

**AMANDA CRISTINE QUEIROZ LELES**

**DESENVOLVIMENTO DE PROCEDIMENTO E ANÁLISE DE IMAGENS  
TÉRMICAS PARA A IDENTIFICAÇÃO DO CÂNCER DE MAMA**



UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA

FACULDADE DE ENGENHARIA MECÂNICA

2015

**AMANDA CRISTINE QUEIROZ LELES**

**DESENVOLVIMENTO DE PROCEDIMENTO E ANÁLISE DE IMAGENS  
TÉRMICAS PARA A IDENTIFICAÇÃO DO CÂNCER DE MAMA**

Dissertação apresentada ao Programa de  
Pós-graduação em Engenharia Mecânica  
da Universidade Federal de Uberlândia,  
como parte dos requisitos para a obtenção  
do título de MESTRE EM ENGENHARIA  
MECÂNICA

Área de Concentração: Transferência de  
Calor e Massa

Orientador: Prof. Dr. Gilmar Guimarães

UBERLÂNDIA - MG

2015

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

---

- L539d  
2015
- Leles, Amanda Cristine Queiroz, 1987-  
Desenvolvimento de procedimento e análise de imagens térmicas  
para a identificação do câncer de mama / Amanda Cristine Queiroz  
Leles. - 2015.  
87 f. : il.
- Orientador: Gilmar Guimarães.  
Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Uberlândia,  
Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica.  
Inclui bibliografia.
1. Engenharia mecânica - Teses. 2. Câncer - Diagnóstico - Teses. 3.  
Termografia médica - Teses. 4. Mamas - Câncer - Teses. I. Guimarães,  
Gilmar. II. Universidade Federal de Uberlândia. Programa de Pós-  
Graduação em Engenharia Mecânica. III. Título.

CDU: 621

---

**AMANDA CRISTINE QUEIROZ LELES**

**DESENVOLVIMENTO DE PROCEDIMENTO E ANÁLISE DE IMAGENS  
TÉRMICAS PARA A IDENTIFICAÇÃO DO CÂNCER DE MAMA**

Dissertação APROVADA pelo Programa de  
Pós-graduação em Engenharia Mecânica da  
Universidade Federal de Uberlândia.

Área de Concentração: Transferência de Calor e  
Massa

Banca Examinadora:

---

Prof. Dr. Gilmar Guimarães – UFU - Orientador

---

Prof. Dr. Cleudmar Amaral de Araujo – UFU

---

Prof. Dr. Henor Artur de Souza - UFOP

**Uberlândia, 23 de fevereiro de 2015**

## DEDICATORIA

Dedico este trabalho aos meus pais, Gilson Leles e Ocenita Queiroz, por estarem sempre ao meu lado e minha tia Norma Sueli, quem não pôde presenciar esse momento.

## **AGRADECIMENTOS**

Em especial ao amigo e Professor Dr. Gilmar Guimarães pela orientação, ensinamentos, colaboração, paciência e incentivo para obtenção dessa formação acadêmica, que tornaram possível a realização desta tese.

Ao Dr. Juliano Cunha e ao Hospital Municipal de Uberlândia pela sua participação voluntária de seus pacientes.

A CAPES pela bolsa concedida para a realização desta pesquisa.

**“EM QUALQUER PARTE DO CORPO ONDE HOUVER EXCESSO DE  
CALOR OU FRIO, A DOENÇA ESTARÁ LÁ PARA SER DESCOBERTA.”**

**HIPÓCRATES DE CÓS, PAI DA MEDICINA, 400 A.C.**

LELES, A. C. Q. **Desenvolvimento De Procedimento e Análise de Imagens Térmicas para a Identificação do Câncer de Mama**. 2015. 100 f. Dissertação de Mestrado, Universidade Federal de Uberlândia.

### Resumo

A cada ano, o câncer tem se consolidado como um problema de saúde pública em todo o mundo. Segundo a Organização Mundial de Saúde (OMS), o câncer de mama continua sendo uma das principais causas de morte de mulheres no mundo. O câncer é a patologia mais frequente e o mais comum entre as mulheres, respondendo por 22% dos casos novos a cada ano. No Brasil, as taxas de mortalidade por câncer de mama continuam elevadas, muito provavelmente porque a doença ainda é diagnosticada em estágios avançados. O uso de imagens térmicas apresenta-se como um exame diagnóstico emergente no campo da Medicina. Assim, o objetivo geral deste trabalho é o rastreamento efetivo do câncer de mama com imagem infravermelho, que se apresenta como uma técnica tolerável e de baixo custo. Foram avaliados por termografia infravermelha 70 voluntários saudáveis e doentes (mulheres), destes 26 casos com câncer de mama, 23 com doenças benignas da mama (displasia mamária, cistos, mastite) e 21 normais. Os principais resultados foram a determinação dos valores normais das faixas de temperatura para cada grupo obtendo-se uma sensibilidade e especificidade elevadas para diagnóstico de câncer de mama avaliadas por termografia. Métodos estatísticos foram usados para o estabelecimento dos diferentes grupos de pacientes quanto a temperatura de referência dessas regiões. Além das imagens térmicas, foram tomados para efeito de comparação exames como mamografia, ultrassom e biópsia. A especificidade e sensibilidade dos exames termográficos foram obtidas por comparação com as biópsias de 55 casos.

---

Palavras chave: Câncer – Diagnóstico, termografia médica, câncer de mama. Imagem infravermelho.

LELES, A. C. Q. **Procedure Development and Analysis of Thermal Imaging for Breast Cancer Identification**. 2015. 100 f. Master's thesis, Federal University of Uberlândia.



## Abstract

Each year, cancer has been established as a public health problem worldwide. According to the World Health Organization (WHO), breast cancer remains a leading cause of death in women worldwide. Cancer is a disease that affects the most world's population and it is the most common among women, accounting for 22% of new cases each year. In Brazil, breast cancer mortality rates remain high, most likely because the disease is still diagnosed in advanced stages. The use of thermal imaging is presented as an emerging diagnostic test in medicine. Thus, the aim of this study is the effective detection of breast cancer, with infrared image, which appears as a tolerable and inexpensive technique. 70 healthy volunteers and patients (women), these 26 cases with breast cancer, 23 with benign breast disease (fibrocystic breast disease, cysts, mastitis) and 21 normal were evaluated by infrared thermography. The main results were normal values of temperature ranges for each group yielding a high sensitivity and specificity for diagnosis of breast cancer evaluated by thermography. Statistical methods were used to establish different groups of patients as the reference temperature in these regions. In addition to the thermal images, other healthy checks were taken comparison purpose such as mammography, ultrasound and biopsy. The specificity and sensitivity of the thermographic tests were compared with those obtained from biopsies of 55 cases.

---

Keywords: Diagnosis, medical thermography , breast cancer. infrared image.

## Lista de Figuras

Figura 3.1: Gráfico da potência emissiva espectral do corpo negro segundo a lei de Plank para varias temperaturas absolutas.(adaptado de ThermaCam T420, Manual do operador).....	15
Figura 3.2: Processo de reflexão,absorçãoe transmissão (adaptado do Incropera e DeWitt,(1990)).....	16
Figura 3.3: Radiosidade [adaptado do Incropera e DeWitt, (1990)].....	17
Figura 3.4: Esquema de um detector térmico, incluindo o absorverdor e o sensor de temperatura [Dereniak e Boreman (1996)].....	18
Figura 3.5: Sistema de microbolômetro de 320 por 240 (extraído do InfraredSotitions (nov. 2006)).....	18
Figura 3.6: Processo de medição pela câmera de infravermelho (a) Objeto Analisado (b) Meio ambiente (c) Atmosfera (adaptado de ThermaCam T420, Manual do operador).....	19
Figura 3.7: Câmera de infravermelho FLIR Systems modelo T420 (extraído do manual do operador).....	19
Figura 4.1: Imagem infravermelho com nódulo benigno.....	31
Figura 4.2: Conversão da paleta (Below).....	32
Figura 4.3: Mama direita /nódulo benigno.....	32
Figura 4.4: Mama esquerda normal.....	32
Figura 4.5: Imagem infravermelhorainbow, com câncer.....	32
Figura 4.6: Conversão da paleta (Below).....	33
Figura 4.7: Mama direita com câncer.....	33
Figura 4.8: Mama esquerda norma.....	33
Figura 4.9: Média de $\Delta T$ para cada grupo.....	40
Figura 4.10: Histograma em escala de cinza da imagem normal.....	44
Figura 4.11: Histograma em escala de cinza da imagem benigna.....	44
Figura 4.12: Histograma em escala de cinza da imagem maligna.....	44
Figura 4.13: Gráfico ROC com as regiões importantes em uma análise.....	46
Figura 4.14: Gráfico da Curva ROC.....	47

## Lista de Tabelas

Tabela 3.1: Exemplos de detectores de temperatura [Dereniak e Boreman (1996)].....	17
Tabela 4.1: Histórico dos pacientes.....	36
Tabela 4.2 :Pacientes com biopsia.....	37
Tabela 4.3 :Estatísticas do Grupo Normal.....	38
Tabela 4.4 :Estatísticas do Grupo Benigno.....	38
Tabela 4.5: Estatística do Grupo Maligno.....	39
Tabela 4.6: Resultado das análises dos pacientes.....	40

# SUMÁRIO

Resumo .....	iv
Abstract.....	v
Lista de Figuras.....	vi
Lista de Tabelas.....	vii
 <b>Capítulo I</b>	
<b>Introdução.....</b>	<b>1</b>
1.1As células cancerígenas.....	1
1.2O câncer de mama.....	2
1.3Diagnóstico precoce.....	4
1.3.1Os métodos mais utilizados para a identificação precoce .....	5
 <b>Capítulo II</b>	
<b>Revisão Bibliográfica.....</b>	<b>7</b>
 <b>Capítulo III</b>	
<b>Fundamentos e Metodologia.....</b>	<b>13</b>
3.1Imagem infravermelha.....	13
3.1.1Radiação do corpo negro.....	13
3.1.2Processo de Reflexão, Absorção e Transmissão.....	16
3.1.3Radiosidade.....	17
3.2Detectores de temperatura.....	17
3.3Princípio de medição e a câmera infravermelho.....	18
3.4Parâmetros de normalidade do corpo humano .....	21
3.5. Protocolo de imagens.....	22
3.5.1 Protocolo para a preparação do Paciente.....	22
3.5.2 Preenchimento de Formulário do Paciente.....	23
3.5.3 Aclimação do Paciente.....	23
3.5.4 Controle das Condições do Ambiente Onde Será Feito a Medição.....	23

3.5.5 Padronização do Sistema de Aquisição de Imagens Térmicas.....	23
3.5.6 Montagem da Bancada de Experimento.....	24
3.5.7 Protocolo de Captura de Imagem.....	24
3.6. Métodos de Diagnóstico de Tumores Mamários.....	24
3.6.1 Mamografia.....	25
3.6.2 Ultrassonografia da mama.....	25
3.6.3 Ressonância Magnética.....	26
3.6.4 Core Biopsy.....	27
3.6.5 Parâmetro BI-RADS.....	27

## Capítulo IV

<b>Processamento e análise das imagens.....</b>	<b>30</b>
4.1 Pré-processamento, Segmentação e Refinamento manual da ROI.....	30
4.2 Procedimento.....	33
4.3 Resultados e análises das imagens infravermelho .....	35
4.3.1 Histogramas.....	43
4.3.2 A curva ROC.....	45
4.3.3 Análise de comparação entre Mamografia x Ultrassonografia das Mamas x Imagens termográficas.....	49

## Capítulo V

<b>Conclusão.....</b>	<b>50</b>
<b>Referências Bibliográficas.....</b>	<b>51</b>
<b>Anexos.....</b>	<b>55</b>

# **CAPITULO I**

## **INTRODUÇÃO**

Por definição o câncer é um conjunto de doenças caracterizado pelo progressivo acúmulo de mutações no genoma de uma célula. Estas mutações levam a alterações na expressão ou função de genes-chave para a manutenção da homeostasia celular. Essas alterações genéticas podem converter uma célula normal em uma célula transformada, que se caracteriza por não mais responder aos sinais de controle de proliferação, morte e diferenciação que governam a comunidade celular (BELTRÃO-BRAGA et al, 2004).

Segundo Mason e Choi (2002), o câncer pode ser compreendido como doença decorrente do excesso de danos no DNA ou a expressão inapropriada de genes críticos. De acordo com Garcia (2007), o câncer deriva do acúmulo de mutações gênicas em classes específicas de genes, tidas como proto-oncogenes (promotores do crescimento, diferenciação e proliferação celular) que, se sofrerem mutações, podem levar a multiplicações excessivas, e gene supressor de tumor ou anti-oncogene (inibidor tumoral) que se mutado pode ser inativado, não exercendo esse importante papel. Para o tumor se desenvolver são necessárias várias mutações nos genes controladores do crescimento celular (GARCIA, 2007).

A cada ano, o câncer tem se consolidado como um problema de saúde pública em todo o mundo. Segundo a Organização Mundial de Saúde (OMS), o câncer atinge pelo menos nove milhões de pessoas e mata cerca de cinco milhões a cada ano, sendo hoje a segunda causa de morte por doença nos países desenvolvidos (SILVA, 2006).

### **1.1 As células cancerígenas**

As células tumorais possuem uma grande necessidade por glicose, como possuem alta taxa de divisão celular elas tanto podem gerar energia na presença de oxigênio, como na sua ausência. Nelas ocorre mais produção de ATP pela transformação de glicose a ácido láctico, mesmo na presença suficiente de oxigênio, que normalmente geraria piruvato. São muito comuns células tumorais em situações de hipóxia, por isso o frequente uso da glicólise anaeróbica. A falta de oxigênio induz a um aumento do fator induzido por hipóxia,

que é um dos responsáveis pelo aumento de genes reguladores do transporte de glicose e enzimas da glicólise e é graças a isso que a maioria dos tumores consegue produzir ATP.

Em pacientes com câncer o uso da glicose pelo tecido muscular é reduzido, já que o tumor consome muita glicose pela via anabólica. Uma consequência disso é a liberação de uma quantidade maior de lactato que é fornecido para a gliconeogênese hepática. Como o sangue fica mais ácido, ocorre a estimulação do ciclo de Cori, que consiste na conversão de glicose em lactato no músculo, seguida da conversão do lactato em glicose no fígado com gasto de energia do paciente com câncer. Essa glicose vai alimentar o tumor. E quanto maior o nível de lactato encontrado em alguns cânceres, maior o risco para metástase (LEHNINGER, 2002).

## **1.2 O câncer de mama**

O câncer de mama continua sendo uma das principais causas de morte de mulheres no mundo. É o segundo tipo mais frequente e o mais comum entre as mulheres, respondendo por 22% dos casos novos a cada ano. No Brasil, as taxas de mortalidade por câncer de mama continuam elevadas, muito provavelmente porque a doença ainda é diagnosticada em estádios avançados. Na população mundial, a sobrevivência média após cinco anos é de 61% (INCA, 2014).

Segundo o INCA (2014) estima-se que o número de novos casos seja 57.120, com 13.345 o número de mortes, sendo 120 homens e 13.225 mulheres.

O câncer de mama começa com a divisão e a reprodução desordenadas das células das mamas, causando nódulos que podem ser malignos ou benignos. Esse tipo de câncer tem cura, mas quanto antes for diagnosticado, maiores serão as chances de sobrevivência, por isso a importância do diagnóstico precoce.

Têm mais chances de apresentar câncer de mama mulheres com histórico de câncer de mama na família; que nunca tiveram filhos, ou que os tiveram após os 30 anos de idade; fumantes e com histórico de exposição à radiação, e por isso devem começar a prevenção após os 35 anos de idade.

O câncer de mama considerado esporádico, ou seja, sem associação com o fator hereditário, representa mais de 90% dos casos de câncer de mama em todo mundo. Dados clínicos, epidemiológicos e experimentais têm demonstrado que o risco de desenvolvimento de câncer de mama esporádico está fortemente relacionado à produção de esteroides sexuais. Condições endócrinas moduladas pela função ovariana, como a menarca precoce, menopausa tardia e gestação, assim como a utilização de estrógenos exógenos, são componentes relevantes do risco de desenvolvimento do câncer de mama. Em sinergismo com os fatores hormonais, estudos observacionais indicam que o comportamento humano

relacionado ao estilo de vida, o que inclui modificações na dieta e na atividade física, podem contribuir para o aumento da incidência do câncer de mama em todo o mundo (INCA, 2014).

Essa patologia, pode ser detectado pelo auto-exame das mamas e/ou pela realização de mamografia e/ou ultrassonografia, devendo ser confirmado por meio da biópsia da lesão. A realização da biópsia, no entanto, ocorre em face de alguma alteração suspeita (seja no exame físico, seja na mamografia). Quando a paciente ou o médico encontram alterações ao exame físico, são solicitados exames adicionais como mamografia (um raio X das mamas) e/ou um ultrassom das mamas. De acordo com o Ministério da Saúde, em 29 de abril de 2009, o Sistema Único de Saúde (SUS) assegura a realização de exame mamográfico a todas as mulheres a partir dos 40 anos de idade, conforme estabelece a lei número 11.664, de 29 de abril de 2008. Além disso, a mamografia é eficaz para a identificação, porém, nem sempre serve para o diagnóstico, exceto quando a lesão tem características típicas de um processo benigno ou maligno.

Alguns estudos alegam que um dos principais determinantes do diagnóstico inicial do câncer de mama em estadio avançado é o atraso para a investigação de lesões mamárias suspeitas, comprometendo de maneira importante o prognóstico das pacientes. O atrasos que levam à demora no diagnóstico e/ou tratamento permitem o crescimento tumoral, dificultando assim as chances de cura dos pacientes. O acesso e o tempo para o diagnóstico e tratamento do câncer de mama variam nas diversas regiões do país, dependendo de fatores geográficos e socioeconômicos, além das deficiências no sistema de saúde.

O adoecimento pelo câncer de mama e seu tratamento geram sérias consequências que podem ser temporárias ou permanentes na vida da mulher. A cirurgia mamária, seja ela conservadora ou não, mesmo acompanhada da reconstrução mamária pode ser vivenciada de modo traumático pela mulher, sendo considerada uma mutilação, dependendo da importância dada pela mulher à imagem corporal. Além disso, a funcionalidade do membro superior pode ficar comprometida com o linfedema de braço que surge após a dissecação dos linfonodos axilares. Outro aspecto a ser considerado é a mudança da sensação tátil do seio após sua reconstrução.

Os efeitos colaterais advindos da quimioterapia, radioterapia e da hormonioterapia também interferem negativamente no cotidiano, na elaboração da imagem corporal e na vida sexual da mulher. Estudos têm evidenciado que o diagnóstico e o tratamento precoce do câncer de mama podem reduzir a mortalidade e que atrasos de três a seis meses entre o sintoma inicial e o tratamento adjuvante foram claramente associados com a diminuição da taxa de sobrevivência destas pacientes

Além do diagnóstico a mulher com câncer de mama passa por mais três percursos que são: tratamento, reabilitação e terminalidade. O tratamento geralmente se refere a realização de cirurgia para remoção da massa tumoral, quimioterapia, radioterapia e, em alguns casos,



hormonioterapia. Se tudo correr bem, o tratamento ocorre em um ano. Após esse período de adaptação inicial, a paciente é orientada a continuar realizando exames periodicamente, os médicos indicam cinco anos para a eventual recidiva da doença. Após esse período intensivo havendo a remissão, a paciente deve retornar anualmente para os exames de controle.

Segundo Will (2000), o custo do tratamento do câncer de mama é subordinado ao estado da doença no momento do diagnóstico, sendo baseado no tamanho do tumor, na extensão do acometimento linfonodal e na evidência de metástases.

### **1.3 Diagnóstico precoce**

O diagnóstico precoce do câncer de mama ocorre através de mutações na estrutura do DNA da mama, mutações estas que possibilitam alterações do genoma e uma divisão celular rápida, assim como na fase em que o tumor é uma pequena lesão, sem expressão clínica, em fase inicial, sendo a presença do tumor *in situ*. No que se refere às estratégias de identificação do tumor, o diagnóstico precoce ocorre através do reconhecimento da presença de alterações na corrente sanguínea, possibilitando analisar estas alterações a partir da observação precoce de microRNAs de biomarcadores do câncer de mama. Portanto o diagnóstico precoce envolve, a identificação de alterações celulares presentes na corrente sanguínea e/ou no tecido mamário.

A detecção precoce é baseada no conceito teórico de que quanto mais cedo o câncer é detectado, mais eficaz é o tratamento. O objetivo da detecção precoce é identificar o câncer quando ainda se localiza no órgão de origem, antes que ele invada os tecidos adjacentes e órgãos à distância, ou, em alguns casos, para detectar lesões pré-malignas.

Segundo a Organização Mundial da Saúde, há dois componentes principais nos programas de detecção precoce para o câncer: Diagnóstico precoce: é o reconhecimento pelo paciente ou pelo profissional de saúde de sinais e sintomas precoces do câncer, a fim de facilitar o diagnóstico antes que a doença se torne avançada. Isso permite, em grande parte dos tumores, maior eficácia e menor custo (financeiro, individual e social) associado ao tratamento.

O rastreamento: é a aplicação de um exame em uma população presumivelmente assintomática. Destina-se a identificar os indivíduos com uma alteração sugestiva de um câncer específico no período pré-clínico, antes que tenha desenvolvido sinais e/ou sintomas relacionados à doença. Esses indivíduos necessitam continuar a investigação para confirmar ou descartar o diagnóstico de câncer.

Há dois modelos de rastreamento do câncer, que é o rastreamento oportunístico que se refere a solicitação de exames de rastreamento de forma não sistemática que

geralmente, são solicitados em uma consulta realizada pelo paciente por algum outro motivo de saúde ou em consulta de rotina e o rastreamento organizado que é quando exames são solicitados de uma forma sistemática para uma população de risco dentro de um programa estruturado.

### 1.3.1 Os métodos mais usados para a identificação do câncer

Para a detecção do câncer de mama os mais utilizados são: o exame clínico e a mamografia. O exame clínico que quando realizado por especialista treinado, pode detectar tumor de até um centímetro de superfície. Esse exame deve ser realizado conforme as recomendações técnicas do Consenso para o Controle do Câncer de Mama.

A sua sensibilidade varia de 57% a 83% em mulheres com idade entre 50 e 59 anos, e em torno de 71% nas que estão entre 40 e 49 anos. A especificidade varia de 88% a 96% em mulheres com idade entre 50 e 59 e entre 71% a 84% nas que estão entre 40 e 49 anos (INCA, 2014).

A mamografia que é a radiografia da mama, que permite a detecção precoce do câncer, por ser capaz de mostrar lesões em fase inicial. Ela é realizada em um aparelho de raio X apropriado, chamado mamógrafo. Nele, a mama é comprimida de forma a fornecer melhores imagens, e, portanto, melhor capacidade de diagnóstico. O desconforto provocado é discreto e suportável.

A sensibilidade varia de 46% a 88% e depende de fatores tais como: tamanho e localização da lesão, densidade do tecido mamário (mulheres mais jovens apresentam mamas mais densas), qualidade dos recursos técnicos e habilidade de interpretação do radiologista. A especificidade varia entre 82%, e 99% e é igualmente dependente da qualidade do exame (INCA, 2014).

Porem a mamografia não consegue detectar a maioria dos casos com câncer. Muitos autores afirmam que as margens do tecido mamário são sempre problemáticas para a mamografia, pois não há como colocá-las na imagem e essas regiões têm elevada concentração dos lóbulos mamários e de unidades ducto-lobulares terminais, nas quais é comum a presença do câncer de mama. Assim o método se torna falho, devido o exame da mama não ser capaz de examinar as suas margens e também as mamas densas, exatamente aquelas que são consideradas de maior risco para desenvolver o câncer de mama.

Metade das mulheres tem mamas densas e pelo menos 35% delas continua com mamas densas após a menopausa, portanto exames adjuntos devem ser indicados para detectar precocemente o câncer de mama. Assim grande parte dos cânceres de mama são detectados pelo rastreamento da ultrassonografia, pois muitos nódulos ficam identificáveis

pelo tecido denso da mama e também alguns cânceres podem ser mal interpretados ou apresentar-se por sinais sutis, passando despercebidos na mamografia.

Este estudo tem como objetivo o rastreamento efetivo do câncer de mama, com imagem infravermelha, uma técnica tolerável e de baixo custo. As células cancerígenas sofrem uma disfunção em seu metabolismo, alterando assim sua temperatura. A imagem infravermelha é capaz de identificar alterações de temperaturas nas células cancerígenas, podendo assim detectar a doença durante a fase pré-clínica, tendo um impacto favorável na taxa de mortalidade.

No capítulo II apresenta-se uma revisão bibliográfica do uso das imagens térmicas na detecção precoce do câncer de mama

No capítulo III As definições e fundamentos dos materiais e dos exames de diagnóstico que foram usados para a comparação.

O capítulo IV contém uma descrição detalhada do procedimento experimental e do processamento da imagem. Além disso, apresenta uma descrição dos resultados usando métodos estatísticos.

Conclui-se o trabalho no capítulo V apresentando propostas de trabalhos futuros para um melhor entendimento e confiança do uso da imagem infravermelha na detecção precoce do câncer de mama.

## CAPITULO II

### REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

O diagnóstico do câncer se realizado precocemente, proporciona um tratamento mais oportuno e traz respostas relativamente boas. Sendo uma doença rara na faixa etária que antecede aos 35 anos, o câncer de mama cresce assombrosamente quando se analisa idades acima deste marco. Segundo pesquisas (INCA, 2012) após cinco anos com a doença o índice de sobrevivência é de apenas 61%. Inegavelmente para aumentar este índice, um dos fatores mais relevantes é o diagnóstico precoce da doença, criando novos métodos que possam, auxiliar no diagnóstico da doença em estágio inicial (NG, 2001).

Hoje os principais aliados no diagnóstico do câncer são o exame clínico e a mamografia que é considerada o exame padrão ouro na detecção da doença em seu estágio inicial, principalmente em mulheres pós menopausa. Porém ela apresenta problema na detecção precoce de tumores em paciente jovens (INCA, 2012), uma vez que nesse caso as mamas são formadas principalmente por tecido glandular, fato que as tornam mais densas, firmes e difíceis de identificar achados relevantes pela mamografia (KOAY, 2004). Já em mulheres pós menopausa o tecido das mamas tende a ser substituído por tecido adiposo, fato que as torna menos densas, facilitando, a detecção de problemas via mamografia (BEZERRA, 2007).

Além deste fator negativo na mamografia, há um ponto extremo, que afeta a todas a mulheres submetidas ao exame: a grande exposição aos Raios X. Conforme demonstram pesquisas na área (ARABI, MUTTAN e SUJI, 2010) a cada submissão da mama a um novo exame, há um aumento de 2 % no risco de câncer caso em mulheres pré-menopausa. Verificam ainda que após cerca de 35 exames o risco é dobrado.

Assim a necessidade de se criar e aperfeiçoar novos métodos de diagnóstico é inegável, devido ao fato de melhor tratamento, em casos de diagnóstico precoce.

Uma técnica alternativa para a detecção de tumores é o uso da termografia infravermelho. Qualquer corpo que possua temperatura acima do zero absoluto, emite radiação infravermelha em sua superfície (NG, 2008). O corpo humano, emite radiação térmica, que pode ser convertida em temperatura, e por sua vez são obtidas por meio de uma câmera termográfica.

Como o metabolismo das células cancerígenas é diferente das células normais, processando mais rápido e se reproduzindo de forma desordenada, o calor gerado por elas acarretam em uma temperatura diferente do restante do corpo, o que possibilita a sua identificação por meio das câmeras térmicas.

O estudo do diagnóstico através da termografia não é recente. Seu início antecede aos meados de 1959. Porém, devido a falta de estrutura e equipamento na época acabou sendo desacreditado. Com o advento de novas tecnologias, a criação de novas câmeras termográficas e o melhoramento do processamento de imagens, pesquisas usando a termografia voltaram a ser realizadas (MOGHBEL, 2011).

Na década de 1960, os pesquisadores Willians e Handley (1961) em seus estudos conseguiram demonstrar a possibilidade de detecção de câncer de mama a partir de um aumento de temperatura na imagem global geral da mama, obtendo uma sensibilidade de mais ou menos 2°C.

Keyserlingk (1998) relatou que a sensibilidade da mamografia isoladamente foi de 85% e que de modalidades combinadas com infravermelho digital foi de 95%. Nesse estudo, para fins de diagnóstico em uma subpopulação, buscou-se estabelecer um modelo de regressão multivariada ajustada por idade para prever o estado da doença do câncer de mama. A sensibilidade de detecção de carcinoma ductal por exames clínicos foi de 61%, por mamografia sozinha foi de 66% e por infravermelho sozinha foi de 83%.

Estudos posteriores mostraram como a imagem térmica pode ajudar a detectar o câncer de mama.

Pariski (2003), depois de um ensaio clínico de 4 anos e de 769 pacientes, relatou que a imagem infravermelha, oferece um procedimento não invasivo e seguro que seria valioso como um adjunto à mamografia para determinar se uma lesão é benigna ou maligna. Obteve uma sensibilidade relativamente elevada (97% - 99%) e valor preditivo negativo (95% - 99%). No entanto, a especificidade relatada nesse artigo, de 14% a 18%, foi relativamente baixo

Mital e Pidaparti (2008) usaram algoritmos evolutivos em redes neurais artificiais e Algoritmos Genéticos para estimar os parâmetros de simulação de tumor de mama. No entanto, o modelo foi capaz de recuperar a posição do tumor numa dimensão única, juntamente com o seu tamanho e apenas 17 casos, foram usadas para treinar a rede neural.

Arora (2008) com um estudo clínico de 92 pacientes obteve 97% de sensibilidade e concluiu que era um valioso adjunto à mamografia e ultrassom, especialmente em mulheres com parênquima mamário denso.

Yang e Lee (2008) desenvolveram um algoritmo de dados além de um novo protocolo de análise paramétrica para geração de regras de diagnóstico, baseados em conhecimento de infravermelho termográfico.

Araújo (2009) desenvolveu um banco de dados MySql assemelhando-se à um prontuário eletrônico do paciente (PEP). Em que pode realizar a busca por pacientes como o resultado da combinação de variáveis de interesse que permite a emissão de relatórios, gráficos e análises estatísticas sobre esses dados.

Gauthere (1980) apresenta um modelo térmico baseado na equação de Pennes (Pennes, 1948) que incorpora os efeitos do metabolismo e da perfusão sanguínea na equação de difusão térmica padrão. Com o método dos elementos finitos simulações foram realizadas com o pacote computacional 3,5 COMSOL Multiphysics, considerando convecção de calor na superfície da mama.

Ng (2009) padronizou um protocolo e formalizou os procedimentos básicos de preparação do paciente, assim como os parâmetros para o ambiente, captura e análise das imagens. Observou também que a precisão da câmara termográfica é altamente dependente da habilidade e do conhecimento do operador. Especificações diferentes como desvio entre autocorrekções, uniformidade no campo de vista, temperatura mínima detectável, estabilidade de leitura de temperatura, efeito de distância e o número mínimo de detector de pixels devem ser consideradas.

Observa-se que processos de doença pode produzir mudanças significativas e imprevisíveis nas temperaturas do corpo. Problemas circulatórios, lesões anteriores e consumo de álcool pode reduzir a temperatura da superfície do corpo, tais como a redução da perfusão causada por oclusão arterial, a inatividade muscular devido ao desuso ou perda de nervo motor fornecimento de fibras, fumar cigarro normal podem diminuir a temperatura da superfície do corpo. Por outro lado, a temperatura da superfície da pele pode ser aumentada por esforço físico, uso de estimulantes como álcool e inflamação pós-trauma ou mesmo queimaduras solares. Pulverização pesada no peito, a terapia de reposição hormonal (TRH), gravidez e menstruação, também podem afetar a temperatura da superfície da mama. (Ng,2009)

Agnelli (2011) apresenta um método de estimativa para determinar os parâmetros desconhecidos, termofísicos ou geométricos de uma região tumoral utilizando o perfil de temperatura na superfície da pele, que pode ser obtido por termografia infravermelha. Para solução dos problemas inversos um esquema de diferenças finitas de segunda ordem foi implementado para resolver a equação de Pennes com condições de contorno mistas em duas e três dimensões. O algoritmo da pesquisa foi utilizado para estimar os diferentes parâmetros, minimizando a função de aptidão envolvendo os perfis de temperatura obtido a partir de dados simulados ou clínica aos obtidos pelo esquema diferenças finitas.

Silva (2010) apresenta a modelagem geométrica de uma mama através de diversos tamanhos de próteses de silicone. Em seu modelo matemático, simulações numéricas da mama foram representadas por duas regiões diferentes que são as propriedades termo físicas do tecido glandular e no tecido do tumor. As condições de contorno usadas para

resolver esse problema são da transferência de calor por convecção entre a superfície da mama e o ambiente externo e uma temperatura prescrita da parede torácica que foi igual a 37 °C. Na abordagem do problema da condução de calor inversa, a condutividade térmica e a perfusão sanguínea foram consideradas desconhecidos e foram resolvidos como um problema de otimização da dimensão finita.

Wang (2010) fez um estudo com mulheres que possuíam resultados suspeitos em mamografia ou ultrassom, recebido em imagens infravermelhas da mama antes da biopsia excisional e estabeleceu um modelo multivariado com idade ajustada, para a interpretação da imagem de infravermelho da mama. Em seu estudo, 276 mulheres que tiveram resultados suspeitos na mamografia foram selecionadas para submeter-se a biopsia excisional, porém a imagem infravermelha foi feita um dia antes da cirurgia. Nesse estudo foram excluídas mulheres que tiveram um passado histórico de cirurgia de mama ou irradiação no peito, ou quimioterapia sistêmica.

As imagens foram analisadas com um programa de software (M301-APP-V2.0, AssociateTechnologyCorp, Chongqing, Sichuan, PROC) que foram exibidos tanto em escala de cinza ou a colordscale predefinido. Foram marcados os locais do tamanho das lesões de interesse em comparação com a mamografia e ultrassom para a interpretação das imagens onde marcaram os resultados para uma análise da estatística que foram feitas com meio de análises de regressão logística uni e multivariada pelo software SAS (SAS versão 9.00, SAS Institute, Cary, NC,EUA) e software SPSS (SPSS versão 16.0, SPSS Inc., Chicago, IL, EUA). Assim todas as lesões malignas e benignas foram comparadas e categorizados em microcalcificações, microcalcificações associadas com massa e lesões não calcificadas e também foram investigadas diferenças entre lesões malignas e benignas utilizando o teste t-Studet ou não paramétrico Mann-Whitney U. Com esses testes foram detectadas 298 lesões associadas em 276 pacientes, 174 foram malignas e 124 lesões benignas. Houve 215 lesões com exames de mamografia disponíveis para a correlação.

Boquete (2010) introduziu um método de análise de imagem termográfica para a detecção automática de áreas de alto risco de tumor, com base na análise de componentes independentes (ICA) e no pós-processamento das imagens resultantes deste algoritmo. Esse estudo avaliou a aplicação do algoritmo ICA para extrair áreas com alta temperatura corporal relativa associada a regiões de tumores de alto risco. Os primeiros resultados são encorajadores e mostram o potencial de ICA aplicada a detecção precoce do câncer de mama, apontando regiões anormais de 4 x 4 pixels, o que representa 1% do total tamanho do termograma. O método proposto mostrou que o aparecimento de uma anomalia de calor, indicando uma zona potencialmente canceroso é refletida como uma fonte independente. Ele relata que através do método de triagem deve-se encontrar uma forma de distinguir os tumores de mama, perigosos e agressivos que têm de ser retirado.

Kapoor e Prasad (2010) cita que a identificação precoce do tumor é a chave para melhorar a taxa de sobrevivência e que é uma ferramenta de triagem promissora, pois, é capaz de alertar as mulheres com câncer de mama com até 10 anos de antecedência. A fim de melhorar a precisão preliminar do rastreio de câncer de mama utilizando termograma ele propõem uma abordagem para a análise automática de imagens térmicas infravermelhas e fizeram a detecção de bordas e transformada de Hough para análise de assimetria dos padrões de calor nos seios. Os autores fazem uma análise e segmentação de imagens e assimetria propondo um método eficiente para a análise de mama usando imagens infravermelhas. A abordagem compreende a detecção de bordas e a detecção de descontinuidades significativas.

O detector de borda construído em Canny no Matlab pode ser usada para extrair os limites dos seios. O método de Canny usa dois limiares para detectar bordas fortes e fracas.

Mitra e Balaji (2010) estabeleceram a estimativa da posição e do tamanho de um tumor em uma mama humana, usando imagens termográficas em conjunto com as redes neurais artificiais. Eles envolveram a simulação numérica de condução de calor em um seio canceroso, empregando a equação de transferência de calor (bio-Pennes) usando um elemento finito baseado no COMSOL, além da realização de estudos de sensibilidade para avaliar o efeito do valor das temperaturas aferidas e constataram que existe uma recuperação relativamente satisfatória. Com base na pesquisa ficou evidente que há um enorme espaço para tratar o problema de detecção de tumor da mama como um problema inverso na transferência de calor.

Mitra e Balaji (2010) concluíram que com uma termografia da mama dentro de 0,1 K níveis de ruído, pode ser adotada uma abordagem de rede neural para recuperar a localização do tumor e raio com razoável precisão e portanto o paciente pode ser submetido a um tratamento de nível superior ou técnicas de diagnóstico, como tomografia computadorizada ou ressonância magnética, conforme a procedência de cada caso.

González (2007), com simulações de computador constatou que câmeras infravermelhas podem detectar tumores tão pequenos quanto 0,5 cm em uma profundidade de 2,0 cm. Estas simulações foram realizadas usando uma taxa geração de calor metabólico fixo para o tumor.

Em 2011 (GONZÁLEZ, 2011) constatou que o calor metabólico gerado por tumores mamários foi detectado indiretamente e de forma não invasiva a partir de imagens de infravermelho digitais, simulando também um modelo de mama simplificado. Este parâmetro pode ser de importância clínica, uma vez que tem sido relacionada ao tempo do volume de duplicação e malignidade para esse tumor particular. Os resultados da pesquisa indicaram que a imagem infravermelha digital tem potencial para estimar, de um modo não-invasivo, a malignidade de um tumor, calculando a sua produção de calor metabólico a partir de modelos de transferência térmica. Em sua avaliação clínica todos os participantes do estudo



foram submetidos a mamografia e biópsia, e o diagnóstico de todos os participantes foi de um carcinoma ductal infiltrando com tamanhos tumorais que variaram de 1 a 10 cm e profundidades de tumor de 0,5 a 2,6 cm. Imagens infravermelho foram realizadas em todos os pacientes, um dia antes de sua cirurgia e todos os pacientes tiveram suas biópsias realizadas pelo menos duas semanas antes da cirurgia.

Bezerra (2007) desenvolveu um protocolo de padronização e um aparato para a fixação de um tripé fotográfico para uma melhor padronização das fotografias. Além de, simulações numéricas com o uso do software Fluent, um método de programação gradativa sequencial foi usada para resolver o problema inverso e para estimar a condutividade térmica e a perfusão de sangue dos tecidos mamários. Quando suas mamografias suspeitas e equivocadas foram combinadas o aumento da sensibilidade subiu para 85%. A sensibilidade subiu para 95% quando obtida em casos de mamografia que suspeitos ou equivocados, foram combinados com imagens anormais de infravermelho. Entretanto, quando foram combinados exames clínicos, IR e mamografia a sensibilidade subiu para 98%. Ambas, imagens infravermelhas (IR) e mamografia são tecnologias complementares, sendo que, nenhuma delas sozinha é suficiente, porém, quando combinadas são extremamente eficientes.

Além disso, problemas objetivos, tais como a identificação do nível de aumento de temperatura, do tamanho mínimo das células e dos problemas que envolvem a medição de temperatura representam ainda, desafios a serem superados.

Neste trabalho a aquisição das imagens seguem o protocolo de Ng, (2010). Este protocolo vai desde a preparação do paciente à do ambiente. Foi estabelecido uma padronização do sistema de imagens térmicas, com uma protocolização da captura de imagens e análise.

As medições de temperatura usando infravermelho, foram coletados em pacientes mulheres, encaminhadas ao SPDM - Hospital e Maternidade Dr. Odelmo Leão Carneiro, com ou sem suspeitas de câncer de mama, sendo atendidas pelo Dr. Juliano Rodrigues da Cunha

A técnica usada nesta pesquisa tem potencial para representar um exame de auxílio devido ao seu baixo custo se comparado aos exames rotineiros. Com o desenvolvimento de um procedimento baseado em estatística e na comparação com técnicas para diagnóstico para câncer de mama como mamografia, ultrassom de mamas, ressonância magnética e biópsia, pode-se assegurar a identificação precoce do câncer de mama com baixo custo e menor incerteza quanto a falsos diagnósticos. No estudo para aquisição das imagens infravermelhas usa-se um sensor ThermoCAM T420 (FLIR Systems Inc, North Billerica, Suécia).



## CAPÍTULO III

### FUNDAMENTOS

Este capítulo apresenta a teoria básica da radiação no espectro térmico, a forma que essa faixa espectral interage com o material, como a temperatura é determinada a partir da irradiação no sensor da câmera infravermelha. Observa também os parâmetros da câmera e do corpo humano que influenciam nessa medição, o material e o protocolo usado na medição. Finaliza apresentando os princípios fundamentais de funcionamento dos principais exames usados para diagnósticos do câncer de mama que são, a mamografia a ultrassonografia de mamas, a ressonância magnética e a core biopsia.

#### 3.1 Radiação térmica

Qualquer corpo com uma temperatura finita emite radiação térmica cujo intervalo vai de  $0,1\mu\text{m}$  a  $100\mu\text{m}$ . A radiação na faixa do infravermelho é emitida pelos átomos em vibração de um corpo aquecido. O calor abrasante que se sente quando se toma um banho de Sol, ou quando estamos próximos a uma lareira, é, em grande parte, devido à radiação infravermelha.

A radiação infravermelha, descoberta em 1800 por William Herschel, é não ionizante na porção invisível do espectro eletromagnético que está adjacente aos comprimentos de onda longos, ou final vermelho do espectro da luz visível. Ainda que em vertebrados não seja percebida na forma de luz, essa radiação pode ser percebida como calor, por terminações nervosas especializadas da pele, conhecidas como termorreceptores. (INCROPERA; DEWITT, 2007)

##### 3.1.1 Radiação do corpo negro

A radiação em um corpo negro é perfeita quando absorve toda energia incidente e não reflete nenhuma.

Planck determinou que o comprimento de onda se relaciona com dois outros parâmetros das ondas eletromagnéticas: a frequência e a energia do fóton.

$$\nu = \frac{c}{\lambda} \quad (3.1)$$

Onde  $\nu$  é a frequência da onda (Hz),  $c$  é a velocidade da luz no vácuo ( $2,998 \times 10^8 \text{ m/s}$ ) e  $\lambda$  é o comprimento de onda ( $\mu\text{m}$ ):

$$E = h\nu \quad (3.2)$$

Onde  $E$  é a energia do fóton e  $h$  é a constante de Planck ( $6,626 \times 10^{-34} \text{ J.s}$ )

A energia total emitida de uma superfície em todas as direções acima dela é denominada de potência emissiva, também chamada de emitância, que se distingue entre espectral e total. A potência emissiva depende do comprimento de onda ( $\lambda$ ), da temperatura ( $T$ ) e da emissividade  $\varepsilon$ .

São três expressões que descrevem o comportamento da radiação emitida pelo corpo negro: a Lei de Planck, Lei de Stefan-Boltzmann e a Lei do Deslocamento de Wien, apresentadas a seguir.

A lei de Planck descreve a distribuição espectral da radiação emitida por um corpo negro:

$$W_{Rb} = \frac{2\pi hc^3}{\lambda^5 (e^{hc/\lambda kT} - 1)} \times 10^6 \quad (3.3)$$

Onde  $W_{Rb}$  é a Potência emissiva espectral do corpo negro no comprimento de onda  $\lambda$  [ $\text{W}/\text{m}^2 \cdot \mu\text{m}$ ],  $K$  é a Constante de Boltzmann [ $1,381 \times 10^{-23} \text{ J/K}$ ]. (Figura 3.1)

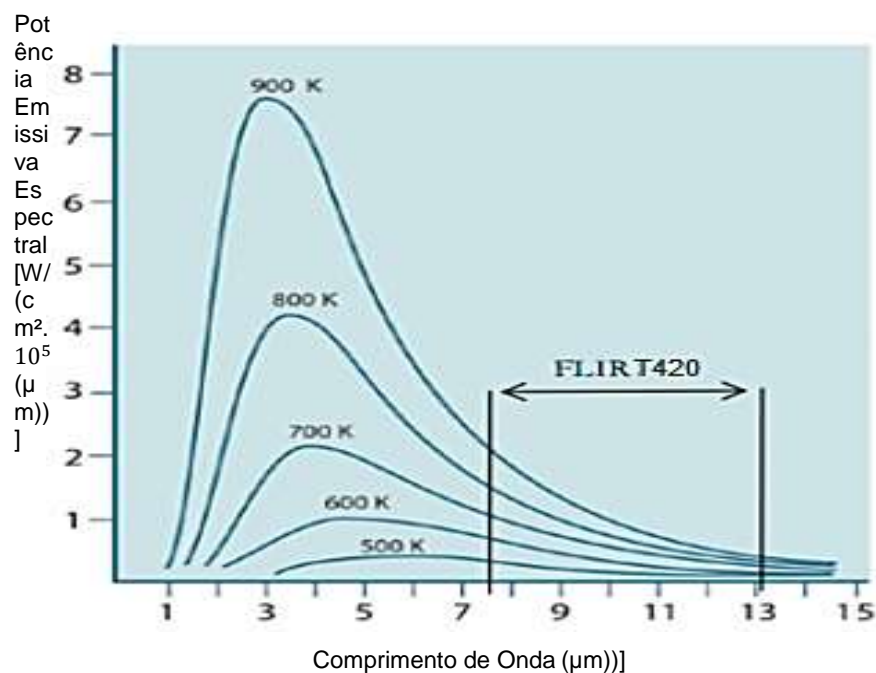


Figura 3.1: Gráfico da potência emissiva espectral do corpo negro segundo a lei de Planck para varias temperaturas absolutas.(adaptado de ThermaCam T420, Manual do operador)

A Lei de Stefan-Boltzmann representada pela equação (3.4) , é a integração de  $\lambda=0$  a  $\lambda=\infty$  ou seja Equação 3.4.

$$W_b = \sigma T^4 \quad (3.4)$$

Onde  $\sigma$  é a Constante de Stefan-Boltzmann [ $5,67 \times 10^{-8} \text{ W/m}^2 \cdot \text{K}^4$ ].

A propriedade que expressa a habilidade de uma superfície de emitir radiação em relação a uma superfície ideal na mesma temperatura e no mesmo comprimento de onda é a emissividade térmica, que é definida por:

$$\varepsilon(T) = \frac{W_a(T)}{W_b(T)} \quad (3.5)$$

Portanto obtém-se para um corpo real.

$$w_a = \varepsilon(T)\sigma T^4 \quad (3.6)$$

### 3.1.2 Processo de Reflexão, Absorção e Transmissão

Quando a radiação térmica chega a um objeto, esta pode ser absorvida, refletida ou transmitida através do objeto. Em geral, acontece uma combinação desses fenômenos. A Irradiação é a denominação da potência total que incide numa determinada superfície por unidade de área (A).

A irradiação, se o material é transparente, atravessa o meio. Quando o meio é opaco, não existe a parcela de radiação transmitidas através do meio e os processos de reflexão e absorção podem ser tratados como fenômenos de superfície. Esse fenômenos são representados na Fig 3.2

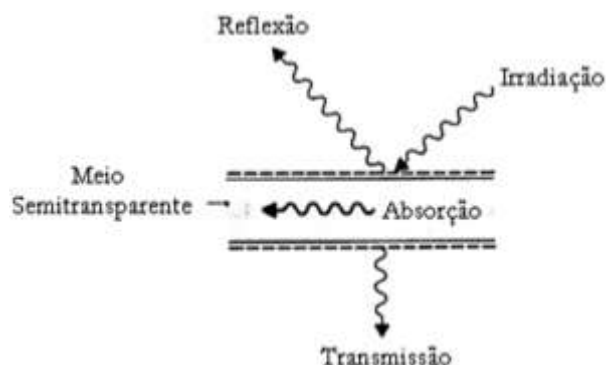


Figura 3.2: Processo de reflexão, absorção e transmissão (adaptado do Incropera e DeWitt, (2007))

A Absorvidade ( $\alpha$ ) é a fração de energia do total que incide em determinado meio,

$$\alpha = \frac{\text{energia radiante absorvida}}{\text{energia radiante incidente}} \quad (3.7)$$

A Reflectividade ( $\rho$ ) é a fração refletida do total que incide em determinado meio

$$\rho = \frac{\text{energia radiante refletida}}{\text{energia radiante incidente}} \quad (3.8)$$

e a Transmissividade ( $\tau$ ) é a fração de energia que é transmitida através de um meio total que incide nele.

$$\tau = \frac{\text{energia radiante transmitida}}{\text{energia radiante incidente}} \quad (3.9)$$

### 3.1.3 Radiosidade

A Radiosidade é a taxa na qual a radiação abandona a superfície devido à emissão e à reflexão em todas as direções por unidade de área de superfície (Figura 3.3)

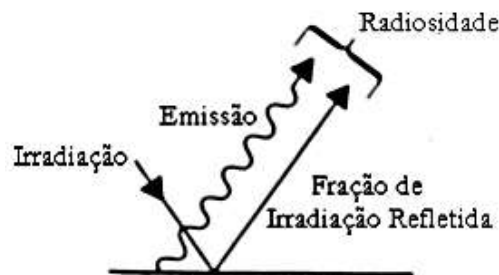


Figura 3.3: Radiosidade [adaptado do Incropera e DeWitt, (2007)]

## 3.2 Detectores de temperatura

O aquecimento gerado pela absorção da energia da radiação respondem aos detectores térmicos. Para que isso aconteça é necessário a mudança de temperatura do detector devido à radiação e a mudança de parâmetro causada pela variação de

temperatura assim o parâmetro físico é então detectado por algum instrumento e seus mecanismos. (Tabela 3.1)

Tabela 3.1: Exemplos de detectores de temperatura

Detector	Mecanismo de detecção
Bolômetros	Resistência
Piroelétricos	Capacitância
Termopares	Tensão
Supercondutores	Resistência

Fonte: [DERENIAK; BOREMAN (1996)]

Uma câmara infravermelha usa o bolômetro, como detector da variação térmica (Figura 3.4). Sua resistência pode ser monitorada por um ohmímetro para determinar a presença da radiação. Quando a radiação é absorvida ela é detectada, se não, é refletida e perdida. Todos os detectores absorvem a radiação com o sensor de temperatura ou transdutor.

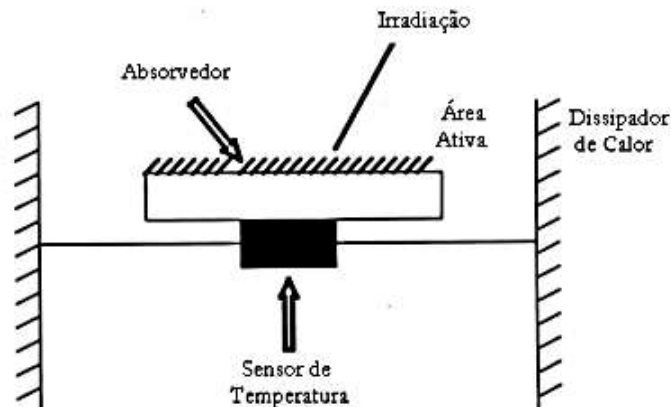


Figura 3.4: Esquema de um detector térmico, incluindo o absorvedor e o sensor de temperatura [DERENIAK; BOREMAN (1996)]

O Bolômetro tem seu funcionamento baseado em uma variação na resistência elétrica de matérias semicondutores de temperatura. São chamados termistor bolômetro ou resistores termicamente sensíveis (ASTHEIMER, 1983). Para sua fabricação materiais semicondutores (diamante sintético, germânio, silício, óxidos de manganês sintetizados, cobalto e/ou níquel) compõem seus chips e são dissipadores de calor. Quando a radiação atinge o detector, a sua temperatura aumenta e quando ela é removida o detector retorna a temperatura do substrato dissipador de calor como mostra a FIG 3.5.

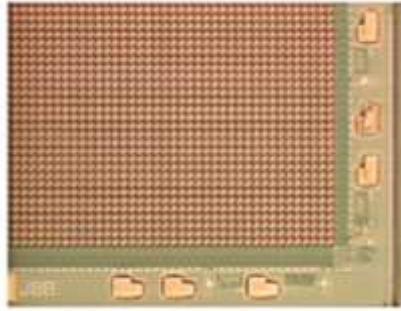


Figura 3.5: Sistema de microbolômetro de 320 por 240 (extraído do InfraredSotitions (nov. 2006)

### 3.3 Princípio de medição e a câmera infravermelho

A câmera infravermelho recebe radiações do objeto analisado (Figura 3.6 (a)), do meio adjacente refletidas pelo objeto (Figura 3.6 (b)) e da atmosfera (Figura 3.6 (c)). Detecta a potência de radiação através do sistema de microbolômetro e o converte em sinal de tensão e depois em valor de temperatura.

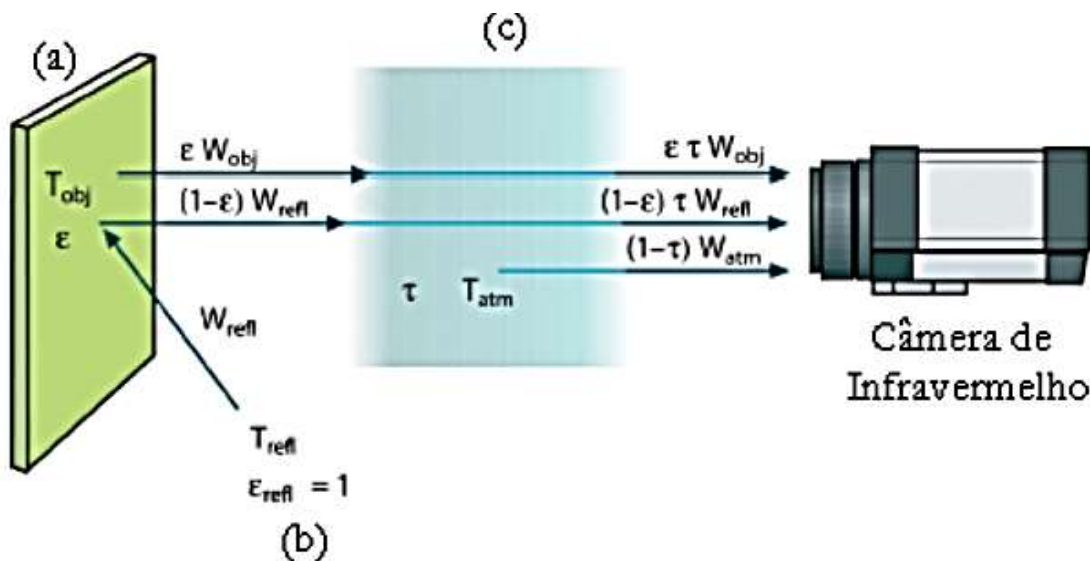


Figura 3.6: Processo de medição pela câmera de infravermelho (a) Objeto Analisado (b) Meio ambiente (c) Atmosfera (adaptado de ThermoCam T420, Manual do operador)

Neste trabalho usou-se uma câmera da FLIR Systems no modelo ThermoCam T420 (Figura 3.7), que possui uma faixa espectral é de 7,5 a 13  $\mu m$ . A radiação medida pela câmera depende tanto da temperatura quanto da emissividade do corpo que está sendo analisado, o valor da emissividade de 0,98, usado para a pele humana, temperatura de reflexão de 22°C e a distância padronizada de 1m. A distancia entre o objeto e câmera e a



umidade relativa são parâmetros inseridos com o objetivo de calcular a atenuação que a radiação sofre até chegar à lente do equipamento.



Figura 3.7: Câmera de infravermelho FLIR Systems modelo T420 (extraído do manual do operador)

A potencia total recebida pelo sistema de microbolômetro é dada por:

$$W_{tot} = \varepsilon(\lambda, T)\tau W_{obj} + (1 - \varepsilon(\lambda, T))\tau W_{refl} + (1 - \tau)W_{atm} \quad (3.10)$$

Onde  $W_{tot}$  é Potência emissiva total que alcança o sistema de microbolômetro (medida),  $W_{obj}$  é a Potência emissiva total emitida pelo corpo negro na mesma temperatura do objeto (calculada pela câmera),  $W_{refl}$  a Potência emissiva total emitida por todas as superfícies num hemisfério visto de um ponto do objeto,  $W_{atm}$  a Potência emissiva total emitida pela atmosfera entre a câmera e o objeto e  $\tau$  é a Transmitância da atmosfera entre o sensor da câmera e o objeto.

A câmera converte a radiação incidente no seu sistema de microbolômetro em temperatura, para isso usa a potência total recebida  $W_{fonte}$ , da fonte de temperatura de um corpo negro a  $T_{fonte}$  que a uma distancia curta gera um sinal de tensão de saída da câmera,  $U_{fonte}$ , proporcional à entrada de potencia emissiva, assim:

$$U_{fonte} = CW_{fonte} = CT^4_{fonte} \quad (3.11)$$

Onde C é a Constante de proporcionalidade. Substituindo a Equação (3.10) em (3.11)

$$CW_{fonte} = U_{tot} = \varepsilon\tau U_{obj} + (1 - \varepsilon)\tau U_{refl} + (1 - \tau)U_{atm} \quad (3.12)$$

Onde  $U_{tot}$  é a Tensão de saída medida pela câmara para o caso real,  $U_{obj}$  a Tensão de saída calculada pela câmara para um corpo negro de temperatura,  $T_{obj}$ , a tensão que pode

ser diretamente convertida em temperatura real requerida do objeto,  $U_{refl}$  a Tensão de saída teórica da câmara para um corpo negro de temperatura,  $T_{refl}$  que é a informação fornecida pelo operador,  $U_{atm}$  a Tensão de saída teórica da câmara para um corpo negro inserido num meio de temperatura e  $T_{atm}$  a informação fornecida pelo operador.

O microbolômetro gera uma tensão  $U_{tot}$  que é a medida pela câmera para o caso real, enquanto que as parcelas  $U_{ref}$  e  $U_{atm}$  são referentes às potências emissivas de todas as superfícies do meio adjacente ao objeto e da atmosfera, respectivamente, são valores estimados a partir dos valores das temperaturas refletida e atmosférica informados pelo operador da câmera. Para calcular a tensão do objeto, Equação(3.11) é modificada e tem se:

$$U_{obj} = \frac{1}{\varepsilon\tau} U_{tot} - \frac{(1-\varepsilon)}{\varepsilon} U_{refl} - \frac{(1-\tau)}{\varepsilon\tau} U_{atm} \quad (3.13)$$

A Equação (3.13) é usada para medições termográficas em todos os equipamentos da FLIR Systems. Para cada valor de tensão gerado pelo microbolômetro é calculado um valor de tensão do objeto, que a câmera de infravermelho associa a um valor de temperatura. Ou seja a potência emissiva medida pelo microbolômetro é transformado em tensão, e esta em temperatura por um algoritmo interno da câmera, que por sua vez usa uma constante de pré-calibração.

### 3.4 Parâmetros de normalidade do corpo humano

Para definir os parâmetros de normalidade do corpo humano deve-se levar em consideração o seu mecanismo de regulação de temperatura. Um deles é a termorregulação. O calor produzido por reações químicas em nível mitocondrial (sendo os músculos responsáveis por 30% deste e o restante pelos demais órgãos) é transferido para o sistema arterial mantendo uma temperatura central regular do corpo em  $36,6 \pm 0,7^\circ\text{C}$ , determinando assim o metabolismo basal.

Ao nível celular as mitocôndrias extraem quantidades significativas de energia dos nutrientes e por consequência, são responsáveis pelas funções celulares. Em sua cavidade interna possui grande quantidade de enzimas dissolvidas responsáveis pelo funcionamento da mitocôndria. A energia produzida é usada para sintetizar o trifosfato de adenosina (ATP), substância altamente energética. O ATP é posteriormente transportado para fora da mitocôndria e se difunde por toda a célula para liberar sua energia, onde for necessário para efetuar as funções celulares (GUYTON; HALL, 2006).

Assim, a temperatura dos tecidos profundos do corpo permanece quase constante com uma margem de  $\pm 0,7^\circ\text{C}$ , salvo quando há uma enfermidade febril.

O sistema termorregulatório mantém a temperatura estável do corpo por meio do sistema neurovegetativo da pele, sendo um dos seus principais modos. Isto é, este controla o fluxo sanguíneo da microcirculação cutânea e se modifica a medida que ocorre estímulos externos (mudanças no clima), internos (infecção) ou na presença de disfunções neurovegetativas, vasculares ou inflamatórias. Isto ocasiona aumento ou diminuição do fluxo sanguíneo local, regional, num determinado dermatomo, território, hemicorpo ou sistemicamente (BRIOSCHI; MACEDO; MACEDO; 2003, BRIOSCHI, 2007; BRIOSCHI et al., 2007a, BRIOSCHI et al., 2007b).

A termografia infravermelha demonstra o grau de vasoconstrição ou vasodilatação da pele, refletindo o funcionamento ou as disfunções do sistema nervoso neurovegetativo simpático e sua resposta local ao traumatismo. Um aumento de 1°C na superfície corporal corresponde a um aumento de 12 a 50 ml(100g)<sup>-1</sup>min<sup>-1</sup> de fluxo sanguíneo (JASZCZAK, 1988).

Ryan (1982), Weinbaum, Jiji e Lemons (1984) e Zhu et al. (2002) demonstraram extensivamente que o calor transmitido da pele é 100% reflexo da microcirculação. Os tecidos dérmicos periféricos e a microcirculação, especialmente os capilares, estão em equilíbrio térmico através do ganho ou perda de calor da superfície cutânea. A circulação capilar é a mais importante.

A finalidade do exame infravermelho é diagnosticar precocemente alterações em diversas frentes do corpo humano. O corpo humano sem enfermidade tem semelhança (quase simétrica) direita e esquerda tanto da média de temperatura quanto da distribuição da temperatura entre os lados do corpo. Assim, a aplicação de uma metodologia onde as leituras de temperatura para qualquer região do corpo humano sejam normalizadas, resultará em maior confiança no uso da termografia infravermelha, método rápido e barato para diagnóstico, prognóstico e monitorização de doenças com manifestações termovasculares cutâneas, como exemplo, câncer de mama, pé diabético, síndrome fibromiálgica, osteoartrite, artrite reumatóide, parâmetros de estresse fisiológico, febre e perturbações do sono (VARGAS, 2009).

O parâmetro mais clássico usado na avaliação infravermelha é a diferença de temperatura ( $\Delta T$  ou parâmetro de assimetria) em relação ao lado contralateral. A quantidade de diferença térmica esquerda/direita pode definir uma disfunção quando é maior do que 0,3°C, quando a diferença já é superior a 1°C, isto representa um problema significativo (RING, 1980; UEMATSU et al, 1985; USHIDA et al, 1979). Há algumas variações deste parâmetro que pode ser usada, como a diferença térmica entre a média da região de interesse (ROI) e um ponto fora da ROI, como exemplo na avaliação de câncer de mama (USHIDA et al, 1979).

### 3.5 Protocolo de imagens

O protocolo a seguir, adotado por Ng (2010) será conduzido para padronização das imagens adquiridas de todos os pacientes que se incluem nesta pesquisa, para que se possa seguir uma análise padrão das imagens. O protocolo aborda desde a preparação do paciente à do ambiente.

#### 3.5.1 Protocolo para a preparação do Paciente

Como a temperatura da pele é afetada por inúmeros parâmetros, alguns cuidados devem ser tomados para reduzir essas influências:

- i) Evitar banhos de sol na área a ser examinada cinco dias antes do exame;
- ii) Evitar o uso de loções e desodorantes ou antiperspirantes na área a ser medida no dia do exame;
- iii) Evitar a depilação da área no dia do exame;
- iv) Evitar qualquer fisioterapia 24 horas antes do exame;
- v) Nenhum exercício físico quatro horas antes do exame;
- vi) Banho pelo menos uma hora antes do exame;
- vii) Não fumar o ingerir álcool antes do exame;
- viii) Evitar grandes refeições, ingestão de chá ou café no dia do exame;
- ix) Usar roupas leves no dia do exame

#### 3.5.2 Preenchimento de Formulário do Paciente

Informações preenchidas pelo próprio médico ou pesquisador para identificar imagens específica de relacionadas a dor, reclamações e existências de exames prévios. Qualquer histórico de diagnóstico deve ser documentado.

#### 3.5.3 Aclimação do Paciente

Alguns procedimentos devem ser tomados em relação à preparação do paciente para o exame:

Instruções para a própria remoção da roupa do paciente;

- O paciente deve sentar na sala sem a blusa por pelo menos 15 minutos para alcançar a temperatura de equilíbrio entre o seu corpo e o ambiente;
- Durante o período de equilíbrio a área a ser medida deve permanecer descoberta;
- Evitar movimentos com os braços e pernas durante este período.

### 3.5.4 Controle das Condições do Ambiente Onde Será Feito a Medição

- I. Tamanho da sala: a sala deve ter um tamanho suficiente para manter a temperatura homogênea na sala e para o trabalho. A sala deve ter no mínimo 2x3 metros sendo que 3x4 metros são considerados suficientes;
- II. A sala deve ser preferencialmente refrigerada com ar condicionado. A temperatura deve estar entre 18°C e 25 °C;
- III. Umidade entre 40% e 75%. Evitar vento e janelas abertas;
- IV. Equipamentos de computação devem ser localizados o mais distante possível da área de leitura;
- V. O paciente deve ter privacidade no período de aclimação;
- VI. Fontes infravermelhas devem ser minimizadas. No momento da aquisição de imagens luzes devem ser desligadas. Superfícies refletoras devem ser cobertas;

### 3.5.5 Padronização do Sistema de Aquisição de Imagens Térmicas

Observar o tempo de aquecimento da câmera. Calibração prévia da temperatura considerando a emissividade da pele como sendo 0,98 usando uma fonte externa de calibração (corpo negro). O operador deverá checar frequentemente a temperatura de referência.

### 3.5.6 Montagem da Bancada de Experimento

- Paciente deve permanecer sentado em frente a câmera;
- Um tripé que possibilite ajuste na altura vertical deve ser usado;
- Um sistema flexível deve permitir que uma posição seja rapidamente reproduzida;
- A posição de medição deve ser bem definida para alcance de reprodutibilidade;
- Tempo de aquecimento (warmup) do fabricante da câmera deve ser respeitado;
- Como procedimento padrão a câmera deve estar ligada pelo menos 15 minutos antes da aquisição da imagem;
- Permitir que o scanner se estabilize dentro das 3 primeiras tomadas.

### 3.5.7 Protocolo de Captura de Imagem

O protocolo de captura de imagem é considerado a maior fonte de variação da câmera devido a distancia focal e seu angulo de visão.

Os termogramas devem incluir a área de interesse relevante relativos aos sintomas do paciente. A câmera deve ser mantida sempre a 90 graus da imagem. O alvo deve estar paralelo ao chão quando montado

- Termograma deve ter aproximadamente o mesmo tamanho pra todos os adultos normais de seu tamanho;
- Mascara ou tamanho da imagem;
- A câmera e comprimento focal da câmera;
- A imagem de captura deve ter 1/3 do tamanho na largura e 2/3 da altura da imagem térmica;
- Posição do paciente: Sentado. O paciente deve permanecer imóvel durante a aquisição da imagem.

### **3.6 Métodos de Diagnóstico de Tumores Mamários**

Para o conhecimento e aprofundamento do diagnóstico de tumores mamários, será apresentado os principais exames:

#### **3.6.1 Mamografia**

O exame de mamografia é realizado para a avaliação e rastreamento de lesões benignas ou malignas nas mamas. O aparelho que realiza esse exame é o mamógrafo, que é um aparelho de raio-x. Ele difere dos equipamentos radiográficos convencionais em vários aspectos, pois usam energias de radiação mais baixas para distinguir os tecidos da mama, produzem imagens com maior resolução e possui um sistema de compressão da mama que causa desconforto à paciente, uma vez que usa uma faixa de forças que varia de 11 kgf a 18 kgf. A importância dessa compressão é para a diminuição da espessura da mama, para a visualização total do tecido e assim a redução da dose de radiação para a realização do exame (ALMEIDA, 1998).

Na mamografia convencional, a imagem do exame é produzida primeiramente por exposição do filme à luz que ativa a emulsão dos cristais de brometo de prata existente nele e cria uma imagem “latente”, devido a absorção dos fótons de luz. Logo por meio de reações químicas, realizada por compostos do filme, transforma a imagem latente em imagem visível com diferentes densidades óticas ou seja em varias escalas de tons cinzas em que cada ton representa uma densidade. A densidade do filme é produzida pela conversão dos cristais de brometo de prata em prata metálica que torna escuro cada grão processado. Já na mamografia digital existe um detector que transforma o raio-X em sinal elétrico e transmite

para um computador. A mamografia digital oferece vantagens em relação à convencional por poder ser armazenada e recuperada eletronicamente, permitir ajustes radiológicos, e reduzir a exposição a radiação (MASTOLOGIA, 2014).

Até o momento, os estudos não demonstraram diferenças significativas entre a mamografia digital e analógica, com relação à capacidade de detecção do câncer de mama para a população geral. No entanto, a mamografia digital parece ser mais precisa do que a mamografia convencional em mulheres mais jovens e com mamas densas (MÉDICA, 2014).

### 3.6.2 Ultrassonografia da mama

O ultrassom de mamas é um exame muito usado e consiste na técnica de reprodução de imagens por meio de um transdutor que emite e reflete ondas sonoras. Ele possui uma onda mecânica com vibração de frequência superior a 20kHz, que não pode ser percebido pelo ouvido humano. No exame da ultrassonografia se utiliza frequências variando 2 MHz a 18 MHz, de acordo com o que se pretende detectar no exame. Na ultrassonografia mamária exige que se utilize transdutores de alta frequência, maior que 7,5 MHz.

O transdutor é a peça conectada ao ultrassom que entra em contato com o paciente e emite a onda mecânica. Ondas que são geradas por cristais piezoelétricos localizados em seu interior. Esses cristais possuem a capacidade de se deformar ao receber um estímulo elétrico, causando a formação de ondas ultrassônicas, transformando a energia elétrica em mecânica. O oposto também ocorre, ou seja, ao receber um estímulo mecânico uma diferença de potencial elétrico é criado emitindo sinais elétricos que são lidos pelo aparelho. Assim o transdutor transmite e recebe sinais.

No ultrassom a onda mecânica, precisa de um meio físico para se propagar e ao entrar em contato com a superfície entre dois meios de impedâncias acústicas distintas, a onda é refletida e retorna ao transdutor. Cada meio possui sua própria impedância, que é a resistência do tecido ao movimento das partículas causado pelo ultrassom. Matematicamente a impedância é igual ao produto da densidade pela velocidade de propagação do ultrassom no meio. Assim para haver a reflexão da onda os valores da impedância acústica devem ser diferentes.

As imagens geradas no monitor possuem diferentes intensidades de brilho, proporcionais à intensidade do eco, gerando uma classificação para a diferenciação dos tecidos como: hiperecóticos (ecos mais brilhantes), hipoecóticos (ecos menos brilhantes) e anecoico (sem eco).

O ultrassom é usado no diagnóstico para o acompanhamento de lesões e para a realização de biópsias com agulhas, já que o exame mostra o local da lesão e orienta o médico sobre a área a ser biopsiada.

### 3.6.3 Ressonância Magnética

A ressonância magnética é um meio de diagnóstico que permite a obtenção de imagens em qualquer plano ortogonal e para a realização deste exame a paciente é posicionada em decúbito ventral, com ambas as mamas situadas na bobina de superfície dedicada (PAULINA,2006). Já em relação aos planos de aquisição não existe um consenso para o estudo das mamas, visto que, ao realizar o estudo de uma única mama qualquer plano de aquisição pode ser usado.

Portanto a ressonância magnética produz imagens com ondas de radiofrequência além de um forte campo magnético para gerar as imagens. O processo de gerenciamento das imagens é obtido todo por meio de um sistema computacional. O estudo básico desse exame é composto por cerca de 4 a 6 sequências e pode variar, dependendo da solicitação médica ou com a clínica. Em média o exame pode durar de 30 a 40 minutos. sua imagem é obtida nos três planos anatômicos, buscando assim uma melhor visualização das estruturas da mama. Infelizmente, a ressonância magnética é um exame com alto custo e um tempo longo de espera para seu agendamento o que por sua vez, acaba tornando-o um método menos acessível à população real.

### 3.6.4 Core Biopsy

A Core Biopsy é um procedimento percutâneo guiado por imagem. Durante muito tempo a punção aspirativa por agulha fina (PAAF) foi usada no tecido mamário na tentativa de se evitar a biópsia cirúrgica. Porém, com a chegada das biópsias por agulha grossa (core) foi possível ampliar a qualidade das amostras obtidas, o que tornou possível a diferenciação entre carcinomas *in situ* de carcinomas invasivos.

A Core Biópsia realizada em lesões mamárias, geralmente é realizada com o auxílio de um método guia, geralmente a Ultrassonografia. Porém, ainda é realizada em alguns casos apenas pela palpação (LIBERMAN et al. 2000). Estas lesões foram classificadas em três categorias, sendo: benignas, lesões de alto risco e malignas. Os Carcinomas foram divididos em maligno invasivo (CDI - Carcinoma ductal invasor e CLI - Carcinoma lobular invasor) e maligno *in situ* (CDIS - Carcinoma ductal *in situ*). Quanto as lesões de alto risco, em HDA - Hiperplasia ductal atípica, cicatriz radiada, HLA - Hiperplasia lobular atípica, CLIS - Carcinoma lobular *in situ*, lesões papilíferas, tumor filoides benigno e tumor do tipo mucocoele. Já em relação as lesões benignas, estas foram classificadas como: alterações fibrocísticas, fibrose, fibroadenoma, linfonodo e outras lesões (FITZAL et al, 2006;FAHRBACH et al, 2006; ACKMAN et al, 1999; JANG et al, 2008; YOUK et al, 2009).



Geralmente esse exame é mais indicado em lesões nas quais os exames de imagem revelam achados que se encaixem na categoria de BI-RADS 4 ou 5, que segundo alguns pesquisadores, cerca de 20% a 40% dos casos de BI-RADS 4 são malignos e estima-se que 95% dos casos categorizados como BI-RADS 5 são malignos e devem ser realizadas o processo de biopsia (LIBERMAN et al, 2000; HARVEY; MORAN, 1998; DERSHAW, 2003. AMERICAN COLLEGE OF RADIOLOGY, 2006). Achados classificados no parâmetro de BI-RADS 3 possuem menor risco de malignidade, porém, conforme estabelece o AMERICAN COLLEGE OF RADIOLOGY (2006) devem ser acompanhados em um curto prazo, conforme afirmam Liberman (2000), Harvey e Moran (1998) e Dershaw (2003).

### 3.6.5 Parâmetro BI-RADS

Buscando adotar um sistema de padronização dos laudos mamográficos, o Brasil adotou o modelo BreastImagingReportingand Data System (BI-RADS™), criado pelo trabalho conjunto entre o Colégio Americano de Radiologia, o NCI (NationalCancerInstitute), o Centers for DiseaseControlandPrevention (CDC), a FoodandDrugAdministration (FDA), o Colégio Americano de Cirurgiões e o Colégio Americano de Patologistas, visando principalmente, padronizar e dar ao médico assistente uma orientação quanto à conduta a ser tomada de acordo com os resultados do exame (AMERICAN CancersOCIETY, 2014; BERUBE et al; 1998; BASSETT 1997; D'ORSI 1996; OREL et al; 1999).

A Classificação do sistema BI-RADS é dividido em categorias que variam de 0 a 6 (CANCERSOCIETY, 2014). Classifica-se portanto o sistema, nas seguintes categorias:

**Categoria 0:** A categoria BI-RADS zero é usada para classificar mamografias de rastreamento, quando imagens adicionais são necessárias ou quando é necessária a comparação a exames prévios.

**Categoria 1:** A categoria BI-RADS 1 significa mamografia negativa.

**Categoria 2:** A categoria BI-RADS 2 significa mamografia negativa, porém, com achados benignos. Em relação ao risco de câncer, é idêntica à categoria BI-RADS 1, mas nela, o radiologista opta por descrever achados benignos característicos, cujo grau de precisão de diagnóstico por meio da mamografia é grande. Nela, incluem-se fibroadenomas calcificados, calcificações múltiplas de origem secretória, cistos oleosos, lipomas, galactoceles e hamartomas de densidade mista.

**Categoria 3:**A categoria BI-RADS 3 é usada nas avaliações cujo resultado é provavelmente benigna. Essa categoria não deve ser utilizada como um sinônimo de exame indeterminado.

As lesões que fazem parte dessa categoria mamográfica devem ter, no máximo, 2% de risco de malignidade. Nessa categoria incluem muitas das lesões encontradas em primeiras mamografias ou em mamografias que não têm exame prévio para comparação.

Categoria 4: A categoria BI-RADS 4, lesão suspeita, inclui lesões na mama que necessitam de avaliação histológica ou citológica adicional.

Categoria 5: A categoria BI-RADS 5 é representada por lesões cujo resultado anatomopatológico, salvo exceções, é o de carcinoma de mama. Nessa categoria, mais do que 95% das lesões representam câncer de mama, e os achados radiológicos são os característicos das descrições clássicas do câncer de mama. Massas espiculadas, irregulares, de alta densidade, ou massas espiculadas de alta densidade associadas a microcalcificações pleomórficas, ou calcificações lineares finas dispostas num segmento ou linearmente estão incluídas na categoria BI-RADS 5. Todas as lesões de alto grau de suspeição, mas que não preenchem os critérios clássicos de câncer de mama, devem ser classificadas como BI-RADS 4.

Categoria 6: A categoria BI-RADS 6 é definida para achados mamográficos já biopsiados cujo diagnóstico anatomopatológico é de câncer de mama, antes da terapia definitiva. Por exemplo, ela pode ser usada para classificação dos achados de uma mamografia de monitoramento após quimioterapia neoadjuvante, ou para revisões diagnósticas de achados que já passaram pela biopsia.

A seguir será descrito o procedimento e as análises usadas nas imagens infravermelho para a aquisição dos resultados.

## CAPÍTULO IV

### Processamento e análises das imagens

Neste capítulo será apresentado o processamento e análises das imagens. Após a aquisição das imagens termográficas e seu arquivamento, é feito o pré-processamento juntamente com a segmentação automática e refinamento manual da Região de interesse (ROI - Region of interest). O pré-processamento é realizado através da conversão da matriz quadrada em diversas outras secções de matrizes, para extrair dados de intensidade para que características possam ser extraídas e análises estatísticas possam ser calculadas para que no final se possa gerar os seguintes grupos: grupo sem patologia, grupo com patologia benigna e grupo com patologia maligna.

#### 4.1 Pré-processamento, Segmentação Automática e Refinamento manual da ROI

As imagens adquiridas pela câmera termográfica deste trabalho (FlirThermacam T420), tem dimensões de 320x240 pixels. O software da câmera mapeia as temperaturas medidas para uma faixa de tons de cor, que vai de zero (0) a duzentos e cinquenta e cinco (255), sendo possível usar outras paletas disponíveis. Uma dessas paletas (medical) converte as temperaturas para dez (10) tons de cinza. As outras paletas convertem para cento e vinte (120) tons de cinza.

A câmera usada foi calibrada antes do início do estudo em laboratório especializado (FLIR Brasil) conforme critérios do Instituto Nacional de Medidas e Padronizações dos Estados Unidos (NIST) com fontes de referência seguras, garantindo assim uniformidade nas imagens com correção dos limites ópticos, alta precisão, escala, estabilidade e evitando flutuações de temperatura e efeito de inundação na imagem. A precisão de temperatura reportada pelo fabricante é de  $\pm 1^\circ\text{C}$ . Antes dos exames, foi checada a câmera e o sensor estabilizado, aguardando-se 10 minutos para iniciar a captura de imagens. O equipamento filtra os raios infravermelhos por meio de uma lente de germânio padrão embutida de  $25^\circ$ (horizontal) x  $18^\circ$ (vertical) oferecendo distâncias focais de 0,4 m à infinito. A câmera foi fixada em um sistema de coordenadas fixo assegurando um posicionamento constante.

Para análise e extração das características, com o software da FLIR, na segmentação da imagem infravermelha de cor “rainbow” é mudada para “below” da mesma paleta, para uma melhor identificação visual e retiradas das temperaturas (Figura 4.1 e 4.2)

O procedimento desenvolvido neste trabalho usa-se a paleta em escala de “rainbow”. A segmentação manual é realizada utilizando a captura frontal com mãos para cima. Este procedimento gera duas imagens e a ROI. Logo com as imagens fornecidas pela segmentação, o fundo, região não pertencente ao corpo da paciente e com pixels com valor zero (0), são eliminados.

No entanto, após a segmentação, testes realizados mostraram a necessidade de refinar a região da mama, que corresponde ao corpo da paciente.

Para quantificar as estruturas sadias e doentes nos grupos normal, maligno e benigno foram redefinidos por conter uma região da mama que se denomina de região de interesse (ROI). O estudo das lesões por meio de ROIs é um processo muito usado na literatura. O tamanho da imagem térmica foi de 70 x 70 pixels e a seleção da imagem foi realizada manualmente.

A região a ser desconsiderada com a técnica manual, foi usada para parametrizar e detectar a ROI.

Optou-se, por usar uma abordagem manual para encontrar a ROI seguida de um refinamento da mesma gerando assim uma nova ROI. Fez-se isso para que as características extraídas não contribuíssem com dados de fora da mama.

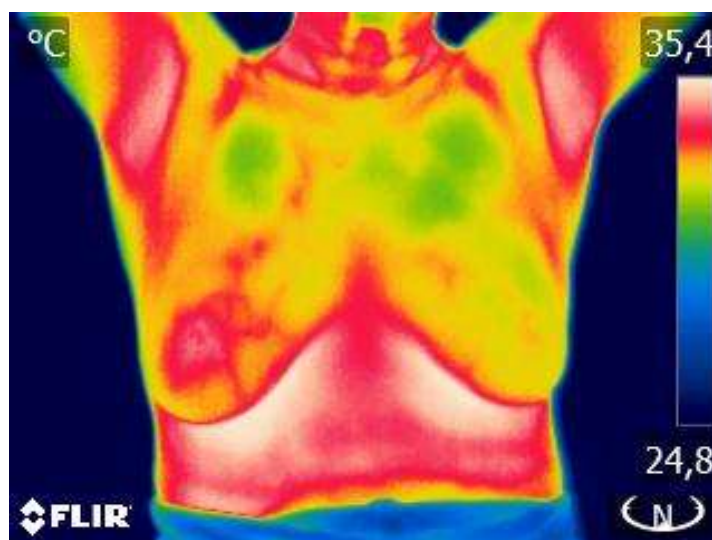


Figura 4.1: Imagem infravermelha com nódulo benigno

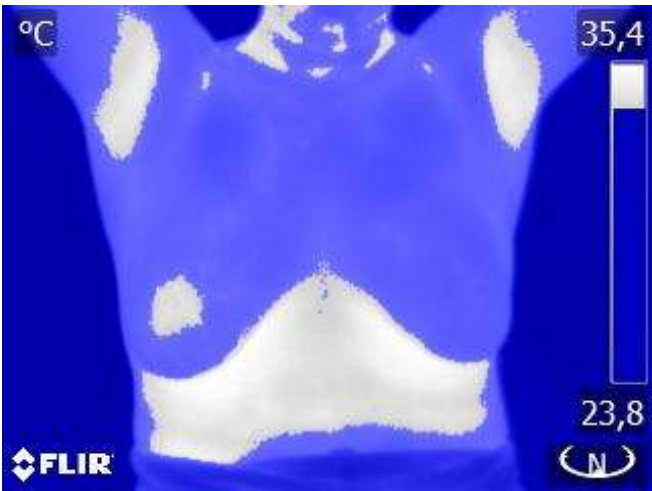


Figura 4.2: Conversão da paleta (Below)

A segmentação manual da ROI, mama esquerda e direita de uma mesma pessoa com nódulo benigno é mostrada nas Figuras 4.3 e 4.4



Paciente nº 41
T. máx: 34,3 °C
T. mín: 32,1 °C
T média: 33,2 °C
$\Delta T$ : 2,2 °C



Paciente nº 41
T. máx: 33,4 °C
T. mín: 32,5 °C
T média: 31,9 °C
$\Delta T$ : 0,9 °C

Figura 4.3: Mama direita /nódulo benigno

Figura 4.4: Mama esquerda normal

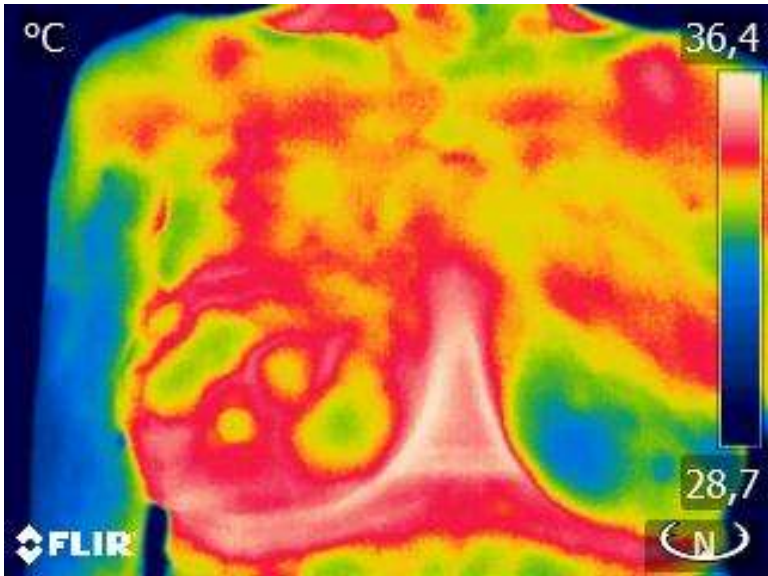


Figura 4.5 :Imagem infravermelho rainbow, com câncer

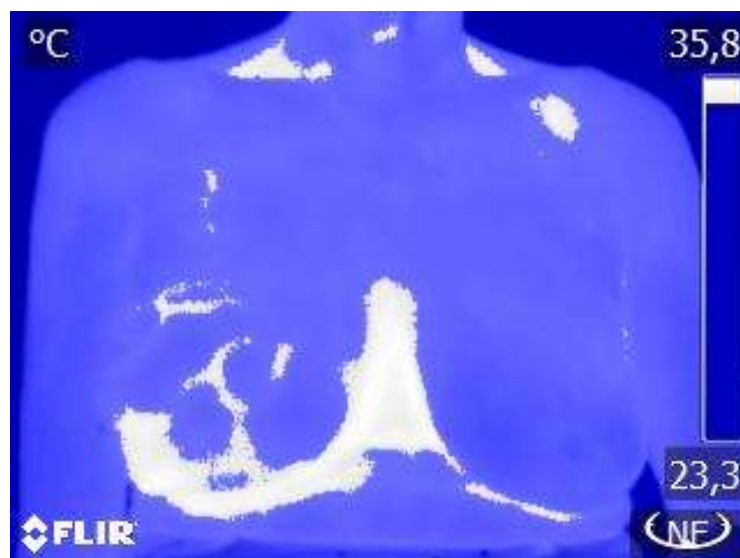


Figura 4.6: Conversão da paleta (Below)

A segmentação manual da ROI, mama esquerda e direita de uma mesma pessoa com nódulo maligno é mostrada nas Figuras 4.5 a 4.8.

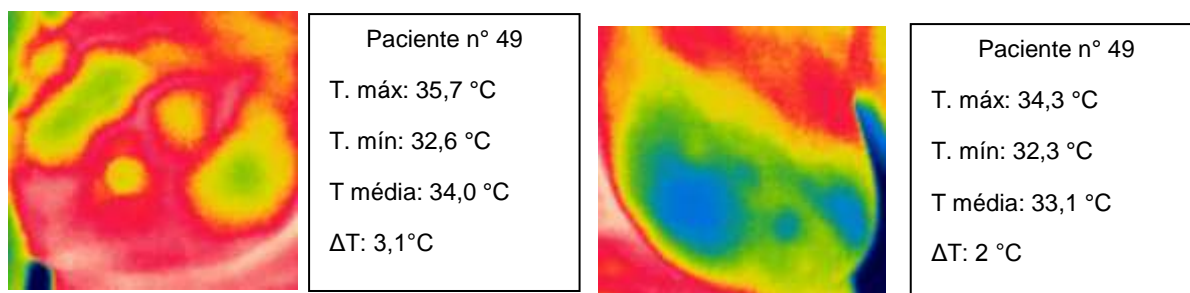


Figura 4.7: Mama direita com câncer

Figura 4.8: Mama esquerda norma

## 4.2 Procedimento

O estudo observacional foi conduzido no Hospital e Maternidade Dr. Odelmo Leão Carneiro (SPDM), envolvendo 70 pacientes portadoras ou não de nódulos mamários suspeitos ou não suspeitos, diagnosticados por mamografia (19 casos), ultrassonografia (70 casos), ressonância magnética (07 casos) tendo sido realizadas 45 biópsias. O estudo foi conduzido entre outubro de 2013 e fevereiro de 2014. O critério de inclusão no estudo foi ser paciente encaminhada ao médico Dr. Juliano Rodrigues Cunha com suspeitas ou não de nódulos mamários e que não estejam em tratamento de quimioterapia. O projeto foi submetido à avaliação do Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos da Instituição, tendo recebido o parecer favorável número 15076013.5.0000.5152 (ANEXO II). Foram

estabelecidos três grupos: normais, com patologia benigna e com patologia maligna. De acordo com a biopsia de mamas, 25 desses nódulos foram classificados como positivos a malignidade e 33 sendo negativos e 1 não conclusivo.

Nos casos de diagnóstico em que a ultrassonografia de mamas resultasse em casos suspeitos ou com classificação igual ou acima de Bi-Rads 4, foram feitas biopsias para o resultado final de diagnóstico.

O procedimento usado para cada paciente foi individualizado. Nos casos de diagnóstico benigno, se os exames de mamografia concordassem com o de ultrassonografia ou se na ultrassonografia não houvesse nada suspeito a biopsia não era realizada, pois já seria segundo procedimentos médicos um diagnóstico final, orientando as pacientes para exames rotineiros para acompanhamento e a sua segurança. Assim sendo, nesse trabalho foram escolhidas mulheres ao acaso em que o médico sentiu maior segurança sobre a qualidade da amostra, ou seja não estariam em tratamento de quimioterapia durante o procedimento de coleta das imagens.

O resultado dos exames clínico, mamografia e ultrassonografia de mamas foi comparado com a imagem infravermelha para verificar se havia concordância entre os mesmos. Nessa comparação foi realizada fractais na identificação da imagem infravermelho por análise de textura.

A dimensão fractal é usada na identificação da imagem infravermelho por análise de textura. Com essa técnica, a identificação de alterações morfológicas são encontradas na imagem. A dimensão fractal é útil como uma medida da complexidade da organização dos pixels. A abordagem multiescala foi obtida sobrepondo uma malha de quadrados na imagem analisada, com o objetivo de obter o número de quadrados necessários para cobri-la. Com isto, dada uma imagem  $I$  como entrada, o número de quadrados que contém parte da forma  $I$ ,  $Nr(I)$  depende do tamanho da caixa,  $r$ , Eq. (4.1). A relação definida na Eq. (4.1) permite estimar a dimensão fractal  $D$ , com base na Eq. (4.2).

$$Nr(I) = \mu r^{-D} \quad (4.1)$$

$$D = - \lim_{r \rightarrow 0} \frac{\ln(Nr(I))}{\ln(r)} \quad (4.2)$$

A equação (4.2) impõe o cálculo de um limite, em que a contagem de quadrados,  $Nr(I)$ , é realizada para diferentes valores de  $r$  ( $r_0 = \max(\text{altura, largura})$  e  $r_{i+1} = r_i / 2$ ). A quantificação para diferentes valores de  $r$  caracteriza a abordagem multiescala. A avaliação

das ROIs foi com o método BoxCounting, aplicado como um descritor de textura, pois a luminância do pixel representou a altura do mesmo. Esta modificação implica em dividir a imagem em cubos de lado  $r$ , ao invés de quadrados de lado  $r$ , consequentemente produzindo um novo  $Nr(I)$ , dependente do número de cubos que possuem parte da imagem. Com isso, os gráficos com a curva ROC representam assinaturas das texturas de interesse dos grupos normal, benigno e maligno. A abordagem utilizada realizou uma transformação, que reduziu a dimensionalidade das informações analisadas para uma função unidimensional, capaz de quantificar os comportamentos das texturas investigadas.

A literatura médica contém vários trabalhos que utilizam a dimensão fractal como ferramenta diagnóstica. Assim, a dimensão fractal já foi utilizada para estudo de neurônios e células da glia, células ganglionares da retina, células ósseas, estudos histopatológicos de neoplasias, vasculatura renal e pulmonar, morfometria de hepatócitos, fibrose hepática e estrutura de DNA, entre muitos outros.(WIELGUS,2000)

A dimensão fractal foi estimada pelo método Box-counting, com auxílio da ferramenta desenvolvida por Neves(2009). A influência disso é a comparação de imagens com a mesma distribuição dos pixels e sua dimensão fractal.

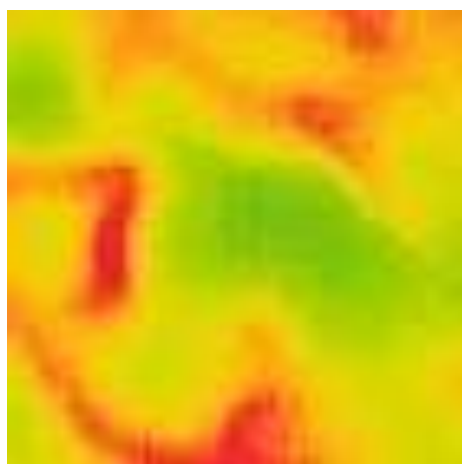
### 4.3 Resultados e análises das imagens infravermelho

Analisaram-se setenta pacientes e como descrito anteriormente a intenção neste trabalho é separar as imagens em grupos: normais, com patologia benigna e com patologia maligna.

As ROIs das 70 pacientes são mostradas a seguir:

Casos com imagens segmentadas dos casos normais – ROIs 70 x70 pixels

Paciente 1

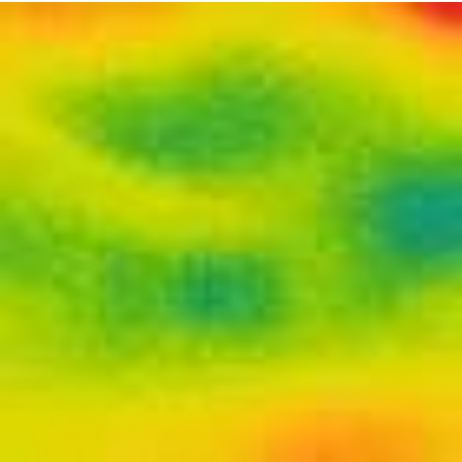


Tmáx:34,1C°
T.mín:32,1°C
T. média: 33,1 °C
$\Delta T$ : 2,0 °C



Figura 4.9: ROI do paciente 1

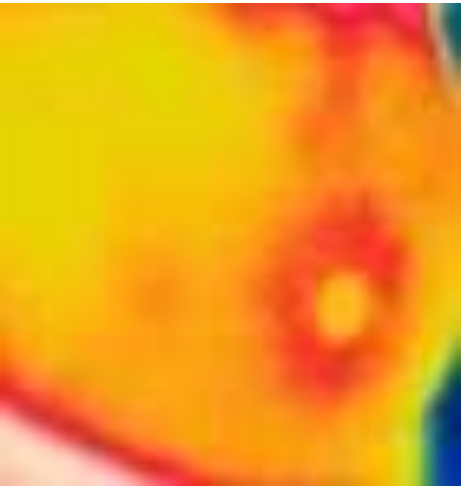
Paciente 3



T.máx:34,8C°  
T.mín:33,7°C  
T. média: 34,3°C  
 $\Delta T$ : 1,1 °C

Figura 4.10: ROI do paciente 3

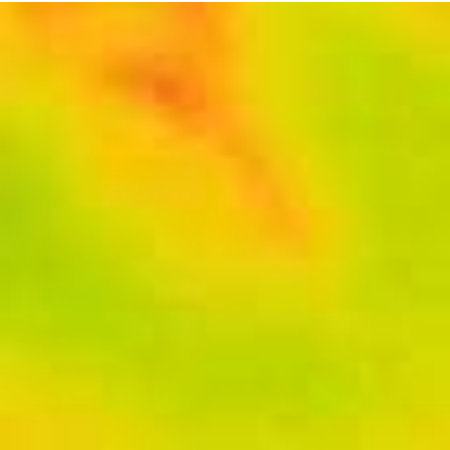
Paciente 8



T.máx: 33,8:C°  
T.mín:32,2°C  
T. média:33,0 °C  
 $\Delta T$ : 1,6 °C

Figura 4.11: ROI do paciente 8

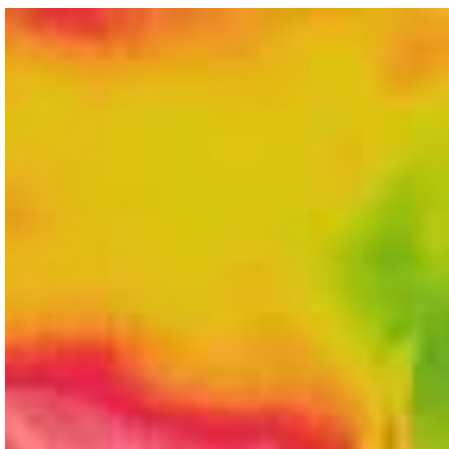
Paciente 11



Tmáx:34,4°C  
Tmín:33,0°C  
T. média:33,7 °C  
 $\Delta T$ : 1,4 °C

Figura 4.12: ROI do paciente 11

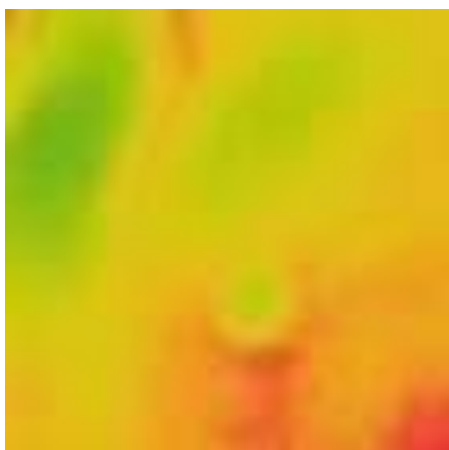
Paciente 21



T<sub>máx</sub>:34,8°C  
T<sub>mín</sub>:33,2°C  
T. média: 34,0°C  
 $\Delta T$ : 1,6 °C

Figura 4.13: ROI do paciente 21

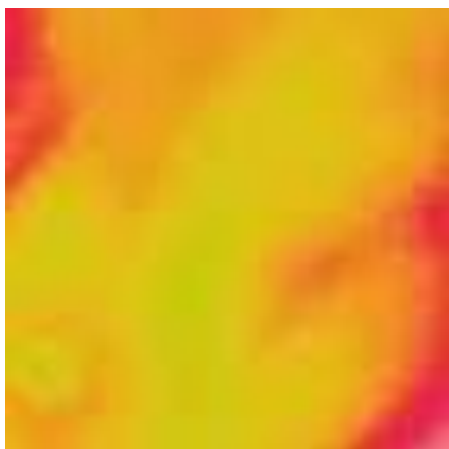
Paciente 28



T<sub>máx</sub>:34,7°C  
T<sub>mín</sub>:34,3°C  
T. média:34,5 °C  
 $\Delta T$ : 0,4 °C

Figura 4.14: ROI do paciente 28

Paciente 32



T<sub>máx</sub>:33,3°C  
T<sub>mín</sub>:31,8°C  
T. média: 32,6°C  
 $\Delta T$ : 1,5 °C

Figura 4.15: ROI do paciente 32

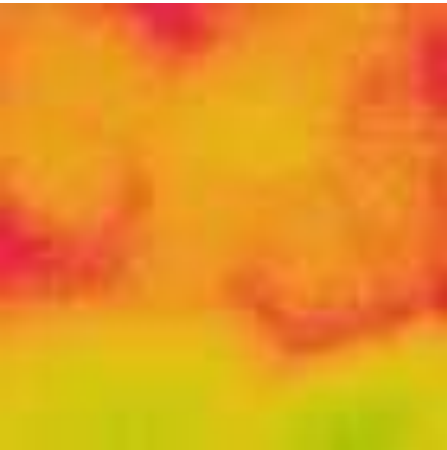
Paciente 34



Tmáx:33,4°C  
Tmín:32,4°C  
T. média: 32,9°C  
 $\Delta T$ : 1,0 °C

Figura 4.16: ROI do paciente 34

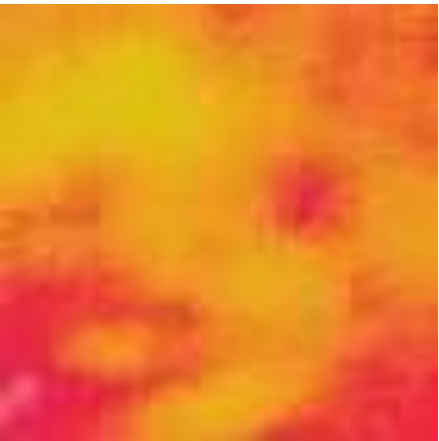
Paciente 38



Tmáx:35,3°C  
Tmín:33,0°C  
T. média:34,2 °C  
 $\Delta T$ : 2,3 °C

Figura 4.17: ROI do paciente 38

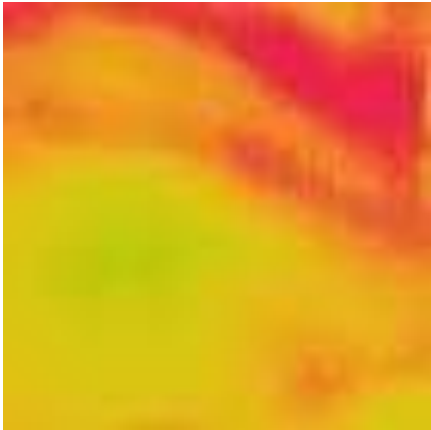
Paciente 44



Tmáx:34,6°C  
Tmín:33,9°C  
T. média: 34,3°C  
 $\Delta T$ : 0,7 °C

Figura 4.18: ROI do paciente 44

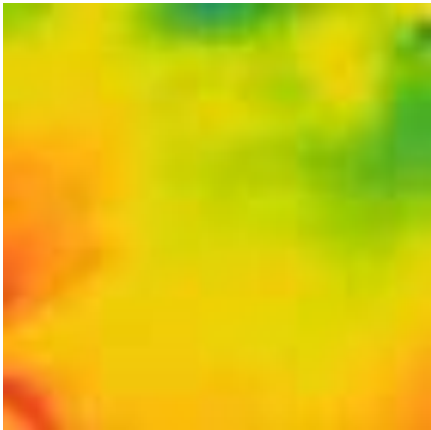
Paciente 45



T<sub>máx</sub>:36,4°C  
T<sub>mín</sub>:33,7°C  
T. média:35,1 °C  
 $\Delta T$ : 2,7 °C

Figura 4.19: ROI do paciente 45

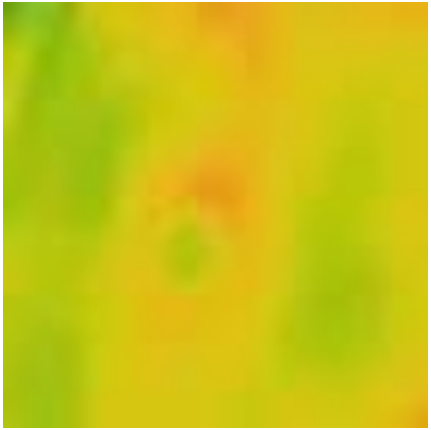
Paciente 47



T<sub>máx</sub>:33,2°C  
T<sub>mín</sub>:32,3°C  
T. média: 32,8°C  
 $\Delta T$ : 0,9 °C

Figura 4.20: ROI do paciente 47

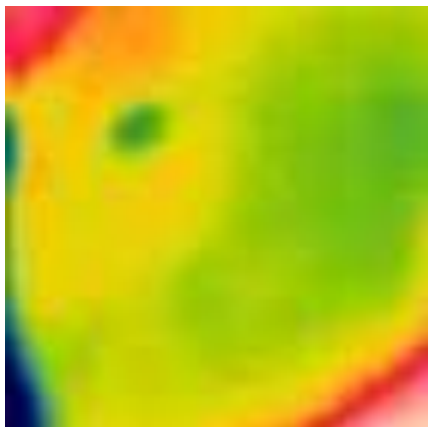
Paciente 48



T<sub>máx</sub>:32,6°C  
T<sub>mín</sub>:31,3°C  
T. média: 32,0°C  
 $\Delta T$ : 1,3 °C

Figura 4.21: ROI do paciente 48

## Paciente 50



T<sub>máx</sub>:33,1°C  
T<sub>mín</sub>:32,6°C  
T. média: 32,9°C  
 $\Delta T$ : 0,5 °C

Figura 4.22: ROI do paciente 50

## Paciente 52



T<sub>máx</sub>:34,1°C  
T<sub>mín</sub>:33,2°C  
T. média:33,7 °C  
 $\Delta T$ : 0,9 °C

Figura 4.23: ROI do paciente 52

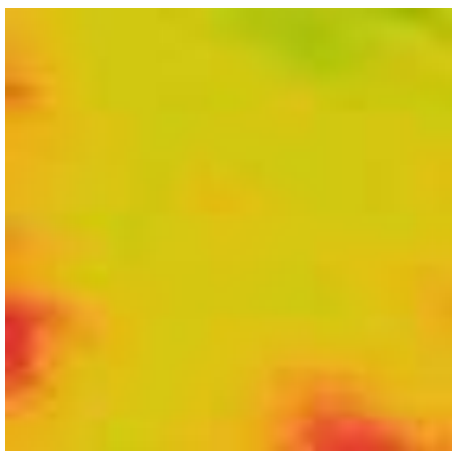
## Paciente 53



T<sub>máx</sub>:32,8°C  
T<sub>mín</sub>:32,1°C  
T. média:32,5 °C  
 $\Delta T$ : 0,7 °C

Figura 4.24: ROI do paciente 53

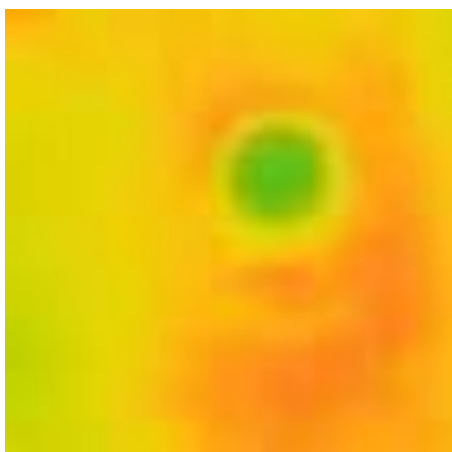
Paciente 54



Tmáx:32,9°C  
Tmín:32,4°C  
T. média: 32,7°C  
 $\Delta T$ : 0,5 °C

Figura 4.25: ROI do paciente 54

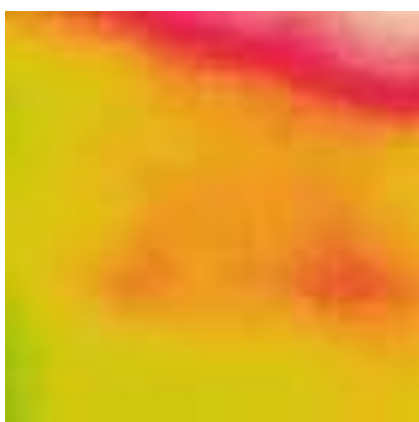
Paciente 59



Tmáx:32,8°C  
Tmín:32,2°C  
T. média:32,5 °C  
 $\Delta T$ : 0,6 °C

Figura 4.26: ROI do paciente 59

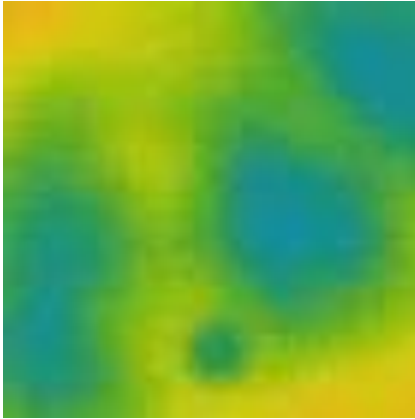
Paciente 66



Tmáx:32,8°C  
Tmín:31,7°C  
T. média: 32,3°C  
 $\Delta T$ : 1,1 °C

Figura 4.27: ROI do paciente 66

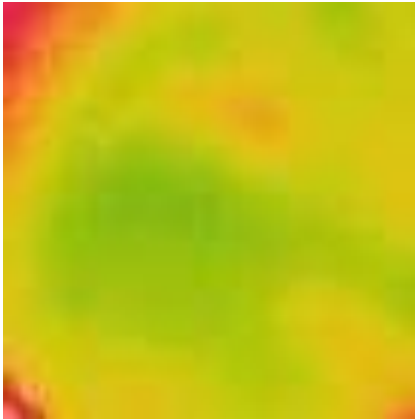
Paciente 68



Tmáx:32,3°C  
Tmín:31,1°C  
T. média:31,7 °C  
 $\Delta T$ : 1,2 °C

Figura 4.28: ROI do paciente 68

Paciente 70

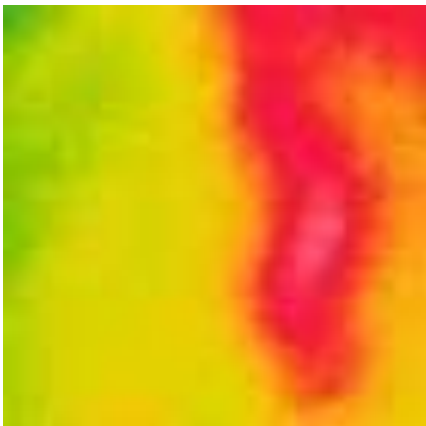


Tmáx:33,1°C  
Tmín:32,1°C  
T. média:32,6 °C  
 $\Delta T$ : 1,0 °C

Figura 4.29: ROI do paciente 70

Casos com imagens segmentadas dos casos benignos – ROIs 70 x70 pixels

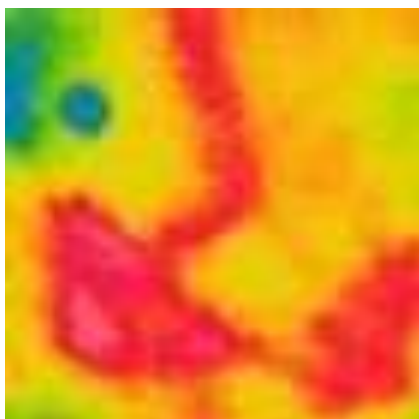
Paciente 7



T.máx34,1:C°  
T.mín:31,6°C  
T. média:32,9 °C  
 $\Delta T$ : 2,5 °C

Figura 4.30: ROI do paciente 7

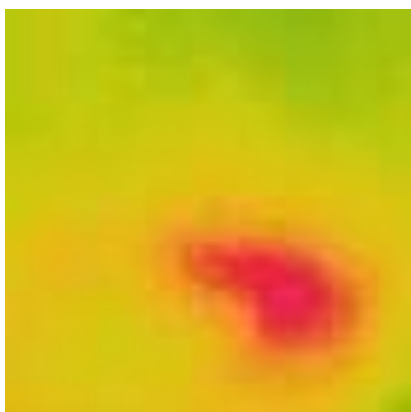
Paciente 10



T<sub>máx</sub>:34,7°C  
T<sub>mín</sub>:33,4°C  
T. média: 34,1°C  
 $\Delta T$ : 1,3 °C

Figura 4.31: ROI do paciente 10

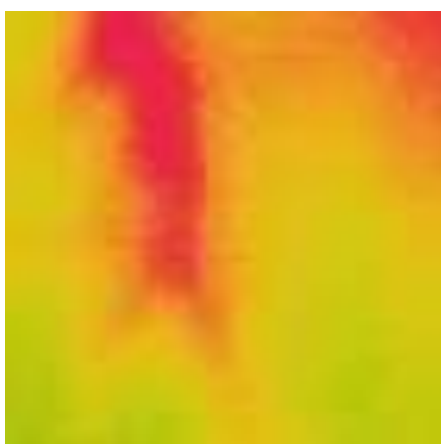
Paciente 12



T<sub>máx</sub>:32,6°C  
T<sub>mín</sub>:30,3°C  
T. média:31,5 °C  
 $\Delta T$ : 2,3 °C

Figura 4.32: ROI do paciente 12

Paciente 14

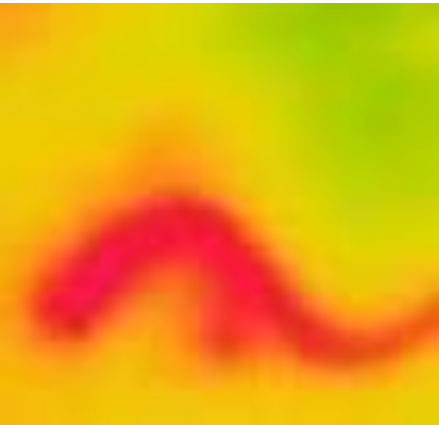


T<sub>máx</sub>:32,5°C  
T<sub>mín</sub>:30,5°C  
T. média: 31,5°C  
 $\Delta T$ : 2,0 °C

Figura 4.33: ROI do paciente 14



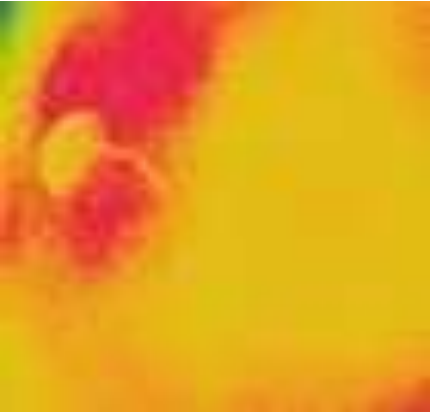
Paciente 15



Tmáx:33,8°C	Tmín:31,2°C
T. média: 32,5°C	
$\Delta T$ : 2,6 °C	B

Figura 4.34: ROI do paciente 15

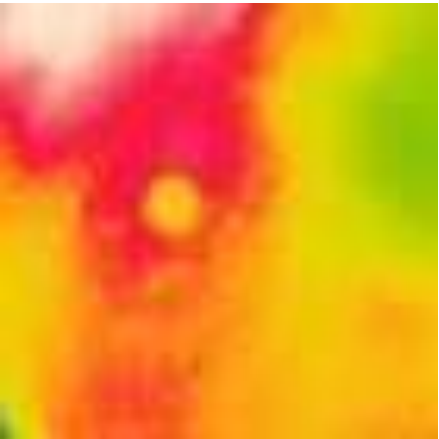
Paciente 16



Tmáx:33,5°C
Tmín:31,6°C
T. média:32,6 °C
$\Delta T$ : 1,9 °C

Figura 4.35: ROI do paciente 16

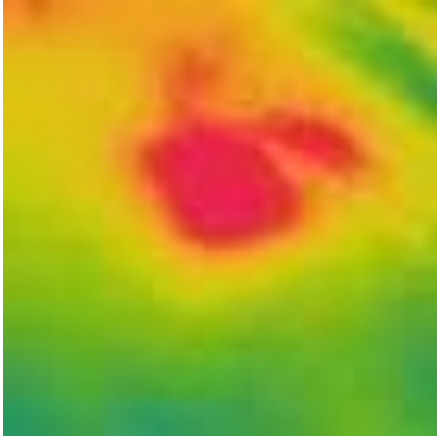
Paciente 17



Tmáx:35,2°C
Tmín:32,7°C
T. média: 34,0°C
$\Delta T$ : 2,5 °C

Figura 4.36: ROI do paciente 17

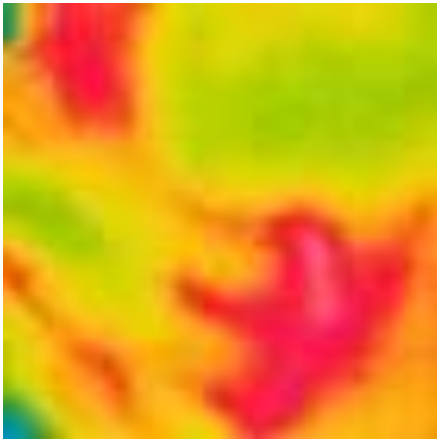
Paciente 18



T<sub>máx</sub>:34,8°C  
T<sub>mín</sub>:33,2°C  
T. média: 34,0°C  
 $\Delta T$ : 1,6 °C

Figura 4.37: ROI do paciente 18

Paciente 19



T<sub>máx</sub>:34,5°C  
T<sub>mín</sub>:33,3°C  
T. média: 33,9°C  
 $\Delta T$ : 1,2 °C

Figura 4.38: ROI do paciente 19

Paciente 25



T<sub>máx</sub>:35,4°C  
T<sub>mín</sub>:34,1°C  
T. média: 34,8°C  
 $\Delta T$ : 1,3 °C

Figura 4.39: ROI do paciente 25

Paciente 26

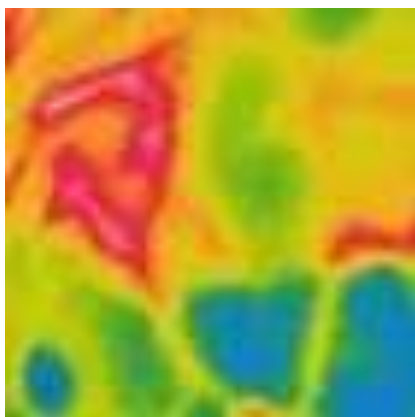


Figura 4.40: ROI do paciente 26

T<sub>máx</sub>:35,0°C  
T<sub>mín</sub>:32,5°C  
T. média: 33,8°C  
 $\Delta T$ : 2,5 °C

Paciente 30

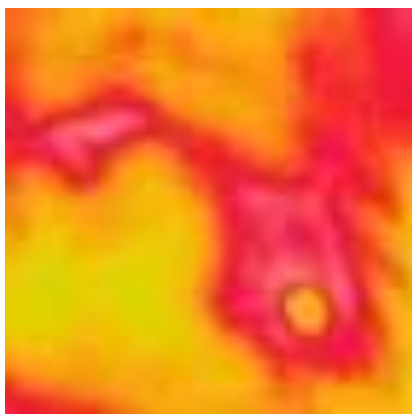


Figura 4.41: ROI do paciente 30

T<sub>máx</sub>:34,5°C  
T<sub>mín</sub>:32,6°C  
T. média: 33,6°C  
 $\Delta T$ : 1,9 °C

Paciente 31

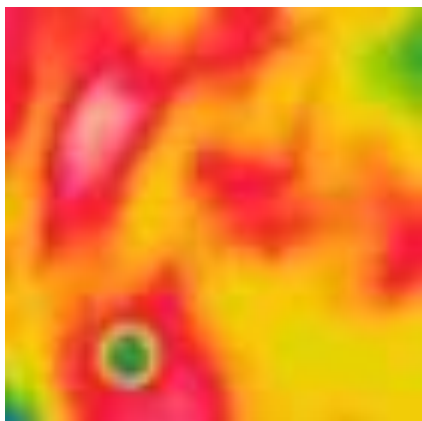


Figura 4.42: ROI do paciente 31

T<sub>máx</sub>:33,8°C  
T<sub>mín</sub>:30,2°C  
T. média: 32,0°C  
 $\Delta T$ : 3,6 °C

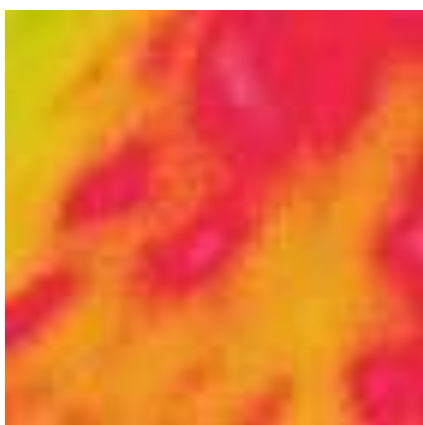
Paciente 33



T<sub>máx</sub>:35,1°C  
T<sub>mín</sub>:32,7°C  
T. média:33,9 °C  
 $\Delta T$ : 2,4 °C

Figura 4.43: ROI do paciente 33

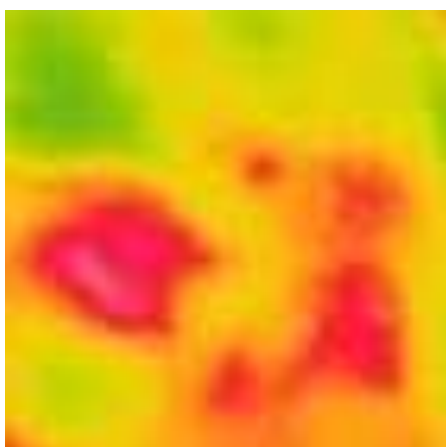
Paciente 35



T<sub>máx</sub>:35,6°C  
T<sub>mín</sub>:33,7°C  
T. média: 34,7°C  
 $\Delta T$ : 1,9 °C

Figura 4.44: ROI do paciente 35

Paciente 36



T<sub>máx</sub>:34,3°C  
T<sub>mín</sub>:31,9°C  
T. média: 33,1°C  
 $\Delta T$ : 2,4 °C

Figura 4.45: ROI do paciente 36

Paciente 37



Tmáx:34,6°C
Tmín:32,3°C
T. média:33,5 °C
$\Delta T$ : 2,3 °C

Figura 4.46: ROI do paciente 37

Paciente 40



Tmáx:35,2°C
Tmín:33,4°C
T. média: 34,3°C
$\Delta T$ : 1,8 °C

Figura 4.47: ROI do paciente 40

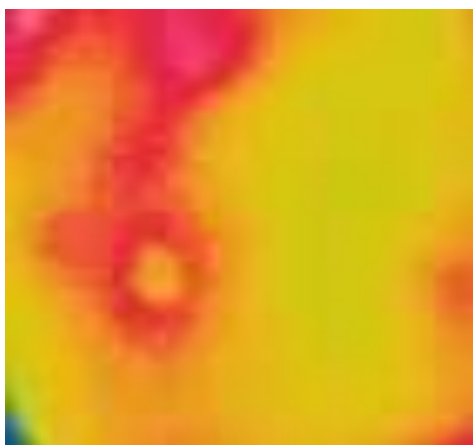
Paciente 41



Tmáx:34,3°C
Tmín:32,1°C
T. média: 33,2°C
$\Delta T$ : 2,2 °C

Figura 4.48: ROI do paciente 41

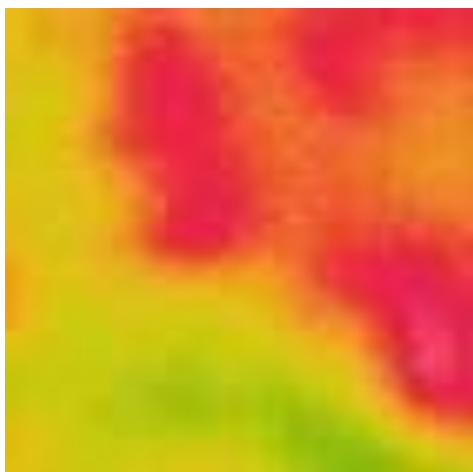
Paciente 42



T<sub>máx</sub>:33,2°C  
T<sub>mín</sub>:30,6°C  
T. média: 31,9°C  
 $\Delta T$ : 2,6 °C

Figura 4.49: ROI do paciente 42

Paciente 65



T<sub>máx</sub>:33,1°C  
T<sub>mín</sub>:30,9°C  
T. média: 32,0°C  
 $\Delta T$ : 2,2 °C

Figura 4.50: ROI do paciente 65

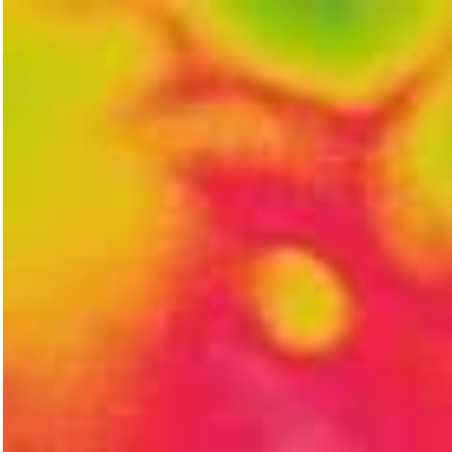
Paciente 67



T<sub>máx</sub>:34,9°C  
T<sub>mín</sub>:31,8°C  
T. média: 33,4°C  
 $\Delta T$ : 3,1 °C

Figura 4.51: ROI do paciente 67

## Paciente 69

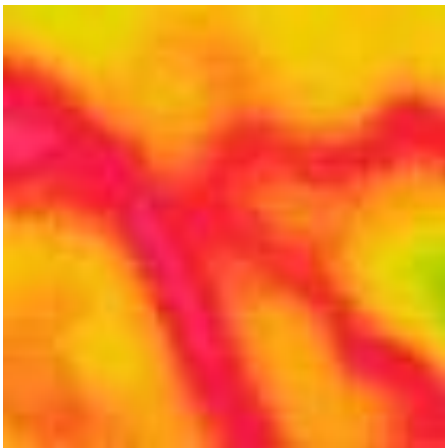


T<sub>máx</sub>:34,6°C  
T<sub>mín</sub>:32,2°C  
T. média: 33,4°C  
 $\Delta T$ : 2,4 °C

Figura 4.52: ROI do paciente 69

Casos com imagens segmentadas dos casos malignos – ROIs 70 x70 pixels

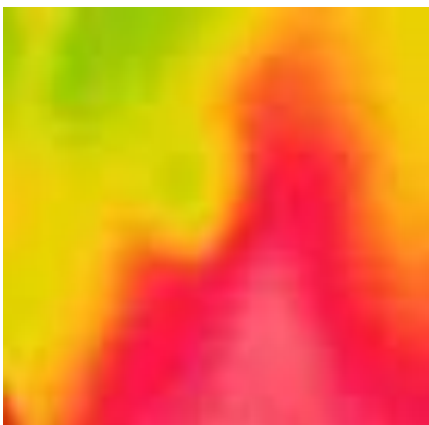
## Paciente 2



T. máx:35,5°C  
T<sub>mín</sub>:32,2°C  
T. média: 33,9°C  
 $\Delta T$ : 3,3 °C

Figura 4.53: ROI do paciente 2

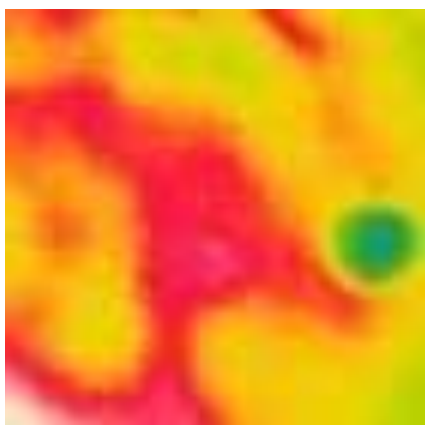
## Paciente 4



T.máx33,8:C°  
T.mín:31,0°C  
T. média:32,4 °C  
 $\Delta T$ : 2,8 °C

Figura 4.54: ROI do paciente 4

Paciente 5



Tmáx:35,7C°  
T.mín 32,7°C  
T. média: 34,2°C  
 $\Delta T$ : 3,0 °C

Figura 4.55: ROI do paciente 5

Paciente 6



Tmáx:34,0C°  
T.mín:31,1°C  
T. média:32,6 °C  
 $\Delta T$ : 2,9 °C

Figura 4.56: ROI do paciente 6

Paciente 9

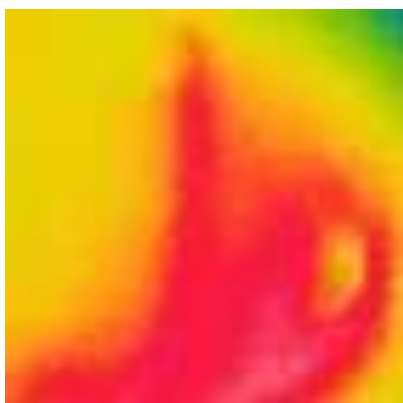


T.máx:32,0C°  
T.mín:28,8°C  
T. média: 30,4°C  
 $\Delta T$ : 3,2 °C

Figura 4.57: ROI do paciente 9



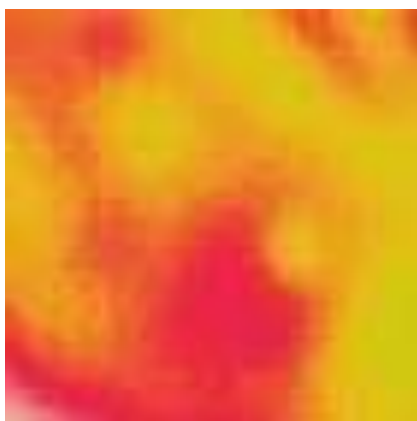
Paciente 13



T<sub>máx</sub>:34,5°C  
T<sub>mín</sub>:31,3°C  
T. média: 32,9°C  
 $\Delta T$ : 3,2 °C

Figura 4.58: ROI do paciente 13

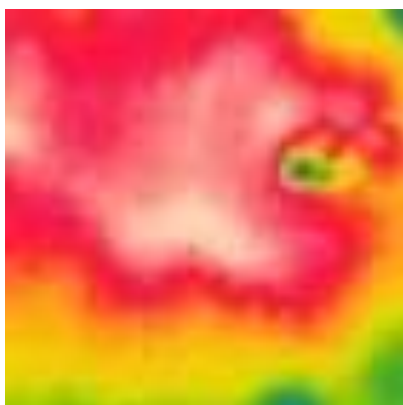
Paciente 20



T<sub>máx</sub>:33,6°C  
T<sub>mín</sub>:30,5°C  
T. média: 32,1°C  
 $\Delta T$ : 3,1 °C

Figura 4.59: ROI do paciente 20

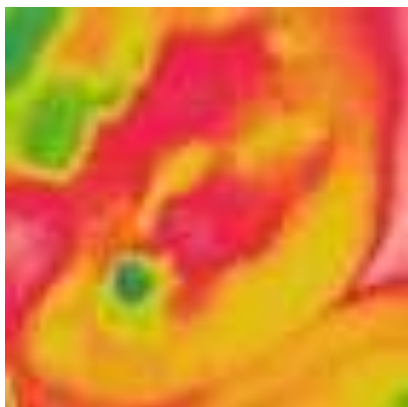
Paciente 22



T<sub>máx</sub>:34,8°C  
T<sub>mín</sub>:31,5°C  
T. média:33,2 °C  
 $\Delta T$ : 3,3 °C

Figura 4.60: ROI do paciente 22

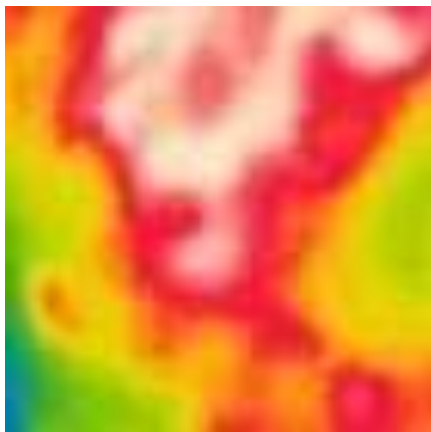
## Paciente 23



T<sub>máx</sub>:33,1°C  
T<sub>mín</sub>:29,7°C  
T. média:31,4 °C  
 $\Delta T$ : 3,4 °C

Figura 4.61: ROI do paciente 23

## Paciente 24



T<sub>máx</sub>:35,2°C  
T<sub>mín</sub>:31,2°C  
T. média: 33,6°C  
 $\Delta T$ : 3,3 °C

Figura 4.62: ROI do paciente 24

## Paciente 27



T<sub>máx</sub>:35,0°C  
T<sub>mín</sub>:31,7°C  
T. média: 33,4°C  
 $\Delta T$ : 3,3 °C

Figura 4.63: ROI do paciente 27

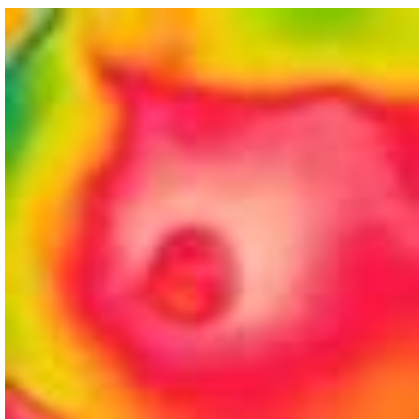
Paciente 29



Tmáx:35,1°C  
Tmín:31,8°C  
T. média: 33,5°C  
 $\Delta T$ : 3,3 °C

Figura 4.64: ROI do paciente 29

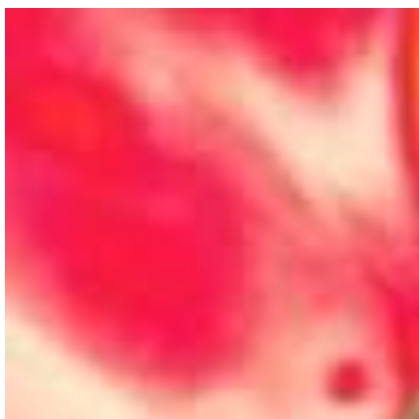
Paciente 39



Tmáx:33,8°C  
Tmín:30,3°C  
T. média: 32,1°C  
 $\Delta T$ : 3,5 °C

Figura 4.65: ROI do paciente 39

Paciente 43



Tmáx:34,7°C  
Tmín:31,5°C  
T. média: 33,1°C  
 $\Delta T$ : 3,2 °C

Figura 4.66: ROI do paciente 43

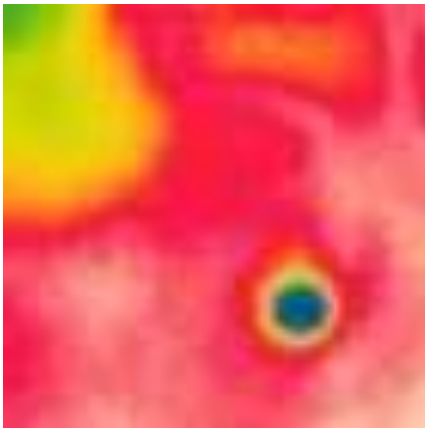
Paciente 46



T<sub>máx</sub>:34,8°C  
T<sub>mín</sub>:31,5°C  
T. média: 33,2°C  
 $\Delta T$ : 3,3 °C

Figura 4.67: ROI do paciente 46

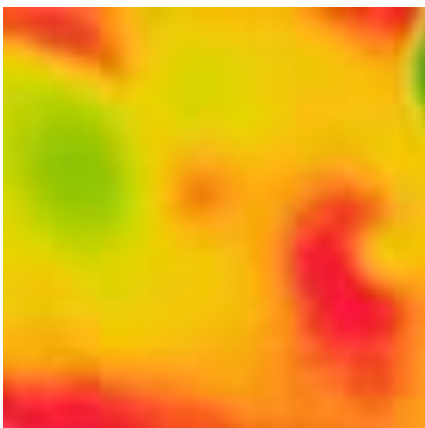
Paciente 49



T<sub>máx</sub>:35,7°C  
T<sub>mín</sub>:32,3°C  
T. média: 34,0°C  
 $\Delta T$ : 3,4 °C

Figura 4.68: ROI do paciente 49

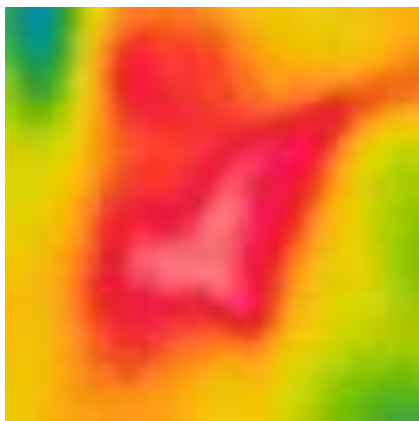
Paciente 51



T<sub>máx</sub>:34,1°C  
T<sub>mín</sub>:31,1°C  
T. média:32,6 °C  
 $\Delta T$ : 3,0 °C

Figura 4.69: ROI do paciente 51

Paciente 55



T<sub>máx</sub>:35,7°C  
T<sub>mín</sub>:32,6°C  
T. média: 34,2°C  
 $\Delta T$ : 3,1 °C

Figura 4.70: ROI do paciente 55

Paciente 56



T<sub>máx</sub>:34,8°C  
T<sub>mín</sub>:32,1°C  
T. média: 33,5°C  
 $\Delta T$ : 2,7 °C

Figura 4.71: ROI do paciente 56

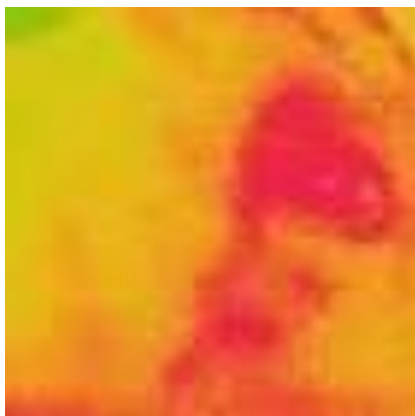
Paciente 57



T<sub>máx</sub>:35,6°C  
T<sub>mín</sub>:33,0°C  
T. média:34,3 °C  
 $\Delta T$ : 2,6 °C

Figura 4.72: ROI do paciente 57

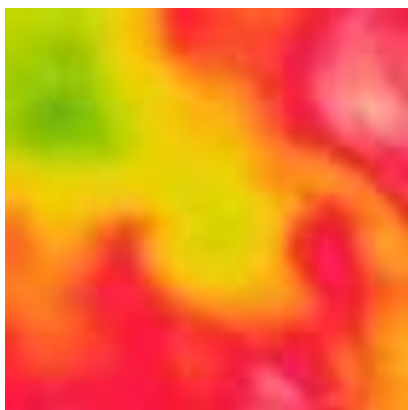
Paciente 58



T<sub>máx</sub>:35,0°C  
T<sub>mín</sub>:32,2°C  
T. média:33,6 °C  
 $\Delta T$ : 2,8 °C

Figura 4.73: ROI do paciente 58

Paciente 60



T<sub>máx</sub>:34,9°C  
T<sub>mín</sub>:32,1°C  
T. média:33,5 °C  
 $\Delta T$ : 2,8 °C

Figura 4.74: ROI do paciente 60

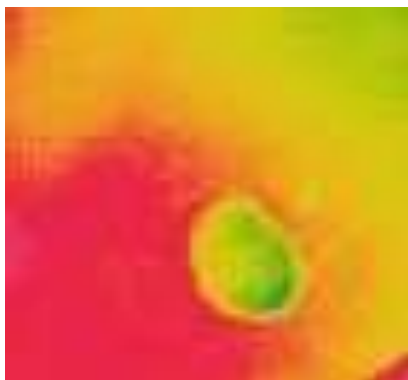
Paciente 61



T<sub>máx</sub>:34,0°C  
T<sub>mín</sub>:31,1°C  
T. média: 32,6°C  
 $\Delta T$ : 2,9 °C

Figura 4.75: ROI do paciente 61

Paciente 62



Tmáx:33,9°C  
 Tmín:31,6°C  
 T. média: 32,8°C  
 $\Delta T$ : 2,3 °C

Figura 4.76: ROI do paciente 62

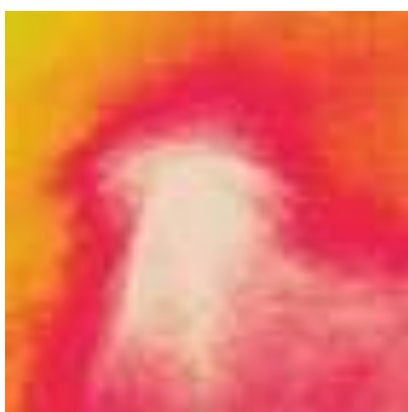
Paciente 63



Tmáx:34,0°C  
 Tmín:31,1°C  
 T. média: 32,6°C  
 $\Delta T$ : 2,9 °C

Figura 4.77: ROI do paciente 63

Paciente 64



Tmáx:35,3°C  
 Tmín:32,2°C  
 T. média: 33,8°C  
 $\Delta T$ : 3,1 °C

Figura 4.78: ROI do paciente 64

A captura de imagens foi feita de acordo com o protocolo de aquisição de imagens já citado, cada paciente possuem quatro imagens (duas frontais e duas laterais). Para o cálculo da sensibilidade e especificidade usou-se apenas amostras que possuíam a biopsia, considerada padrão ouro no diagnóstico.

As Figuras 4.9 a 4.29 mostram as imagens das pacientes normais, as Figuras 4.30 a 4.52 mostram casos benignos e as Figuras 4.53 a 4.78 mostram casos malignos. Observa-se semelhanças nas imagens de cada grupo como nas Figuras 4.11 e 4.22 dos casos normais mesmo existindo variação de temperatura possui simetria com a outra mama, nas imagens benignas observa-se uma região mais isolada de alta temperatura e com formato menor e uniforme como nas Figuras 4.31 e 4.32, já os casos malignos as temperaturas isoladas geralmente são mais altas que as dos benignos e elas possuem um formato maior sem assimetria como observa-se nas Figuras 4.53 a 4.52.

Na Tabela 4.1 mostra-se quais exames foram realizados em cada paciente juntamente com as diversas temperaturas retiradas das imagens. No grupo normal foram usadas temperaturas das duas mamas enquanto nas pacientes benignas e malignas usou-se apenas as mamas afetadas.



Tabela 4.1: Histórico dos pacientes

TEMPERATURAS DAS IMAGENS TÉRMICAS									
CASO N°	ExC	MMG	USG	Biopsia	T. MÁX (°C)	T. MÍN (°C)	ΔT (°C)	Temperatura média(°C)	
								MD	ME
1	N	B	B	N	34.1	32.1	2.0	33.5	33.3
2	M	NR	B	M	35.5	32.2	3.3	33.1	34.5
3	N	X	N	N	34.8	33.7	1.1	30.5	32.1
4	M	X	M	M	33.8	31.0	2.8	31.2	32.1
5	M	M	M	M	35.7	32.7	3.0	34.7	35.1
6	M	X	M	M	34.0	31.1	2.9	31.9	32.5
7	B	B	B	B	34.1	31.6	2.5	32.6	32.2
8	N	X	N	N	33.8	32.2	1.6	32.8	32.5
9	M	NR	M	M	32.0	28.8	3.2	30.5	31.8
10	B	X	B	B	34.7	33.4	1.3	33.9	33.7
11	N	X	N	N	34.4	33.0	1.4	32.4	33.6
12	B	N	B	B	32.6	30.3	2.3	31.2	31.9
13	M	M	M	M	34.5	31.3	3.2	33.5	33.4
14	B	NR	B	B	32.5	30.5	2.0	31.0	31.4
15	B	X	B	B	33.8	31.2	2.6	32.4	30.4
16	B	NR	B	B	33.5	31.6	1.9	32.6	32.4
17	B	X	B	B	35.2	32.7	2.5	34.2	33.8
18	B	B	B	B	33.7	31.0	2.7	31.4	30.8
19	B	X	B	B	34.5	33.3	1.2	34.1	34.7
20	M	X	M	M	33.6	30.5	3.1	31.8	32.1
21	N	X	N	X	34.8	33.2	1.6	34.2	33.9
22	M	X	M	M	34.8	31.5	3.3	33.2	33.7
23	M	X	M	M	33.1	29.7	3.4	32.1	31.2
24	M	X	M	M	35.2	31.9	3.3	34.0	33.4
25	B	X	B	X	35.4	34.1	1.3	34.8	35.4
26	B	X	B	X	35.0	32.5	2.5	31.7	33.7
27	M	X	M	M	35.0	31.7	3.3	32.5	34.6
28	N	X	N	N	34.7	34.3	0.4	33.7	34.1
29	M	X	M	M	35.1	31.8	3.3	30.3	32.9
30	B	X	B	B	34.5	32.6	1.9	33.4	33.3
31	B	B	B	X	33.8	30.2	3.6	32.7	32.3
32	N	NR	N	N	33.3	31.8	1.5	32.1	32.8
33	B	X	B	X	35.1	32.7	2.4	34.0	34.3
34	N	X	N	N	33.4	32.4	1.0	32.8	33.9
35	B	X	B	B	35.6	33.7	1.9	34.4	34.7
36	B	X	B	B	34.3	31.9	2.4	31.8	32.8
37	B	X	B	B	34.6	32.3	2.3	33.0	32.6
38	N	X	N	N	35.3	33.0	2.3	34.2	34.1
39	M	M	M	M	33.8	30.3	3.5	31.4	32.5
40	B	B	B	B	35.2	33.4	1.8	34.5	34.3
41	B	X	B	B	34.3	32.1	2.2	33.4	32.5
42	B	X	B	X	33.2	30.6	2.6	31.0	31.9
43	M	X	M	M	34.7	31.5	3.2	33.7	32.6
44	N	X	N	X	34.6	33.9	0.7	34.6	34.1
45	N	X	N	X	36.4	33.7	2.7	35.6	35.3
46	M	X	M	M	34.8	31.5	3.3	33.9	32.9
47	N	NR	N	N	33.2	32.3	0.9	33.5	33.2
48	N	N	N	N	32.6	31.3	1.3	30.8	31.7
49	M	X	M	M	35.7	32.3	3.4	34.5	33.1
50	N	X	N	N	33.1	32.6	0.5	33.1	33.3
51	M	N	M	M	34.1	31.1	3.0	32.3	33.1
52	N	X	N	X	34.1	33.2	0.9	33.9	33.7
53	N	X	N	N	32.8	32.1	0.7	33.1	33.0
54	N	X	N	N	32.9	32.4	0.5	33.7	33.2
55	M	X	M	M	35.7	32.6	3.1	33.0	34.1
56	M	X	M	M	34.8	32.1	2.7	33.2	33.9
57	M	X	M	M	35.6	33.0	2.6	34.8	33.9
58	M	X	M	M	35.0	32.2	2.8	33.8	32.9
59	N	NR	N	X	32.8	32.2	0.6	32.4	32.8
60	M	X	M	M	34.9	32.1	2.8	32.9	33.7
61	M	X	M	M	34.0	31.1	2.9	31.7	32.6
62	M	X	M	M	33.9	31.6	2.3	32.5	31.9
63	M	X	M	M	34.0	31.1	2.9	32.3	33.8
64	M	X	M	M	35.3	32.2	3.1	33.4	34.6
65	B	X	B	X	33.1	30.9	2.2	31.9	31.1
66	N	X	N	X	32.8	31.7	1.1	33.3	33.2
67	B	NR	B	X	34.9	31.8	3.1	32.3	33.2
68	N	X	N	N	32.3	31.1	1.2	31.3	31.6
69	B	B	B	X	34.6	32.2	2.4	33.1	31.6
70	N	X	N	N	33.1	32.1	1.0	32.7	32.6

ExC=Exame Clínico; MMG=Mamografia; USG= Ultrassonografia; T. MÁX= Temperatura Máxima; T. MÍN= Temperatura Mínima; ΔT=Diferença entre temperatura máxima e mínima; MD= Mama Direita; ME=Mama Esquerda; N= Normal, B= Benigno; M= Maligno.

Tabela 4.2 : Pacientes com biopsia

CASO N°	Biopsia	$\Delta T$ (°C)
1	N	2,0
3	N	1,1
8	N	1,6
28	N	0,4
32	N	1,5
34	N	1,0
38	N	2,3
47	N	0,9
48	N	1,3
50	N	0,5
53	N	0,7
54	N	0,5
68	N	1,2
70	N	1,0
7	B	2,5
10	B	1,3
12	B	2,3
14	B	2,0
15	B	2,6
16	B	1,9
17	B	2,5
18	B	2,7
19	B	1,2
30	B	1,9
35	B	1,9
36	B	2,4
37	B	2,3
40	B	1,8
41	B	2,2
2	M	3,3
4	M	2,8
5	M	3,0
6	M	2,9
9	M	3,2
13	M	3,2
20	M	3,1
22	M	3,3
23	M	3,4
24	M	3,3
27	M	3,3
29	M	3,3
39	M	3,5
43	M	3,2
46	M	3,3
49	M	3,4
51	M	3,0
55	M	3,1
56	M	2,7
57	M	2,6
58	M	2,8
60	M	2,8
61	M	2,9
62	M	2,3
63	M	2,9
64	M	3,1

N= Normal; B= Benigno; M= Maligno

Tabela 4.3 : Estatísticas do Grupo Normal

**Grupo Normal (°C) (mama direita e esquerda),  $\Delta T$** 

Média: 1.1428571429	Mediana: 1.05
Moda: 0.5	Desvio-Padrão: 0.5625686771
Variância: 0.3164835165	Valor Mínimo: 0.4
Valor Máximo: 2.3	Amplitude: 1.9
Erro Padrão: 0.1503528033	CV: 0.4922475925
Assimetria: 0.6431313549	Curtose: -0.0752229324
Soma: 16	Contagem: 14
1º Quartil: 0.75	2º Quartil: 1.05
3º Quartil: 1.425	

Tabela 4.4 : Estatísticas do Grupo Benigno

**Grupo Benigno (°C) (mama direita ou esquerda),  $\Delta T$** 

Média: 2.1	Mediana: 2.2
Moda: 1.9	Desvio-Padrão: 0.4456135417
Variância: 0.1985714286	Valor Mínimo: 1.2
Valor Máximo: 2.7	Amplitude: 1.5
Erro Padrão: 0.1150569217	CV: 0.2121969246
Assimetria: -0.7265062142	Curtose: -0.053146636
Soma: 31.5	Contagem: 15
1º Quartil: 1.9	2º Quartil: 2.2
3º Quartil: 2.45	

Tabela 4.5: Estatística do Grupo Maligno

**Grupo Maligno (°C) (mama direita ou esquerda),  $\Delta T$** 

Média: 3.1538461538	Mediana: 3.1
Moda: 3.3	Desvio-Padrão: 0.7425527694
Variância: 0.5513846154	Valor Mínimo: 2.3
Valor Máximo: 3.5	Amplitude: 4.2
Erro Padrão: 0.1456265793	CV: 0.235443561
Assimetria: 3.8295438519	Curtose: 17.7356314198
Soma: 82	Contagem: 26
1º Quartil: 2.825	2º Quartil: 3.1
3º Quartil: 3.3	

Na análise estatística (Tabela 4.3,4.4 e4.5) as variáveis categóricas são apresentadas em percentuais e utilizado o teste do qui-quadrado ( $\chi^2$ ) para avaliar a hipótese de homogeneidade de proporções. A normalidade das variáveis contínuas foi verificada pelo teste de t-Student. Tomando-se a como padrão-ouro o exame de biopsia, são calculadas as medidas de desempenho diagnóstico (sensibilidade, especificidade, valores preditivos positivos e negativos e acurácia). Para verificar a concordância entre a variabilidade entre os grupos (desvio-padrão das medidas). O nível de significância para todos os testes foi estabelecido em 5%. Os dados dos participantes podem ser observados na Tabela 1.

Na Tabela 4.2 mostra-se os dados retirados dos casos com biopsia, de acordo com as estatísticas, o  $\Delta T$  das imagens normais se encontra em um intervalo de  $0,6\text{ }^{\circ}\text{C} \leq \mu \leq 1,7\text{ }^{\circ}\text{C}$ , as imagens com nódulos benignos esta entre  $1,7\text{ }^{\circ}\text{C} < \mu \leq 2,6\text{ }^{\circ}\text{C}$  e as imagens com nódulos malignos é de  $2,6^{\circ}\text{C} < \mu \leq 3,9^{\circ}\text{C}$  com um IC de 95%.

Entre os grupos a medida mostrou boa concordância com o referido método. Foi adotado  $\Delta T < 1,7$  para casos normais,  $\Delta T \geq 2,6\text{ }^{\circ}\text{C}$  para a identificação de casos malignos e  $1,7 < \Delta T < 2,6\text{ }^{\circ}\text{C}$  para casos benignos, conforme mostrado na Figura 4.9 Foram identificados no grupo maligno, dois indivíduos de falso positivo e vinte e quatro indivíduos positivos. Para os indivíduos com diagnóstico não maligno, quatro deram positivo e vinte e cinco negativos.As médias de temperatura de cada grupo estão representados na Figura 4.9.

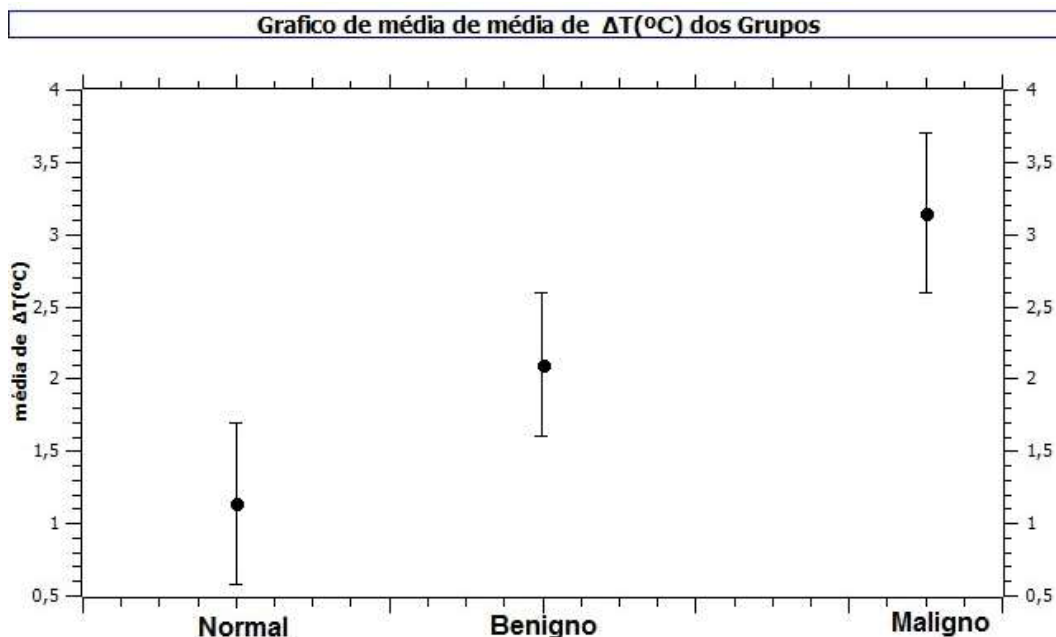


Figura 4.9: Média de  $\Delta T$  para cada grupo.

No teste de diagnóstico para a classificação do tumor, com possíveis resultados as respostas positivo e negativo, são possíveis de erros de interpretação. Quando o resultado for positivo, o indivíduo pode ter a doença (verdadeiro positivo - VP) ou pode não tê-la (falso positivo - FP). Da mesma forma, quando o resultado for negativo, o indivíduo pode não ter a doença (verdadeiro negativo - VN) como pode tê-la (falso negativo - FN) (Tabela 4.6)

Tabela 4.6: Resultado das análises dos pacientes

Resultado	Doença	
	Presente	Ausente
Positivo	VP = 24	FP = 4
Negativo	FN = 2	VN = 25

VP= Verdadeiro Positivo; FP=Falso Positivo; FN=Falso Negativo; VN=Verdadeiro Negativo

Para o cálculo de quanto preciso é o teste, duas medidas são usadas: a sensibilidade e a especificidade. A sensibilidade mede a capacidade do teste em identificar corretamente a doença entre aqueles que a possuem, ou seja, o quão sensível é o teste. A especificidade mede a capacidade do teste em excluir corretamente aqueles que não possuem a doença, ou seja, o quanto específico o teste é.

A sensibilidade é definida como a fração dos que obtiveram resposta positiva no teste entre aqueles que possuem a doença, ela é calculada segundo a Equação 4.3.

$$\text{Sensibilidade} = \frac{VP}{VP+FN} \quad (4.3)$$

A especificidade é definida como fração dos que obtiveram resposta negativa no teste entre aqueles que não possuem a doença:

$$Especificidade = \frac{VN}{VN+FP} \quad (4.4)$$

Um bom teste possui um alto valor para a sensibilidade e para a especificidade, pois ele identificará corretamente aqueles que têm a doença e aqueles que não têm. Nos cálculos da sensibilidade e da especificidade, observando-se os Grupos estatísticos quanto aos limites de temperatura obteve-se respectivamente 92,3% e 86,2%. Do total de 55 biopsias participantes, 26 foram classificados com nódulos malignos, 15 com nódulo benigno e 14 normais.

No contexto epidemiológico e clínico, a validade de um teste para diagnóstico se baseia na ocorrência da doença. Assim deve-se conhecer o Valor Preditivo (VP) que responde em um resultado positivo (ou negativo), qual a probabilidade do indivíduo ser realmente doente ou sadio.

Nesse estudo, o atributo do teste pode ser positivo (VPP) ou negativo (VPN) e é determinado pela interação de três variáveis: a sensibilidade, a especificidade do teste e a prevalência da doença no grupo de estudo, conforme nas Equações 4.5 e 4.6.

$$VPP = \frac{VP}{VP+FP} \quad (4.5)$$

$$VPN = \frac{VN}{FN+VN} \quad (4.6)$$

O Valor Preditivo Positivo (VPP) representa a proporção de doentes entre os positivos pelo teste e o Valor Preditivo Negativo (VPN) a de sadios (sem a doença) entre os negativos ao teste.

O valor preditivo positivo da medida é de 85,7% e o preditivo negativo de 92,5%, demonstrando que o resultado negativo é um pouco mais conclusivo que o positivo. Quando se está diante de um diagnóstico dicotômico (presença ou ausência de doença), o cálculo da precisão é de extrema importância pois ela é a capacidade do método de acertar o diagnóstico. Os componentes da precisão são sensibilidade e especificidade e para que um diagnóstico seja considerado ótimo deve haver um equilíbrio desses dois parâmetros. Para se ter a noção exata da precisão de um exame deve-se calcular a Razão de Probabilidade Positiva (RPP), segundo a Equação 4.7, que é um número que representa o quanto um método de resultado positivo aumenta a chance de um indivíduo ser doente. Quando mais

alto este número, melhor, ou seja: RP positiva: > 10 (acurácia ótima); 5-10 (acurácia moderada); 2-5 (acurácia pequena); 1-2 (acurácia nula).

$$RPP = \frac{\text{sensibilidade}}{(1 - \text{especificidade})} \quad (4.7)$$

E também se calcula a Razão de probabilidade negativa (RPN), de acordo com a Equação 4.8, que representa o quanto um método de resultado negativo influencia a chance de um indivíduo ser saudável. Quanto mais próximo de zero, melhor: RP negativa: < 0.1 (acurácia ótima); 0.1-0.2 (acurácia moderada); 0.2-0.5 (acurácia pequena); 0.5-1.0 (acurácia nula).

$$RPN = \frac{(1 - \text{sensibilidade})}{\text{especificidade}} = 0,089 \quad (4.8)$$

Seguindo esses números, tem-se a noção exata da acurácia de um exame, ou seja, da capacidade do teste em influenciar corretamente o pensamento a respeito da presença ou ausência de doença. De acordo com o presente trabalho o valor do RPP foi de 6,68 em que se classifica com uma precisão moderada e o valor do RPN foi de 0,089 representando uma acurácia ótima.

Os resultados do presente estudo sugerem que a medida da temperatura nas imagens de infravermelho possuem uma alta sensibilidade e especificidade para identificar nódulos benignos e malignos. Os valores de predição negativa encontrados confirmam a superioridade da medida em relação à predição positiva ou seja o teste possui uma maior capacidade em apontar os indivíduos sem câncer de mama.

O método testado para o diagnóstico de câncer de mama mostrou uma maior sensibilidade que especificidade, além de boa capacidade de acerto diagnóstico, representada pelo elevado grau de acurácia e concordância, e um valor preditivo negativo e positivo alto.

Os resultados obtidos na mesma combinação (medida de  $\Delta T$  das imagens), utilizada no diagnóstico dos casos mascarados, sugerem que tal procedimento apresenta um melhor desempenho ao observado no diagnóstico da mamografia.

A captura da imagem infravermelha deve usar um protocolo específico, ficando sobre a responsabilidade do médico e/ou especialista, para se determinar um diagnóstico com a melhor precisão possível. Esse aspecto propicia uma grande diversidade metodológica entre as investigações, o que dificulta a comparação com estudos na literatura. Todavia, os

resultados do presente estudo permitem comparar adequadamente o desempenho do método.

A alta sensibilidade e especificidade do método, não o sugere como uma opção de substituição de um método por outro, haja vista o reconhecimento na literatura de que a variedade de métodos disponíveis tem caráter complementar no diagnóstico de câncer de mama.

Não se trata, portanto, de concluir pela superioridade ou não de um método em relação ao outro, mas sim de alertar para a existência de métodos diferentes que podem ser utilizados para se evitarem diagnósticos errôneos. Os resultados obtidos reforçam essa afirmação.

#### 4.3.1 Histogramas

Após a aquisição das imagens foi criado um histograma de temperatura de cada uma das mamas da paciente.

Os Histogramas foram gerados um para uma mama normal, uma benigna e uma maligna, para a visualização da diferença entre as áreas dos histogramas. As imagens segmentadas como mostra as Figuras: 4.10, 4.11 e 4.12, que representam as imagens a serem analisadas. Este histograma são visualizados em um gráfico em curvas separadas como mostrado.

O histograma das imagens traduz a distribuição estatística dos seus níveis de cinza ou tons. Trata-se, pois, de uma representação gráfica do número de pixels associados a cada nível de ton presente em uma imagem, podendo também ser expressa em termos do percentual do número total de pixels na imagem. Assim sendo, dada uma imagem digital  $f(x,y)$  com M linhas e N colunas, seu histograma,  $H_f(C)$ , pode ser definido por:

$$H_f = \frac{n_c}{M.N} \quad (4.9)$$

Sendo  $n_c$  o número de vezes em que o nível de cinza C permanece. Muitas operações pontuais usam o histograma como parâmetro de decisão para fornecer resultados para o pixel da imagem processada.

Foram extraídas as seguintes características das imagens: mínima, máxima, moda curtose, desvio padrão. A partir destas medidas é possível montar um vetor de características para estabelecer diferenças entre elas. Essas características são discriminantes para estabelecer diferenças nas fotografias. O histograma gera uma comparação da distribuição normal de cada uma das características para cada imagem



como método de avaliação dessas características, onde se tornam mais evidentes quando suas curvas estiverem o mais distante possível umas das outras.

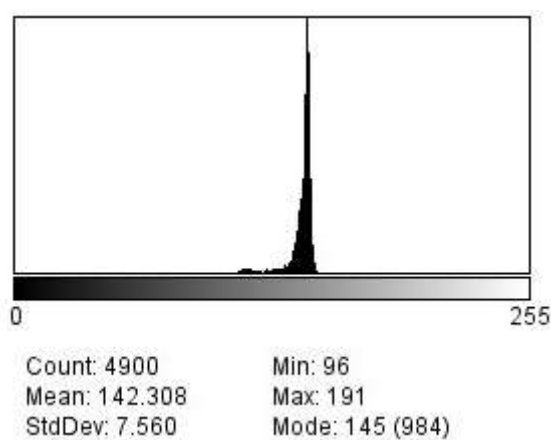


Figura 4.10: Histograma em escala de cinza da imagem normal

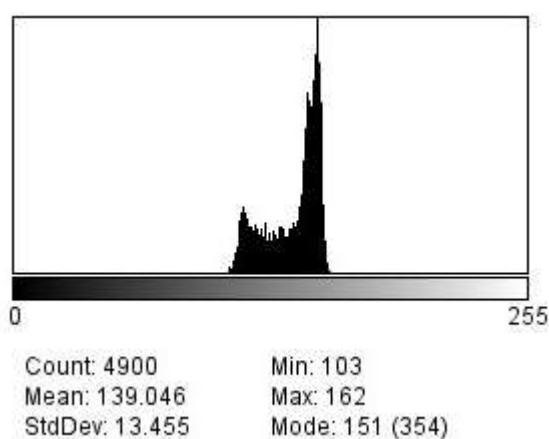


Figura 4.11: Histograma em escala de cinza da imagem benigna

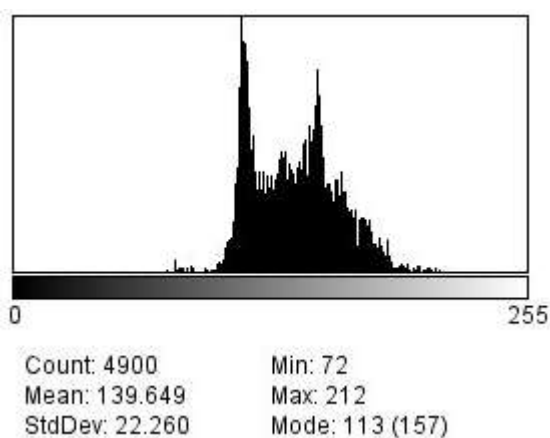


Figura 4.12: Histograma em escala de cinza da imagem maligna

O histograma em escala de cinza representa a luminosidade dos pixels (temperatura) e aumenta com o agravamento da fisiologia da mama. Os histogramas apresentados em

escala de cinza apontam para uma sobreposição entre os valores das áreas de uma mama normal, benigna e maligna. As imagem normal apresenta valor mínimo e máximo de 96 e 191, enquanto na imagem benigna 103 e 162 e na imagem maligno 72 e 210. Portanto, os resultados encontrados no presente estudo demonstraram que para a imagens infravermelho a técnica do modelo linear de mistura espectral possibilita a distinção da resposta espectral em diferentes diagnósticos, realçando esta característica na imagem.

Os histogramas das imagens benigna e maligna tem uma forma mais distribuída com média de valores um pouco mais baixas de níveis de cinza e com distribuição fechada, ou seja, baixa variância, a imagem tem classes de alvos com baixa reflectância e baixo contraste, com aparência visual mais escura.

A forma mais assimétrica do histograma da imagem maligna indica que a parte mais à direita da curva histográfica representa alvos de baixo contraste espectral e com maior concentração de distribuição dos dados, enquanto a parte mais à esquerda tem um maior contraste espectral e uma maior distribuição.

No histograma normal a média é um pouco mais alta, isso é, visualmente, a imagem é clara e mais homogênea com uma variância moderada, portanto, com um moderado contraste espectral dos alvos.

Com essa mesma análise identifica-se diferenças ao nível RGB (Red, Green e Blue) nas figuras (4.10, 4.11 e 4.12). No histograma ao nível de ton vermelho a diferença é menor do que o azul e o verde, na imagem normal os gráficos representam uma imagem mais clara, seguido da benigna e maligna.

#### 4.3.2 Análise da curva ROC

A curva ROC (Receiver Operating Characteristic) possui o intuito de facilitar a compreensão de diversos trabalhos e se trata de uma técnica visual para avaliação, organização e seleção de algoritmos de classificação de classes (FAWCETT, 2006). A análise da curva ROC tem sido usada em diversos domínios como a medicina, radiologia e ciências sociais. Particularmente em medicina, a análise ROC possui uma literatura bastante extensa relacionada a sua aplicação a teste de diagnóstico (ZOU, 2007).

A Receiver Operating Characteristic (ROC), ou curva ROC, é definida como uma representação gráfica do desempenho da classificação binária de exemplos de classes de dados.

Para um determinada classificação, que analisa exemplos positivos ou negativos e um conjunto de exemplos rotulados, o objetivo é prever a classe dos exemplos desse conjunto e compará-los com a classe verdadeira, para definir as seguintes situações: Verdadeiro-Positivo (VP) (exemplo positivo – predito como positivo), Falso-Positivo (FP) (exemplo

negativo – predito com positivo), Verdadeiro-Negativo (VN) (exemplo negativo – predito como negativo) e Falso-Negativo (FN) (exemplo positivo – predito com negativo).

Dado um conjunto de exemplos um algoritmo pode classificá-lo determinando quantos exemplos se enquadram em cada uma das situações descritas anteriormente (VP, FP, VN E FN).

Com a determinação dessas medidas é possível definir a Taxa de Verdadeiros Positivos (TVP) e a Taxa de Falsos Positivos (TFP).

Com essas informações TVP e TFP é possível elaborar um gráfico para plotar a curva ROC. O gráfico ROC é um gráfico bidimensional no qual o eixo X e Y do gráfico representam as medidas de TVP e TFP. Ele é um método bastante eficiente para verificar como algumas medidas se comportam para diferentes contexto na análise de exemplos. A Figura 4.13 mostra-se um gráfico ROC com as regiões importantes em uma análise:

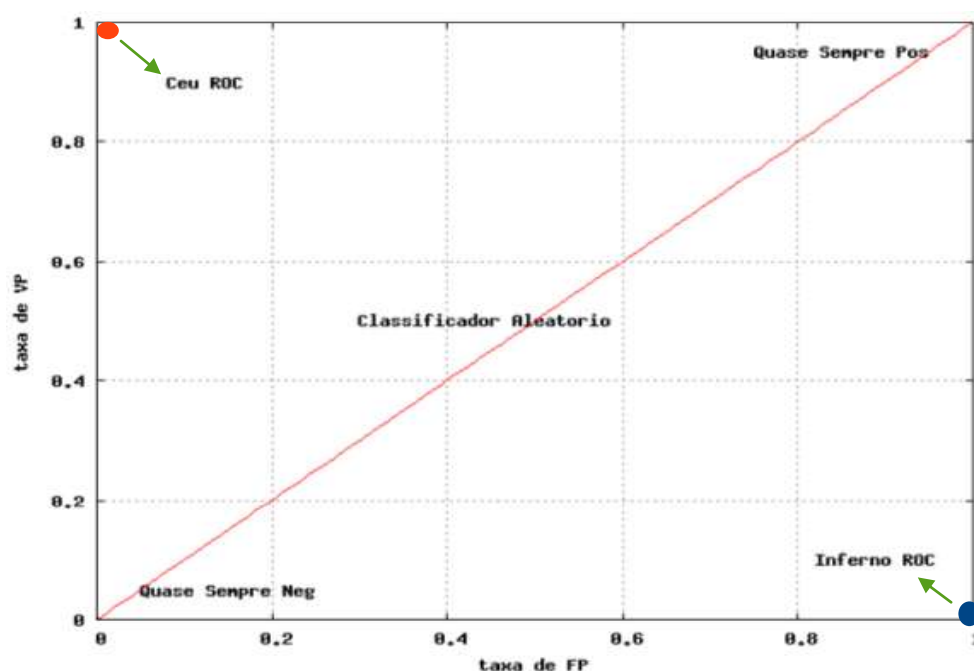


Figura 4.13: Gráfico ROC com as regiões importantes em uma análise

A região “Céu ROC”, representada pelo ponto marcado em vermelho (0,1), representa uma classificação perfeita, na qual todos os exemplos positivos e negativos são rotulados corretamente. A região “Inferno ROC”, marcado pelo ponto azul, pode ser considerada uma região na qual são encontrados os resultados “ruins”.

Com uso desse gráfico é possível comparar e analisar o desempenho de extratores de características e algoritmos de classificação. O desempenho de cada algoritmo é representado por pontos no gráfico ROC. No gráfico ROC é possível visualizar quais classificadores privilegiam alguma das classes de exemplos, quais os classificadores

potencialmente ótimos e quais classificadores podem ser descartados da análise ou avaliar se o descritor utilizado para representar as informações de uma imagem são válidos para o contexto em análise.

Quando diversas curvas ROC são obtidas de diferentes classificadores ou informações analisadas tem-se o objetivo de compará-los para analisar os melhores resultados. A área sob a curva ROC constitui um dos índices mais usados para sumarizar a qualidade da curva, sendo utilizada para avaliar o desempenho de um teste (índice de exatidão do teste). Um teste totalmente incapaz de discriminar exemplos de uma classe como, por exemplo, indivíduos doentes e não doentes, teria uma área sob a curva de 0.5 (seria a hipótese nula). Acima de 0,70 é considerado desempenho satisfatório.

As análises a seguir foram feitas usando o descritor de textura, descritor fractal, que permite distinguir os grupos e fazer a concordância com diagnóstico estabelecido da mamografia e do ultrassom. Nota-se que o grupo benigno teve uma maior aproximação do grupo normal e uma maior distância do grupo maligno.

A **Figura 4**.Box-plotda, foi construído com a distribuição dos valores da Dimensão Fractal nos diferentes graus de rejeição. Observa-se uma tendência de que os níveis mais elevados na gravidade do tumor estejam relacionados com maiores valores de Dimensão Fractal.

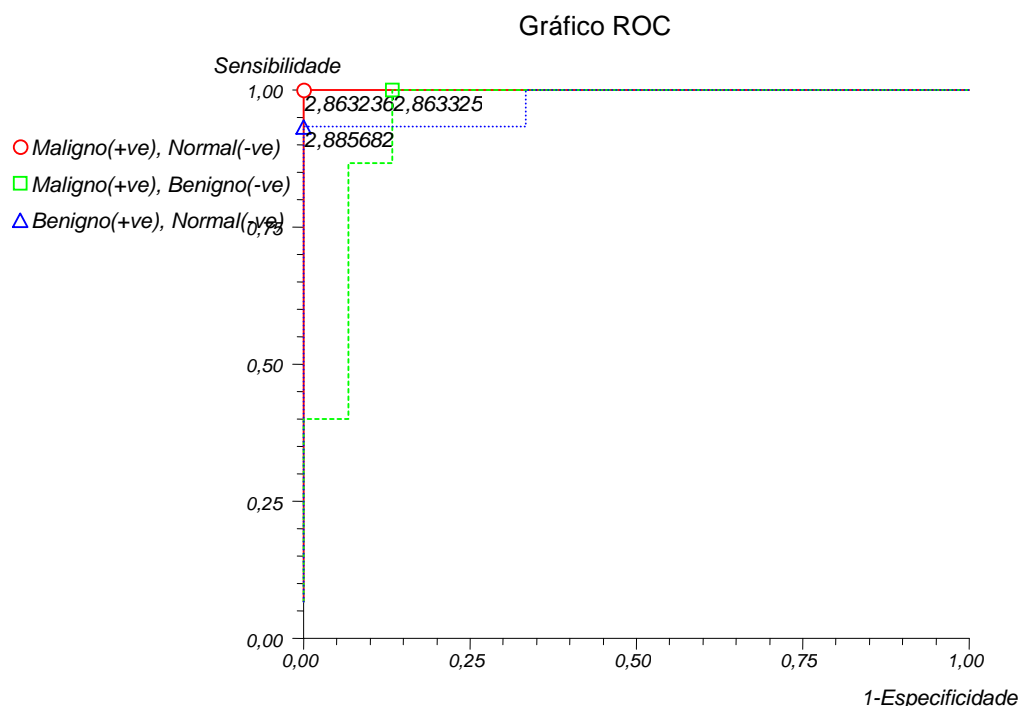


Figura 4.14: Gráfico da Curva ROC

O método consegue separar os grupos com o valores de corte de 2,863236 para os grupos maligno x normal, 2,863325 para os grupos maligno x benigno e 2,885682 para os grupos benigno x normal.

A dimensão fractal do objeto conta o número efetivo de graus de liberdade no sistema dinâmico e, portanto, quantifica a sua complexidade. Assim, infere-se nas imagens em que com maior dimensão fractal sejam, conseqüentemente, mais complexas. Isso foi realmente percebido no presente estudo, no qual imagens mais complexas aparentavam na impressão visual com melhor identificação de alterações do que as imagens menos complexas. Não se pode, porém, apenas pelo aspecto visual, quantificar essa complexidade, assim a dimensão fractal viria então para sanar essa dificuldade ao adicionar um valor numérico objetivo.

Os resultados levam à conclusão de que a dimensão fractal obtida com essa técnica, independentemente de vários fatores, permite estimar a classe de intervalo que cada morfologia presente nas amostras.

Constata-se que a intensidade de flutuação da dimensão fractal poderia ser usada como ferramenta na quantificação para nódulos mamários em comparação com seu diagnóstico, permitindo assim uma análise quantitativa dessas imagens

A dimensão fractal do tecido normal teve uma classe de 2,89: o do tecido benigno foi de 2,86 e a do tecido maligno foi de 2,82: resultando uma separação entre os grupos

#### 4.3.3. Análise de comparação entre a Mamografia x Ultrassom de mamas X Imagens termográficas

Com os resultados obtidos, a MMG não foi capaz de rastrear os nódulos em 7 casos, no total de 18 casos, a USG detectou nódulos em todos os 70 casos porém 25 deles não foram conclusivos e necessitavam do auxílio da biopsia para a conclusão do diagnóstico.

Nas imagens térmicas os casos 12, 15, 18, 30, 35, 40 (casos benignos), em suas primeiras amostras de imagem os seus resultados conflitaram então optou-se por cortar a amostra em outra imagem no mesmo instante porém com perfis diferentes, ou seja de fotos frontais optou-se por fotos laterais. Depois de feitas essas modificações os resultaram concordaram com o diagnóstico.

Assim com esses resultados pode se concluir a eficácia do exame da imagem infravermelha comparada nos casos analisados. Conclui-se que a geometria fractal é útil na avaliação das alterações da complexidade tecidual que ocorrem devido transformações malignas propondo o método como marcador quantitativo.

Outra vantagem do método é sua atuação de poder atuar como um método de screening, identificando tumores de graus baixos e intermediários em centros de alto volume de movimento, diminuindo o tempo dos especialistas gasto na pesquisa de áreas de tecidos comprometidas com imagem infravermelho. Neste estudo foi possível diferenciar o grupo

(normal, benigno e maligno) com o valor da dimensão fractal correspondente a cada imagem.

O tamanho das caixas para cálculo da dimensão fractal no método Box-counting foi padronizado em 70 x 70 pixels. Sabe-se que o tamanho do pixel depende do grau de resolução usada, neste caso 320 x 240 pixels.

## CAPÍTULO V

### Conclusão

Conclui-se nesse trabalho que o uso das imagens termográficas tem um grande potencial para o auxílio no diagnóstico de câncer de mama. Foram analisadas imagens térmicas de 70 pacientes e os resultados de imagens térmicas comparadas com exames de biopsias determinaram uma sensibilidade de 92,3% e uma especificidade de 86,2%.

Observou-se que uma definição de temperatura na ROI maior que 2,6°C é um indicativo de região tumoral embora as temperaturas médias sejam mais elevadas nessa região, estas não podem ser usadas como variável de diagnóstico.

Embora análises de precocidade não tenham sido realizadas o potencial para a detecção dessa técnica é muito grande.

O custo extremamente baixo e a alta competitividade diagnóstica quando comparado com a mamografia e ultrassom de mamas indica que o uso de imagens térmicas devem ser incentivado e apoiado. Ferramentas estatísticas como a dimensão fractal são importantes para a obtenção do diagnóstico automatizados que não dependem de alta especialidade do operador. Embora já existam pesquisas nesta área, esse trabalho aponta que muito ainda deve ser feito. Por exemplo, o desenvolvimento de técnicas para o diagnóstico automatizado, e a identificação da região de interesse e de possíveis alterações na temperatura do paciente que perturbem o exame. Assim como procedimentos que melhoram as condições de diagnósticos para tumores localizados em regiões mais distantes da superfícies da mama.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AGNELLI, J.P. Barrea, A.A, Turner, C.V., 2011 ,**Tumor location and parameter estimation by thermography**, Mathematical and Computer Modelling 53 (2011) 1527–1534

ARABI, P. M.; MUTTAN, S. e SUJI, R. J. Image enhancement for detection of early breast carcinoma by external irradiation. International Conference on Computing Communication and Networking Technologies (ICCCNT), pp. 01-09, 2010.

ARAUJO, M. 2009, **Utilização de Câmera por Infravermelho para Avaliação de Diferentes Patologias em Clima Tropical e Uso Conjunto de Sistemas de Banco de Dados para Detecção de Câncer de Mama**. Recife: UFPE, 2009. 56 p. Dissertacao (Mestrado em Engenharia Mecanica). Departamento de Engenharia Mecanica, Universidade Federal de Pernambuco. Recife, 2009.

ARORA, N., MARTINS, D., RUGGERIO,D., TOUSIMIS, E., SWISTEL, A., OSBORNE, M. P. Effectiveness of anoninvasive digital infrared termalimaging system in the detection of breastcancer.The Amerian Journal of Surgery Vol. 196, pp. 523-526, 2008.

AMERICAN CANCER SOCIETY. Cancer facts & figures 2011. Atlanta: American Cancer Society, 2014.

AGNELLI, J.P. Barrea, A.A, Turner, C.V., 2011 ,Tumor location and parameter estimation by thermography, Mathematical and Computer Modelling 53 (2011) 1527–1534

American Cancer Society. Understanding your mammogram report – BI-RADS categories. 2014. Disponível em:  
<<http://www.cancer.org/treatment/understandingyourdiagnosis/examsandtestdescriptions/mammogramsandotherbreastimagingprocedures/mammograms-and-other-breast-imaging-procedures-mammo-report>>

AMERICAN COLLEGE OF RADIOLOGY. BI-RADS® – Ultrasound, 1st ed. Breast Imaging Reporting and Data System Atlas (BI-RADS® Atlas). 4th ed. Reston: American College of Radiology; 2003.

AMERICAN COLLEGE OF RADIOLOGY. BI-RADS® – Mammography, 4th ed. Breast Imaging Reporting and Data System Atlas (BI-RADS® Atlas). 4th ed. Reston: American College of Radiology; 2003.



ACKMAN RJ, NOWELS KW, RODRIGUEZ-SOTO J, MARZONI FA Jr, FINKELSTEIN SI, SHEPARD MJ. Stereotactic, automated, large-core needle biopsy of nonpalpable breast lesions: false-negative and histologic underestimation rates after long-term follow-up. *Radiology*. 1999;210(3):799-805.

ALMEIDA, O. J; ALVARENGA; M.; CECATTI, J. G.; JORGE, J. P. N.; TAMBASCIA, J. K. et al. Punção Aspirativa por Agulha Fina: Desempenho no Diagnóstico Diferencial de Nódulos Mamários Palpáveis. *RBGO*, v. 20, nº 8, 1998.

American College of Radiology. Breast imaging reporting and data system (BI-RADS™). 3rd ed. Reston: American College of Radiology; 2006.

BEZERRA, L. A., LIMA, R. deC. F. de, LYRA, P. R. M., ARAÚJO, M. C de, SANTOS, F. G. C dos, BEZERRA, K. M., “Uma comparação entre temperaturas de mamas obtidas pelo método dos volumes finitos em malhas não-estruturadas e aquelas adquiridas através de termogramas de pacientes de hospital público localizado em clima tropical”, 8º Congresso Iberoamericano de Engenharia Mecânica, Cusco, Perú, 2007.

BRIOSCHI, M.L. Imagem infravermelha no estudo diagnóstico da fibromialgia. Tese (Pós-doutorado) -Departamento de Neurologia, Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2007.

BRIOSCHI, M.L. Imagem infravermelha no estudo diagnóstico da fibromialgia. Tese (Pós-doutorado) -Departamento de Neurologia, Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2007. BRIOSCHI, M.L. et al. Documentação da síndrome dolorosa miofascial por imagem infravermelha. *Acta Fisiatr.*, São Paulo, v.14, p.41–48, 2007a.

BRIOSCHI, M.L. et al. Infrared imaging use in rheumatology. *Rev. Bras. Reumatol.*, Campinas, v.47, p.42-51, 2007b.

BRIOSCHI, M. L.; MACEDO, J. F.; MACEDO, R. A. C. Termometria cutânea: novos conceitos. *J Vasc Br*, v. 2, n. 2, p. 151-160, 2003.

Bassett LW, Farria DM, Bansal S, Farquhar MA, Wilcox PA, Feig SA. Reasons for failure of a mammography unit at clinical image review in the American College of Radiology Mammography Accreditation Program. *Radiology*. 2000;215:698-702.

BELTRÃO-BRAGA, P. C. B.; TEIXEIRA, V. R.; CHAMMAS, R. **Aspectos Moleculares da Transformação Celular: Conceitos e Implicações**. In: WAITZBERG, D. L. *Dieta, Nutrição e Câncer*. São Paulo: Atheneu, 2004. cap. 6, p.79-87.

BERUBE M, CURPEN B, UGOLINI P, LALONDE L, OUMET- Oliva D. Level of suspicion of a mammographic lesion: use of features defined by BI-RADS lexicon and correlation with large-core breast biopsy. *Can Assoc Radiol J* 1998;49:223–8.

BOQUETE, Luciano. ORTEGA, Sergio. MIGUEL-JIMÉNEZ, Juan Manuel. RODRÍGUEZ-ASCARIZ, José Manuel. BLANCO, Román. **Automated Detection of Breast Cancer in Thermal Infrared Images, Based on Independent Component Analysis.**2010

BRONZINO, J. D. (Ed.), **Medical Devices and Systems** ( Biomedical Engineering Handbook), Ed. J. D. Bronzino, Publ. Taylor & Francis, pp. 25.1–25.20, 2006.

CHI-SHIH YANG, Ming-Yih Lee, **Parametric data mining and diagnostic rules for digital thermographs in breast cancer**, in: 30th Annual International Conference of the IEEE, Engineering in Medicine and Biology Society, 2008, pp. 98–101.

CHOI, S. W. ; MASON, J.B. ; **Effects on Pathways of Colorectal Carcinogenesis**, *J Nutr.* 2002 Aug;132 (8 Suppl):2413S-2418S.

DERENIAK, E. L.; BOREMAN G. D. *Infrared Detectors and Systems*. United States of America: Wiley-Interscience, 1996.

D'ORSI CJ. The American College of Radiology mammography lexicon: an initial attempt to estandardize terminology. *AJR* 1996;166:779–80.

DERSHAW D.D. Needles and biopsy probes. In: Dershaw DD, editor. *Imaging-guided interventional breast techniques*. New York: SpringerVerlag; 2003. p. 69–86.

E.Y.K. Ng, N.M.Sudharsan, 2010;**An improved three-dimensional direct numerical modelling and thermal analysis of a female breast with tumour**, *Proc. Inst. Mech.Eng.[H]*2152006) 25–37.

FITZAL F, SPORN EP, DRAXLER W, MITTLBÖCK M, TAUCHER S, RUDAS M, et al. Preoperative core needle biopsy does not increase local recurrence rate in breast cancer patients. *Breast Cancer Res Treat.* 2006;97(1):9-15.

FAHRBACH K, SLEDGE I, CELLA C, LINZ H, ROSS SD. A comparison of the accuracy of two minimally invasive breast biopsy methods: a systematic literature review and meta-analysis. *Arch Gynecol Obstet*. 2006;274(2):63-73.

FARRIA D.M., BASSET L.W., KIMME-SMITH C. , DEBRUHL N. Mammography quality assurance from A to Z. *RadioGraphics* 1994;14:371–85.

Fawcett, T. (2006) An introduction to ROC Analysis. In *Pattern Recognition Letters*, v. 27, pages 861-874.

FLIR Systems, ThermaCAMTM T420, Manual do operador, abril 2014, publ. n° 1 558 007.

GARCIA, A. R. F.; CARVALHO, M. de. N. C.; OLIVEIRA, de. L. C.; RODRIGUES, C. S. dos. C. **Papel do Folato na Prevenção do Câncer. Nutrição em Pauta**, São Paulo, n. 86, p.5-10, set./out. 2007.

GAUTHERIE M., **“Thermopatology of breast cancer: measurement and analysis of in vivo temperature and blood flow,”** *Ann. New York Acad. Sci.*, Vol. 335, pp. 383-415, 1980.

GAUTHERIE M., Gros C.M., **“Breast thermography and cancer risk prediction,”** *Cancer*, Vol. 45, N° 1, pp. 51-56, 1980.

GONZÁLEZ, F. J. **Non-invasive estimation of the metabolic heat production of breast tumors using digital infrared imaging.** *QIRT Journal*. Volume 8 – N° 2/2011, pages 139 to 148. 2011

GONZÁLEZ F.J., **“Thermal Simulation of Breast Tumors,”** *Revista Mexicana de Física*, Vol. 53, N° 4, pp. 323–326, 2007.

GORE J.P., Xu L.X., **“Thermal Imaging for Biological and Medical Diagnostics,”** in *Biomedical Photonics Handbook*, CRC Press, Ch. 17 pp. 17, 2003.

GROS, C. Gautherie, M., **Breast thermography and cancer risk prediction,** *Cancer* 45 (1980) 51–56.

GUYTON, A.C.; HALL, J.E. **Tratado de Fisiologia Médica.** 11ª ed. Rio de Janeiro, Elsevier Ed., 2006.

Harvey JA, Nicholson BT, Cohen MA. Finding early invasive breast cancers: a practical approach. *Radiology*. 2008;248:61-76.

INCA – Instituto Nacional de Câncer (2014). Incidência de câncer no Brasil: estimativa 2014. Recuperado em 18 de março de 2015, de <http://www.inca.gov.br/estimativa/2014/>.

INCROPERA F. P.; **Fundamentals of heat and mass transfer**, J. Wyley & Sons, USA, 2007.

JASZCZAK, P. Blood flow rate, temperature, oxygen tension and consumption in the skin of adults measured by a heated microcathode oxygen electrode. *Dan. Med. Bull.*, Copenhagen, v.35, p.322-334, 1988.

JANG M, CHO N, MOON WK, PARK JS, SEONG MH, PARK IA. Underestimation of atypical ductal hyperplasia at sonographically guided core biopsy of the breast. *AJR Am J Roentgenol*. 2008;191(5):1347-51.

KOAY, J.; HERRY, C.; FRIZE, M. Analysis of breast thermography with an artificial neural network. In: ANNUAL INTERNATIONAL CONFERENCE OF THE IEEE EMBS, 26., 2004. p.1-5, 2004.

KAPOOR, P., Prasad, S.V.A.V ,2010, **Image Processing for Early Diagnosis of Breast Cancer Using Infrared Images**, 2010 IEEE, vol 3, 564-566

KEYSERLINGK, J.R. Ahlgren, . P.D, Yu, E. Belliveau, N., **Infrared imaging of breast: Initial reappraisal using high-resolution digital technology in 100 successive cases of stage I and II breast cancer**, *The Breast Journal* 4 (4) (1998) 241–251.

LEHNINGER, A.L.; NELSON, D.I.; COX, M.M. **Princípios de bioquímica**. São Paulo: Sarvier, 2002.

LIBERMAN, L., ERNBERG, L.A., HEERD, A., et al. Palpable breast masses: is there a role for percutaneous imaging-guided core biopsy? *AJR Am J Roentgenol*. 2000;175:779–87.

LIBERMAN, L., FENG, T.L., DERSHAW, D.D., et al. US-guided core breast biopsy: use and cost-effectiveness. *Radiology*. 1998;208:717–23.

LIBERMAN, L. Centennial dissertation. Percutaneous imaging-guided core breast biopsy: state of the art at the millennium. *AJR Am J Roentgenol*. 2000;174:1191–9.

LIBERMAN L, DERSHAW DD, ROSEN PP, et al. Stereotaxic 14-gauge breast biopsy: how many core biopsy specimens are needed? *Radiology*. 1994; 192:793–5.

MITAL, M. M. S. Thermal detection of embedded tumors using infrared imaging. 113 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Setor de Tecnologia, Virginia Polytechnic Institute and State University, 2004.

MANU MITAL, Ramana M. Pidaparti, Breast tumor simulation and parameters estimation using evolutionary algorithms, *Model. Simul. Eng.* 2008 (2008), (Article ID: 756436).

MANU MITAL, Ramana M. Pidaparti, **Breast tumor simulation and parameters estimation using evolutionary algorithms**, *Model. Simul. Eng.* 2008 (2008), (Article ID: 756436).

Moghbel, M. e Mashohor, S. (2011) “A review of computer assisted detection/diagnosis (CAD) in breast thermography for breast cancer detection”, *Artificial Intelligence Review*, Springer Netherlands, pp. 1-9. Acesso em 20/11/2011, disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1007/s10462-011-9274-2>>.

MÉDICA, Imagenologia, <http://www.imagenologia.com.br/pdf/Mamografia-Digital-Convencional.pdf>, 2014

MITRA, S., Balaji, C., 2010, **A neural network based estimation of tumour parameters from a breast thermogram**, *International Journal of Heat and Mass Transfer* 53 (2010) 4714–4727

Ng, E.Y.-K., 2009, **A review of thermography as promising non-invasive detection modality for breast tumor**, *International Journal of Thermal Sciences* 48 (2009) 849– 859

NG, E.Y.K., SUDHARSAN, N.M., “An Improved Three-Dimensional Direct Numerical Modelling and Thermal Analysis of a Female Breast With Tumour”, *Proc. Instn Mech Enghs*, vol. 215, pp. 25-36, 2001.

NG, E. A review of thermography as promising non-invasive detection modality for breast tumor. *International Journal of Thermal Sciences*, vol. 48, pp.849-859, 2008.

Neves, L. A., Oliveira, F. R., Peres, F. A., Moreira, R. D., Moriel, A. R., de Godoy, M. Dimensão Fractal: Quantificação dos Comportamentos de Nódulos Mamários Malignos e Estruturas Adjacentes. Universidade Federal do ABC (UFABC) – Santo André, SP – Brasil, 2009.

OREL SG, KAY N, REYNOLDS C, SULLIVAN DC. BIRADS categorization as a predictor of malignancy. *Radiology* 1999;211:845–50.

Paulina González M, Patrícia Arancibia H, Teresa Taub E, Alejandra López P, Maria Elisa Droguett I. Indicações de Ressonância Magnética Mamária. *Revista HCUCh* 2006; 17: 317 – 22.

PARISKY YR, Sardi A, Hamm R, Hughes K, Esserman L, Rust S, Callahan K: **Efficacy of computerized infrared imaging analysis to evaluate mammographically suspicious lesions.** *AJR* 2003, 180:263-269.

PARUCH, M, Majchrzak, E. , 2007, **Identification of tumor region parameters using evolutionary algorithm and multiple reciprocity boundary element method,** *Engineering Applications of Artificial Intelligence* 20 (2007) 647–655 .

PENNES H.H., “**Analysis of tissue and arterial blood temperatures in the resting human forearm**”, *J. Appl. Physiol.*, Vol. 1, pp. 93–122, 1948.

RYAN, T.J. *Dermal vasculature physiology and biochemistry of the skin.* Oxford, 1982.

RING, E.F.J. A new quantitative method in the evaluation of the stress effect on the vascular activity of the hand. *Acta Thermographica*, Padova, v.5, n.3, p.173, 1980d.

BRASIL. Ministério da Saúde, [http://bvsmms.saude.gov.br/bvs/publicacoes/acoes\\_enfermagem\\_controle\\_cancer.pdf](http://bvsmms.saude.gov.br/bvs/publicacoes/acoes_enfermagem_controle_cancer.pdf) ,2014.

SILVA, M. K. da, “Estudo de Modelagem Numérica Tridimensional de Ciclones do Tipo Lapple para Separação Gás-Sólido”, (Dissertação de mestrado – Departamento de Engenharia Química/ Universidade Federal de Santa Catarina), Santa Catarina, 79p., 2006.

SOCIEDADE BRASILEIRA DE MASTOLOGIA. Ultrassonografia Mamária (2011). Disponível em <http://www.sbmastologia.com.br/cancer-de-mama/rastreamento-diagnostico-cancer-de-mama/ultrassonografia-mamaria-16.htm> (acesso em 04 out 2014).

SILVA, S.V.,2010, **Reconstrução da Geometria da Mama a partir de Imagens Termográficas**, Tese de Doutorado submetida ao Curso de Pós-graduação em Computação da Universidade Federal Fluminense.

UEMATSU, S. et al. **Thermography as a diagnostic aid: A commentary on experimental methods**, data interpretation and conclusions. Thermology, v.1, p.55-58, 1985.

USHIDA I et al. **Quantitative diagnosis of breast thermograms by a computer**. Nippon Igaku Hoshasen Gakkai Zasshi. v.25, p.401-411, 1979.

VARGAS, J.V.C. et al. **Normalized methodology for medical infrared imaging**, Infrared Physics & Technology, New York, v.52, p. 42-47, 2009.

ZOU, K. H., O'MALLEY, A. J, e MAURI, L. Statistical Primer for Cardiovascular Research: Receiver-Operating Characteristic Analysis for Evaluating Diagnostic Tests and Predictive Models. Circulation, Vol. 115, pp. 654-657, 2007.

ZHU, L. et al. A new fundamental bioheat equation for muscle tissue –part II: temperature of SAV vessels. J. Biomech. Eng., New York, v.124, p.121-132, 2002.

WEINBAUM, S.; JIJI, L.M.; LEMONS, D.E. Theory and experiment for the effect of vascular microstructure on surface tissue heat transfer-Part I: Anatomical foundation and model conceptualization. J. Biomech. Eng., New York, v.106, p.321-330, 1984.

WANG J., Chang K.J., Chen C.J., Chien K.L., Tsai Y.S., Wu Y.M., Teng Y.C., Shih T.T.F., **“Evaluation of the diagnostic performance of infrared imaging of the breast: a preliminary study”**, Biomedical Engineering Online, Vol. 9 N° 4, 2010.  
<http://www.biomedical-engineering-online.com/content/9/1/3>

WIELGUS E, Pawlicki K, Kawa A, Wloch S, Kaminski M. **Fractal analysis of placenta mature villi in healthy, smoking and nonsmoking women**. Med Sci Monit. 2000;6(2):271-7

WILL, BP, Berthelot JM, Le Petit C, Tomiak EM, Verma S, Evans WK. **Estimates of the lifetime costs of breast cancer treatment in Canada**. Eur J Cancer 2000;36:724-35.

WANG, Jane, King-Jen Chang, Chin-Yu Chen, Kuo-Liong Chien, Yuh-Show Tsai, Yuh-Ming

Wu, Yu-Chuan Teng and Tiffany Ting-Fang Shih. **Evaluation of the diagnostic performance of infrared imaging of the breast: a preliminary study**. 2010

WILLIAMS, K. L.; HANDLEY, R.S.; WILLIAMS, F.L. Infrared thermometry in the diagnosis of breast disease. Lancet, London, v.2, n.7217, p.1378-1381, 1961.

Youk JH, Kim EK, Ko KH, Kim MJ. Assymetric mammographic findings based on the fourth edition of BI-RADS: types, evaluation, and management. Radiographics. 2009;29(1):e33. Epub.




ANEXOS


Anexo I


Paracer da Comissão de Ética

Saúde

BRASIL

 principal

 central de suporte

 sair

Gilmar Guimarães - Pesquisador | V2.20

Cadastros

Sua sessão expira em: 39min 53

Você está em: Pesquisador > Gerir Pesquisa

GERIR PESQUISA

Para cadastrar um novo projeto, clique aqui: [Nova Submissão](#) Para cadastrar projetos aprovados anteriores à Plataforma Brasil, clique aqui: [Projeto anterior](#)

Projetos de Pesquisa:

Titulo da Pesquisa:

Número CAAE:

Pesquisador Responsável:

Última Modificação:

Tipo de Submissão:

Palavra-chave:

Selecione

Situação da Pesquisa

☒ Marcar Todas

☒ Aguardando para Tramitar

☒ Aprovado

☒ Em Apreciação Ética

☒ Em Edição

☒ Em Recepção e Validação Documental

☒ Não Aprovado - Não Cabe Recurso

☒ Não Aprovado na CONEP

☒ Não Aprovado no CEP

☒ Pendência Documental Emitida pela CONEP

☒ Pendência Documental Emitida pelo CEP

☒ Pendência Emitida pela CONEP

☒ Pendência Emitida pelo CEP

☒ Recurso Não Aprovado no CEP

☒ Recurso Submetido ao CEP

☒ Recurso Submetido à CONEP

☒ Retirado

☒ Retirado pelo Centro Coordenador

Buscar Projeto de Pesquisa

Limpar

Projeto de Pesquisa:

Tipo	Número CAAE	Titulo da Pesquisa	Pesquisador Responsável	Versão	Ultima Modificação	Situação	Gestão da Pesquisa
P	15076013.5.0000.5152	AQUISIÇÃO DE IMAGENS TERMOGRÁFICAS PARA A IDENTIFICAÇÃO PRECOCE DO CÂNCER DE MAMA	Gilmar Guimarães	4	02/12/2013	Aprovado	