodology for breast lesions screening. *Infrared Physics & Technology*, Elsevier, v. 76, p. 710–721, 2016.
- NAKAYAMA, A.; KUWAHARA, F. A general bioheat transfer model based on the theory of porous media. *International Journal of Heat and Mass Transfer*, v. 51, n. 11-12, p. 3190–3199, June 2008.
- NEAL, C. H. *et al.* Breast imaging outcomes following abnormal thermography. *Academic radiology*, Elsevier, v. 25, n. 3, p. 273–278, 2018.
- NG, E.-K. A review of thermography as promising non-invasive detection modality for breast tumor. *International Journal of Thermal Sciences*, v. 48, n. 5, p. 849–859, 2009.
- NG, E. Y. K.; SUDHARSAN, N. M. Effect of blood flow, tumor and cold stress in a female breast: a novel time-accurate computer simulation. *Journal of Engineering in Medicine*, v. 215, p. 393–404, 2001.
- NIELL, B. L. *et al.* Screening for breast cancer. *Radiologic Clinics of North America*, v. 55, n. 6, p. 1145 – 1162, 2017.
- O'CONNOR, M.; RHODES, D.; HRUSKA, C. Molecular breast imaging. *Expert review of anticancer therapy*, Taylor & Francis, v. 9, n. 8, p. 1073–1080, 2009.
- PADRA, C.; SALVA, N. N. Locating multiple tumors by moving shape analysis. *Mathematical biosciences*, Elsevier, v. 245, n. 2, p. 103–110, 2013.
- PANDA, S.; DAS, R. A golden section search method for the identification of skin subsurface abnormalities. *Inverse Problems in Science and Engineering*, Taylor & Francis, v. 26, n. 2, p. 183–202, 2017.
- PARUCH, M.; MAJCHRZAK, E. Identification of tumor region parameters using evolutionary algorithm and multiple reciprocity boundary element method. *Engineering Applications of Artificial Intelligence*, Elsevier, v. 20, n. 5, p. 647–655, 2007.
- PAVITHRA, P. *et al.* The effect of thermography on breast cancer detection. *Sys Rev Pharm.*, 2018.
- PENNES, H. H. Analysis on tissue arterial blood temperature in the resting human forearm. *Applied Physiology*, v. 1, n. 2, p. 93–122, August 1948.
- RASTGAR-JAZI, M.; MOHAMMADI, F. Parameters sensitivity assessment and heat source localization using infrared imaging techniques. *Biomedical engineering online*, BioMed Central, v. 16, n. 1, p. 113, 2017.
- RASTGHALAM, R.; POURGHASSEM, H. Breast cancer detection using mrf-based probable texture feature and decision-level fusion-based classification using hmm on thermography images. *Pattern Recognition*, Elsevier, v. 51, p. 176–186, 2016.

- RING, E.; AMMER, K. The technique of infrared imaging in medicine. *Thermology international*, v. 10, n. 1, p. 7–14, 2000.
- RIVOLTA, B. *et al.* Evaluation of temperature distribution during hyperthermic treatment in biliary tumors: a computational approach. *Journal of biomechanical engineering*, American Society of Mechanical Engineers, v. 121, n. 2, p. 141–147, 1999.
- ROETZEL, W.; XUAN, Y. Transient response of the human limb to an external stimulist. *International Journal of Heat and Mass Transfer*, v. 41, n. 1, p. 229–239, 1998.
- SADEGHI-GOUGHARI, M.; MOJRA, A. Finite element modeling of haptic thermography: A novel approach for brain tumor detection during minimally invasive neurosurgery. *Journal of thermal biology*, Elsevier, v. 53, p. 53–65, October 2015.
- SADEGHI-GOUGHARI, M.; MOJRA, A. Intraoperative thermal imaging of brain tumors using a hapticthermal robot with application in minimally invasive neurosurgery. *Applied Thermal Engineering*, Elsevier, v. 91, p. 600–610, December 2015.
- SADEGHI-GOUGHARI, M.; MOJRA, A.; SADEGHI, S. Parameter estimation of brain tumors using intraoperative thermal imaging based on artificial tactile sensing in conjunction with artificial neural network. *Journal of Physics D: Applied Physics*, v. 49, n. 7, January 2016.
- SAUDE, M. da. *Falando sobre câncer de mama*. [S.l.: s.n.], 2002.
- SIEGEL, R. L.; MILLER, K. D.; JEMAL, A. Cancer statistics, 2018. *CA: a cancer journal for clinicians*, Wiley Online Library, v. 68, n. 1, p. 7–30, 2018.
- SILVA, L. F. *et al.* Hybrid analysis for indicating patients with breast cancer using temperature time series. *Computer methods and programs in biomedicine*, Elsevier, v. 130, p. 142–153, 2016.
- SOCIETY, A. C. *Types of Breast Cancer*. 2017. Disponível em: <<https://www.cancer.org/cancer/breast-cancer/understanding-a-breast-cancer-diagnosis/types-of-breast-cancer.html>>.
- SOCIETY, A. C. *What Is Breast Cancer?* 2017. Disponível em: <<https://www.cancer.org/cancer/breast-cancer/about/what-is-breast-cancer.html>>.
- SOCIETY, A. C. *American Cancer Society Recommendations for the Early Detection of Breast Cancer*. 2018. Disponível em: <<https://www.cancer.org/cancer/breast-cancer/screening-tests-and-early-detection/american-cancer-society-recommendations-for-the-early-detection-of-breast-cancer.html>>.
- SOCIETY, A. C. *Breast Cancer Early Detection and Diagnosis*. 2018. Disponível em: <<https://www.cancer.org/cancer/breast-cancer/screening-tests-and-early-detection.html>>.
- SOCIETY, A. C. *Breast Cancer Signs and Symptoms*. 2018. Disponível em: <<https://www.cancer.org/cancer/breast-cancer/about/breast-cancer-signs-and-symptoms.html>>.
- SOCIETY, A. C. *Breast Cancer Stages*. 2018. Disponível em: <<https://www.cancer.org/cancer/breast-cancer/understanding-a-breast-cancer-diagnosis/stages-of-breast-cancer.html#references>>.

- SOCIETY, A. C. *Breast Density and Your Mammogram Report*. 2018. Disponível em: <<https://www.cancer.org/cancer/breast-cancer/screening-tests-and-early-detection/mammograms/breast-density-and-your-mammogram-report.html>>.
- SOCIETY, A. C. *Breast MRI Scans*. 2018. Disponível em: <<https://www.cancer.org/cancer/breast-cancer/screening-tests-and-early-detection/breast-mri-scans.html>>.
- SOCIETY, A. C. *Breast Ultrasound*. 2018. Disponível em: <<https://www.cancer.org/cancer/breast-cancer/screening-tests-and-early-detection/breast-ultrasound.html#references>>.
- SOCIETY, A. C. *Ductal Carcinoma In Situ*. 2018. Disponível em: <<https://www.cancer.org/cancer/breast-cancer/understanding-a-breast-cancer-diagnosis/types-of-breast-cancer/dcis.html>>.
- SOCIETY, A. C. *Invasive Breast Cancer*. 2018. Disponível em: <<https://www.cancer.org/cancer/breast-cancer/understanding-a-breast-cancer-diagnosis/types-of-breast-cancer/invasive-breast-cancer.html>>.
- SOCIETY, A. C. *Limitations of mammograms*. 2018. Disponível em: <<https://www.cancer.org/cancer/breast-cancer/screening-tests-and-early-detection/mammograms/limitations-of-mammograms.html>>.
- SOCIETY, A. C. *Mammogram Basics*. 2018. Disponível em: <<https://www.cancer.org/cancer/breast-cancer/screening-tests-and-early-detection/mammograms/mammogram-basics.html#references>>.
- SOCIETY, A. C. *Newer and Experimental Breast Imaging Tests*. 2018. Disponível em: <<https://www.cancer.org/cancer/breast-cancer/screening-tests-and-early-detection/experimental-breast-imaging.html#references>>.
- SREE, S. V. *et al.* Breast imaging: A survey. *World journal of clinical oncology*, Baishideng Publishing Group Inc, v. 2, n. 4, p. 171–178, 2011.
- STATISTICS, N. C. for H. *Leading causes of death*. 2017. Disponível em: <<https://www.cdc.gov/nchs/fastats/leading-causes-of-death.htm>>.
- SWIERZEWSKI, S. J. *Anatomy of the Breast*. 2017. Disponível em: <<http://www.healthcommunities.com/breast-cancer/breastanatomy.shtml>>.
- TRIMM, M. W. Introduction to infrared and thermal testing: Part 1 nondestructive testing. In: MALDAGUE, X.; MOORE, P. O. (Ed.). *Nondestructive Handbook, Infrared and Thermal Testing*. 3rd. ed. Columbus, OH: The American Society for Nondestructive Testing - ASNT Press, 2001. v. 3, p. 2–11. ISBN 1-57117-044-8.
- USAMENTIAGA, R. *et al.* Infrared thermography for temperature measurement and non-destructive testing. *Sensors*, Multidisciplinary Digital Publishing Institute, v. 14, n. 7, p. 12305–12348, 2014.
- VILAVERDE, F. *et al.* Tomossíntese mamária: o que o radiologista deve saber. *Acta Radiológica Portuguesa*, v. 28, n. 109, p. 35–41, 2017.

VOLLMER, M.; MÖLLMANN, K. Book review: Infrared thermal imaging: Fundamentals, research and applications infrared thermal imaging: Fundamentals, research and applications. *European Journal of Physics*, v. 32, p. 1431, 2011.

WAHAB, A. A. *et al.* Thermal distribution analysis of three-dimensional tumor-embedded breast models with different breast density compositions. *Medical & biological engineering & computing*, Springer, v. 54, n. 9, p. 1363–1373, 2016.

WANG, L. Early diagnosis of breast cancer. *Sensors*, v. 17, n. 7, 2017.

WEINBAUM, S.; JIJI, L. M. A new simplified bioheat equation for the effect of blood flow on local average tissue temperature. *Journal of Biomechanical Engineering*, v. 107, n. 2, p. 131–139, 1985.

WHO. *Cancer*. 2018. Disponível em: <<http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs297/en/>>.

WINNIKOW, E. *Anatomia da mama*. 2017. Disponível em: <<http://www.centrodemama.com.br>>.

WULFF, W. The energy conservation equation for living tissue. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 21, p. 494–495, November 1974.

ZOU, Y.; GUO, Z. A review of electrical impedance techniques for breast cancer detection. *Medical Engineering and Physics*, Elsevier, v. 25, n. 2, p. 79–90, 2003.