

**UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARANÁ**

**GLADIS APARECIDA GALINDO REISEMBERGER DE SOUZA**

**ANÁLISE E TRIAGEM DE TUMOR BENIGNO DE MAMAS  
A PARTIR DE IMAGEM INFRAVERMELHA**

**CURITIBA**

**2014**

**GLADIS APARECIDA GALINDO REISEMBERGER DE SOUZA**

**ANÁLISE E TRIAGEM DE TUMOR BENIGNO DE MAMAS  
A PARTIR DE IMAGEM INFRAVERMELHA**

Dissertação aprovada como requisito parcial à obtenção do grau de Mestra em Engenharia Mecânica do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal do Paraná, na área de concentração em Fenômenos de Transporte e Mecânica dos Sólidos.

Orientador: Prof. Dr. José Viriato Coelho Vargas

Coorientador: Prof. Dr. Marcos Leal Brioschi

**CURITIBA**

**2014**

---

S729a

Souza, Gladis Aparecida Galindo Reiserberger de  
Análise e triagem de tumor benigno de mamas a partir de imagem  
infravermelha/ Gladis Aparecida Galindo Reiserberger de Souza. – Curitiba,  
2014.

83 f. : il. color. ; 30 cm.

Dissertação - Universidade Federal do Paraná, Setor de Tecnologia,  
Programa de Pós-graduação em Engenharia Mecânica, 2014.

Orientador: José Viriato Coelho Vargas – Co-orientador: Marcos Leal  
Brioschi.

Bibliografia: p. 70-75.

1. Mamas - Tumores. 2. Método do gradiente conjugado. 3.  
Espectroscopia de infravermelho. I. Universidade Federal do Paraná.  
II. Vargas, José Viriato Coelho. III. Brioschi, Marcos Leal . IV. Título.

CDD: 618.190754

---

## TERMO DE APROVAÇÃO

GLADIS APARECIDA GALINDO REISEMBERGER DE SOUZA

ANÁLISE E TRIAGEM DE TUMOR BENIGNO DE MAMAS A PARTIR  
DE IMAGEM INFRAVERMELHA

Dissertação aprovada como requisito parcial à obtenção do grau de Mestra em Engenharia Mecânica do Curso de Mestrado do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal do Paraná, na área de concentração Fenômenos de Transporte e Mecânica dos Sólidos.

Banca Examinadora:



Prof. Dr. Eduardo Borba Neves  
UTFPR



Prof. Dr. André Bellin Mariano  
UFPR



Prof. Dr. Rudmar Serafim Matos  
UFPR

Curitiba, 2 de setembro de 2014.

## DEDICATÓRIA

Ao pai celestial

Com grande carinho dedico esta dissertação àquele que dedicou-se  
com muito amor aos estudos da Engenharia Mecânica;  
Anjo Kawe Kallai, in memoriam,  
morador do céu, junto com os anjos de luz.

À minha família, com muito amor.

-

“Ainda que eu falasse a língua dos anjos  
e falasse a língua dos homens, sem amor, eu nada seria!

(Apostolo Paulo. Adaptado por Renato Russo)

## AGRADECIMENTOS

À Deus.

Ao meu Orientador, Professor Dr. José Viriato Coelho Vargas, pelos ensinamentos que me fizeram evoluir e pelo carinho que dedica à pesquisa.

Ao meu Co-orientador Professor Dr. Marcos Leal Brioschi, pelo incentivo, paciência e ensinamentos na área de Termografia.

Aos Professores do PGMEC e da UFPR pelos ensinamentos e pela dedicação com seus alunos.

Ao Engenheiro Mecânico Professor e Mestre - UTFPR, Antônio Araújo, pelo companheirismo, por me ajudar a subir o primeiro degrau do conhecimento no Mestrado.

À minha equipe de pesquisa, Keli Moraes e Fernanda Natacha, pelo companheirismo e dedicação; assim como ao médico e companheiro de equipe Dr. Carlos Dalmaso Neto

À Doutoranda, Msc. Ana Paula Christakis, UTFPR, pelo companheirismo e apoio.

Aos meus pais queridos; assim como ao meu esposo, filhos, genros e nora, pela paciência, amor e companheirismo, o que me ajudou a trilhar o caminho dos estudos.

Aos meus amigos que estiveram comigo em todos os momentos da caminhada, especialmente à Pierina Casilli de Barros e à Maria Izabel Dec de Oliveira, amigas que tanto me apoiaram.

À todos que participaram desta jornada maravilhosa que é a realização de um sonho.

Ao CNPq pela bolsa concedida para a realização desta pesquisa.

Agradeço a oportunidade de ter cursado o Mestrado no Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica UFPR, onde aprendi coisas tão interessantes e novas para mim.

## **EPIGRAFE**

Cada pessoa deve trabalhar para o seu aperfeiçoamento e,  
ao mesmo tempo, participar da responsabilidade  
coletiva por toda a humanidade.

Marie Curie

A mente que se abre a uma nova idéia  
jamais voltará ao seu tamanho original.

Albert Einstein

## RESUMO

Nos últimos anos, com o desenvolvimento de câmeras de infravermelho modernas, a utilização de exames por imagem térmica vem sendo amplamente utilizada na Medicina. A técnica não é invasiva, não existe emissão de radiação ionizante, é um exame inócuo, indolor, de baixo custo, rápido na captura de imagens e de ampla aplicação. No entanto existem alguns fatores, que podem interferir nos resultados, os quais são a temperatura ambiente, o metabolismo e a temperatura central do indivíduo. Entretanto, na Engenharia é um campo bem estabelecido. Em função dos problemas detectados no estado-da-arte da Medicina, identificou-se que a contribuição de metodologias hoje bem estabelecidas na Engenharia pode vir a transformar a imagem infravermelha em um método de triagem e monitorização eficiente. Este trabalho teve como objetivo geral a investigação e a viabilidade do uso da imagem infravermelha para análise, triagem e acompanhamento de tratamento de lesões benignas em mamas. Os principais temas abordados na metodologia foram o aparato experimental, a definição dos grupos de trabalho, proposição de metodologia normalizada para análise do campo de temperaturas superficial em mamas, a verificação da eficácia do método de gradientes conjugados (que compara valores em regiões simétricas) para triagem, definição de faixas de normalidade para os termogramas de mamas. Os resultados compararam mamas saudáveis com mamas com lesões benignas, utilizando recursos matemáticos para normalização de temperaturas e método de gradientes conjugados apresentados neste trabalho. Constatou-se estatisticamente que há diferença significativa entre o grupo de controle com 32 voluntárias e o grupo de 17 pacientes diagnosticados com lesões benignas de mama. Os resultados mostraram que o método com base nos valores de  $\Delta \bar{\Theta}$  das regiões de interesse foi capaz de identificar anormalidades nas mamas em 15 dos 17 pacientes (88,2%). Em conclusão, verificou-se a ocorrência de 11,8% de falsos negativos (2 em um grupo de 17 pacientes) neste trabalho. No entanto, os métodos consagrados de triagem, como a ultrassonografia e a mamografia também apresentam taxas de falsos negativos da mesma ordem. Assim, espera-se que a metodologia de gradientes conjugados possa vir a contribuir para tornar a análise via infravermelha uma ferramenta mais confiável em medicina.

**Palavras-chave:** Lesão benigna em mamas. gradientes conjugados, imagem infravermelha.

## ABSTRACT

In the last years with the development of modern infrared cameras in the utilization of thermo image exams have been widely used in medicine. The thecnic is non invasive, does not exist ionizing radiation, is a innocous exam, painless, low cost, fast in capturing images and of wide application. Nevertheless there is some factors that may intervene in the results which are the environment temperature, the metabolism and central temperature of an individual. However in Engineering is a well established area. Due the problems detected in the state of Medicine art, it has been recognized that the contribution of Methodologies currently well established in engineering might come to turn Infrared images in a precise and efficient primary selection and monitoring method. This work had the general purpose the investigation and the viability of infrared images utilization for analysis, selection and monitoring of treatment of benigne breast lesion. The main topics reported in the methodology were the experimental apparatus, the definition of working groups, proposition of normalized methodology for the analysis of the area of surface temperatures in breasts, the verification of the efficiency of conjugated gradients method (that does compare rates in simetrical locations) for selection and definition of normality zones for breast thermogram. The results compared healthy breasts with benigne lesions breasts using mathematic resources for temperatures normalization and conjugated gradients method showed in this work. It has been statically verified that there is a significant difference between the controlled group with 32 volunteers and the 17 patients diagnosed with benigne breast lesions. The results showed that the method based in values of  $\Delta \bar{\Theta}$  of the concerned areas was capable to identify abnormalities in the breasts of 15 out of 17 patients (88,2%). By conclusion, it has been verified the occurrence of 11,8% of false negatives (2 out of a 17 patients group) in this study. Nevertheless, the already established sorting methods such as ultrasound and the mammography also bring rates of false negatives of same nature. Therefore, it is expected that the methodology of conjugated gradients might contribute to turn infrared analysis a more reliable tool in medicine.

**Keywords:** Benigne lesion in breasts. conjugated gradients. infrared image.

## LISTA DE SÍMBOLOS

IIV	Imagem infravermelha
HDI	Índice de distribuição térmica, °C
LDL	Linfócitos de baixa densidade
$B_T$	Erro intrínseco do equipamento, indicado pelo fabricante
$P_T$	Limite de precisão das medições
$U_T$	Incerteza das medidas de temperatura via infravermelho
T	Temperatura cutânea superficial em um determinado ponto, °C
TI	Índice termográfico, °C
$T_b$	Temperatura corporal central, °C
$\Delta T$	Diferença de temperatura
$\Delta \bar{\theta}$	Delta teta médio, adimensional
$\Delta \theta$	Diferenças entre duas temperaturas adimensionais
$\Delta T_n$	Índice termográfico normalizado, °C
$\theta$	Temperatura adimensional
$\bar{\theta}$	Temperatura adimensional média
$Tc^{99m}$	Metaestável isómero nuclear do tecnécio-99
Q	Fluxo de radiação pele - câmera
F	Representa a fração da energia radiante total emitida pela pele em todas as direções que atinge a câmera.
°C	Graus Celsius
K	Kelvin
$\varepsilon$	Pele, emissividade da pele
$\sigma$	Desvio padrão
Tt	Temperatura via termistor
Tc	Temperatura via câmera
$U\Delta\theta$	Incerteza
$P_{\Delta\theta}$	Erro
R	Resistência ( $\Omega$ )
$\beta$	Constante adimensional

## LISTA DE SIGLAS

BI-RADS	Breast Imaging Reporting and Data System
CEP	Comitê de Ética e Pesquisa em Seres Humanos
PGMEC	Pós graduação em Engenharia Mecânica
FIR	faixa do infravermelho distante
HC	Hospital de Clínicas
IIV	imagem infravermelha
NPDEAS	Núcleo de Pesquisa e Desenvolvimento em Energia Autossustentável
RM	Ressonância magnética
TC	Tomografia computadorizada
US	Ultrassonografia
UFPR	Universidade Federal do Paraná

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

FIGURA 2.1 - Divisão do ser humano em planos de análise.....	24
FIGURA 2.2 -Assimetria termovascular de mamas.Hiper-radiação axilar direita e vascular irregular em quadrante superior esquerdo (QSL) da mama direita, dTmax + 0,8°C, moderado grau de atividade metabólica. Retração com perda do contorno da mama direita.....	24
FIGURA 2.3 - Esquema de Termorregulação do corpo.(Adaptado de: Revista Neurociências V13 N3 (supl-versão eletrônica) – jul/set, 2005).....	27
FIGURA 2.4 - Termograma na cor cinza invertido, demonstrando veias e vasos mamários...28	
FIGURA 2.5 - Assimetria de temperaturas nas mamas em avaliação por Termografia.....	28
FIGURA 2.6 Mamas em posição ântero posterior (ap), com visão de veias, artérias e vasos linfático.....	29
FIGURA 3.1 - Câmeras utilizadas no experimento, FLIR T400 e SAT S160.....	33
FIGURA 3.2 - Definição da região de interesse para medição do campo de temperaturas.....	38
FIGURA 3.3 - Instrumento utilizado para medição de temperatura corporal. A – Multímetro; B – Termistor.....	44
FIGURA 3.4 - Termograma de mamas para análise de temperaturas durante ciclo Menstrual.....	46
FIGURA 3.5 - Distribuição normal unimodal simétrica com representação do desvio Padrão.....	47
FIGURA 3.6 - Distribuição com ausência de claras assimetrias localizadas de temperatura em mamas saudáveis .....	48
FIGURA 3.7 - Distribuição com presença de claras assimetrias localizadas de temperatura em mamas com diagnóstico por biópsia.....	48
FIGURA 4.1 - Gráfico do tipo Dispersão, referente à tabela 4.5, indicando a diferença de temperatura entre a medição pelo termistor e pela câmera de imagem infravermelha, em diferentes partes do corpo.....	55
FIGURA 4.2 - Incerteza padrão referente à média da diferença de temperatura – 1: Mão Esquerda, 2: Mão Direita, 3: Pé Esquerdo, 4: Pé Direito, 5: Mama Esquerda, 6: Mama Direita, 7: Braço Esquerdo, 8: Braço Direito.....	57
FIGURA 4.3 - Gráfico da avaliação de mamas com indicativo de lesão, demonstrando a faixa de normalidade $\lambda$ . Valores de P (numero de pacientes) .....	61

FIGURA 4.4 - Paciente 266, mamas analisadas pelo método T. global (circulo na mama inteira), pela região da área de interesse e com círculos em várias áreas de assimetrias de cores,respectivamente.....	63
FIGURA 4.5 - Gráfico de resultados da Paciente 01-Temperatura adimensional –Voluntária com 13 anos de idade, possui ciclo irregular normal de aproximadamente 30 dias.....	64
FIGURA 4.6 - Gráfico de resultados da Paciente 02-Temperatura adimensional - Voluntária com 29 anos de idade, possui ciclo regular normal de aproximadamente 26 dias.....	64
FIGURA 4.7 - Gráfico de resultados da Paciente 03-Temperatura adimensional – voluntária com 18 anos de idade com ciclo regular normal de aproximadamente 27 dias.....	64
FIGURA 4.8 - Gráfico Box Plot das análises de sete voluntárias durante um ciclo menstrual completo (mês).....	65
FIGURA 4.9 -Paciente voluntária código 03 - Termograma do primeiro dia do ciclo menstrual, paleta Iron.....	66

## LISTA DE TABELAS

TABELA 4.1- Gradientes de temperaturas adimensionais em diferentes regiões do corpo, em quatro voluntárias – câmera SAT.....	50
TABELA 4.2 - Gradientes de temperaturas adimensionais em diferentes regiões do corpo, em quatro voluntárias – câmera FLIR.....	51
TABELA 4.3 - Compilação das medições de diferenças de temperaturas Adimensionais em diferentes regiões do corpo, em quatro voluntárias com as Câmeras SAT e FLIR.....	52
TABELA 4.4 - Teste t de Student - referente à comparação das câmeras FLIR e SAT.....	53
TABELA 4.5 - Dados da diferença temperatura de medição, em quatro partes do corpo.....	54
TABELA 4.6 - Dados referentes ao cálculo do erro sistemático da câmera SAT.....	56
TABELA 4.7 - Dados de idade e diferença de temperatura adimensional do grupo controle composto por 32 pacientes com mamas saudáveis.....	58
TABELA 4.8 - Faixa de normalidade $\lambda$ obtida pelo grupo de controle via $\Delta T \pm 2\sigma \Delta T$ .....	59
TABELA 4.9 - Grupo de lesões benignas de mamas – Temperatura global e Temperatura da área de interesse.....	60
TABELA 4.10 - Média das temperaturas adimensionais do grupo lesões benignas.....	60
TABELA 4.11 - Teste t de Student, referente às comparações dos resultados dos grupos lesões benignas e grupo controle.....	62

## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO.....</b>	<b>15</b>
1.1	MOTIVAÇÃO.....	15
1.2	A IMAGEM INFRAVERMELHA EM MEDICINA.....	16
1.3	ORGANIZAÇÃO DA DISSERTAÇÃO.....	17
<b>2</b>	<b>REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....</b>	<b>18</b>
2.1	IMAGEM INFRAVERMELHA (IIV) OU TERMOGRAFIA.....	18
2.2	MÉTODOS DE ANÁLISE DE IMAGEM INFRAVERMELHA.....	18
2.3	SIMETRIA BILATERAL.....	23
2.3.1	O uso da simetria bilateral para a termografia de mama.....	24
2.4	FÍSICA DAS RADIAÇÕES.....	25
2.5	TERMORREGULAÇÃO.....	26
2.6	PADRÃO TERMOVASCULAR DE MAMAS.....	27
2.7	FIBROADENOMA DE MAMAS.....	29
2.8	DESAFIOS.....	30
2.9	OBJETIVOS.....	31
2.9.1	Objetivo geral.....	31
2.9.2	Objetivos específicos.....	31
<b>3</b>	<b>MATERIAIS E MÉTODOS.....</b>	<b>32</b>
3.1	APARATO EXPERIMENTAL.....	32
3.1.1	Utilização das câmeras.....	32
3.2	DEFINIÇÃO DOS GRUPOS DE TRABALHO.....	33
3.2.1	Critérios de inclusão.....	34
3.2.2	Critérios de exclusão.....	35
3.3	PROPOSIÇÃO DE METODOLOGIA NORMALIZADA PARA ANÁLISE DO CAMPO DE TEMPERATURAS SUPERFICIAL EM MAMAS.....	35
3.3.1	Descrição da metodologia normalizada para análise do campo de temperaturas Superficial nas mamas.....	36
3.3.2	Tamanho amostral.....	40
3.3.3	Reprodutibilidade de imagens termográficas.....	41
3.3.4	Avaliação do erro sistemático da câmera infravermelha.....	42

3.3.5	Análise de incertezas.....	44
3.4	MAMAS E O CICLO MENSTRUAL.....	45
3.5	DEFINIÇÃO DE FAIXAS DE NORMALIDADE PARA OS TERMOGRAMAS DE MAMAS.....	46
3.6	VERIFICAÇÃO DA EFICÁCIA DO MÉTODO DE GRADIENTES CONJUGADOS PARA TRIAGEM.....	47
<b>4</b>	<b>RESULTADOS E DISCUSSÃO .....</b>	<b>49</b>
4.1	COMPARAÇÃO DE MEDIÇÕES ENTRE AS CÂMERAS SAT E FLIR.....	49
4.2	REPRODUTIBILIDADE NA AQUISIÇÃO DE IMAGENS POR INFRAVERMELHO .....	53
4.3	DETERMINAÇÃO DO ERRO SISTEMÁTICO DA CÂMERA INFRAVERMELHA.....	54
4.4	GRUPO CONTROLE.....	57
4.5	GRUPO COM LESÕES BENIGNAS.....	59
4.5.1	Temperatura global e de regiões nas áreas de interesse, baseada em assimetrias Localizadas nas mamas.....	62
4.6	MAMAS E CICLO MENSTRUAL.....	63
<b>5</b>	<b>CONCLUSÃO .....</b>	<b>67</b>
5.1	CONSIDERAÇÕES FINAIS.....	67
5.2	SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS.....	69
	<b>REFERÊNCIAS.....</b>	<b>70</b>
	<b>APÊNDICE 1 - PROTOCOLO PARA EXAME E DIAGNÓSTICO DE MAMAS POR TERMOGRAFIA.....</b>	<b>76</b>
	<b>ANEXO 1.....</b>	<b>78</b>
	<b>ANEXO 2.....</b>	<b>80</b>
	<b>ANEXO 3 .....</b>	<b>81</b>

## 1 INTRODUÇÃO

### 1.1 MOTIVAÇÃO

Câncer é o nome dado a um conjunto de mais de 100 doenças que têm em comum o crescimento desordenado (maligno) de células que invadem os tecidos e órgãos, podendo espalhar-se (metástase) para outras regiões do corpo. Dividindo-se rapidamente, estas células tendem a ser muito agressivas e incontroláveis, determinando a formação de tumores (acúmulo de células cancerosas) ou neoplasias malignas. Por outro lado, um tumor benigno significa simplesmente uma massa localizada de células que se multiplicam vagarosamente e se assemelham ao seu tecido original, raramente constituindo um risco de vida (INC, 2014).

O câncer de mama é o câncer do tecido da mama. Mundialmente, é a forma mais comum de câncer em mulheres. É a segunda maior causa fatal de tumor em mulheres (depois do câncer do pulmão), e o número de casos vem crescendo significativamente desde 1970, um fenômeno parcialmente relacionado ao estilo de vida moderno. Uma vez que o peito é composto por tecidos idênticos em homens e mulheres, o câncer da mama também ocorre em homens, embora estes casos sejam menos de 1% do total de diagnósticos (HADDAD; DA SILVA, 2001).

Todos os anos ocorrem mais de 1 milhão de casos novos no mundo, tornando o câncer de mama a neoplasia maligna mais comum nas mulheres e sendo responsável por 18% de todos as neoplasias femininas. As estatísticas indicam um aumento de sua frequência deste diagnóstico tanto nos países desenvolvidos quanto nos países em desenvolvimento. É o segundo tipo de câncer mais comum no mundo, depois do câncer de pele (GUERRA; GALLO; MENDONÇA, 2005).

No Brasil é o tipo de câncer mais comum nas mulheres seguido pelos cânceres de colo uterino, cólon e reto, pulmão e estômago. Segundo a OMS esse é um índice similar ao dos países desenvolvidos. É também uma das causas mais comuns de mortes por câncer em mulheres, mesmo não sendo o mais letal, em virtude da grande quantidade de casos. A maioria dos casos de câncer de mama no Brasil ocorrem em São Paulo (39.8% dos casos), depois vem o Rio de Janeiro (28.7%), Rio Grande do Sul (19.8%), Bahia (14.3%), Roraima (9.7%), Pará (7.7%), Acre (4.8%), Rio Grande do Norte (2.1%) e Espírito Santo (0.9%) (GUERRA; GALLO; MENDONÇA, 2005).

No ano de 1990 no Brasil apenas 8% das mulheres acima de 40 anos fizeram mamografias pelo SUS (sistema que atende 70% dos brasileiros) (INCA, 1999). No Hospital do Câncer I do Instituto Nacional de Câncer (INCA1), no ano de 1998, 44,8% das mulheres só foram diagnosticadas no estágio III e 16,3% no estágio IV. Apenas 6,3% foram o seu diagnóstico nos estágios 0 ou I (INCA, 2000).

A susceptibilidade ao câncer de mama ocorre por herança tanto paterna quanto materna, e o risco aumenta de acordo com o número de indivíduos afetados na família. O carcinoma é mais comum em mulheres com sobrepeso (HALBE, 1993).

Em caso de suspeita ou anualmente após os 40 anos deve ser feita uma mamografia, porém, no Brasil, mais de 75% dos mamógrafos estão em clínicas particulares, restritos apenas aos que possuem planos de saúde ou condições financeiras para pagar o exame. A dificuldade na realização de mamografia e a demora no atendimento hospitalar desmotiva muitas mulheres a fazerem diagnósticos preventivos (KOCH; PEIXOTO; NEVES, 2000).

Neste contexto, métodos alternativos e inovadores para triagem de pacientes com queixas poderiam reduzir a quantidade de mulheres que deixam de receber atendimento adequado. Além disso, um diagnóstico preventivo pode indicar que uma lesão de mama detectada por exame clínico (ou exame de toque pela própria paciente) não se trata de um câncer, e sim possivelmente um tumor benigno, que não traz consequências negativas para o paciente.

Este trabalho é motivado pela necessidade demonstrada da sociedade brasileira, e porque não dizer global, de disponibilizar metodologias alternativas e inovadoras para triagem de mamas. Desta maneira, potencialmente, casos que sejam indicadores de tumores benignos poderiam ser separados de malignos em um estágio precoce de seu desenvolvimento, direcionando adequadamente os passos seguintes na abordagem do problema.

## 1.2 A IMAGEM INFRAVERMELHA EM MEDICINA

A técnica de imagem infravermelha (ou termografia) na medicina é ainda uma ferramenta emergente devido às diferenças muito pequenas de temperatura do corpo humano sadio ou enfermo que são dependentes da temperatura ambiente do metabolismo e da temperatura central do indivíduo, portanto, se aproximando do erro intrínseco do instrumento, que é tipicamente da ordem de  $\pm 2^\circ\text{C}$ . No entanto, na área de engenharia é um campo bem estabelecido, uma vez que as diferenças de temperaturas em processos industriais atingem valores bem mais altos do que o do erro do instrumento (e.g., vazamento de calor em uma

caldeira que opera a 800 °C, estando o ambiente a 25 °C), portanto, o erro do instrumento da ordem de  $\pm 2^\circ\text{C}$  não compromete a precisão da análise.

Embora ultrassom, mamografia, ressonância magnética, e outras ferramentas de imagem estrutural se baseiem principalmente em encontrar o tumor, a imagem infravermelha é baseada na detecção do calor produzido pelo aumento da circulação dos vasos sanguíneos e alterações metabólicas associadas à gênese de uma lesão em crescimento. Através da detecção de variações na atividade normal dos vasos sanguíneos, a imagem infravermelha pode encontrar sinais térmicos, sugerindo um estado de células pré-cancerosas na mama ou a presença de um tumor inicial que ainda não está grande o suficiente para ser detectado pelo exame físico, mamografia, ou outros tipos de imagem estrutural (BRIOSCHI, M. L., 2011).

A utilização de um método matemático que possa ser usado para a interpretação das imagens de infravermelho e localização de anormalidades através da leitura de temperaturas, tem o potencial de permitir auxiliar na detecção precoce de tumores com maior segurança mesmo que não haja uma boa nitidez de imagens, o que é comum para as câmeras de preços mais acessíveis. É necessário, no entanto, tornar os dados obtidos na termometria precisos, confiáveis e independentes das condições ambientais e metabólicas do paciente em diferentes situações de aquisição de dados (VARGAS *et al.*, 2009). Este objetivo pode ser alcançado através do tratamento de dados com o uso de uma metodologia matemática inovadora que utiliza gradientes conjugados na detecção de câncer basocelular (FLORES-SAHAGUN *et al.*, 2011).

### 1.3 ORGANIZAÇÃO DA DISSERTAÇÃO

Após a justificativa para este trabalho ter sido apresentada, no capítulo 2 é apresentada uma revisão bibliográfica sobre temas relacionados a esta pesquisa e a partir desta, apresentados os objetivos da Dissertação. No capítulo 3 é mostrado o método dos gradientes conjugados e a metodologia usada neste trabalho. No capítulo 4 são mostrados os resultados obtidos e realizada a discussão dos resultados. No capítulo 5 são apresentadas e discutidas as conclusões e dadas algumas sugestões para trabalhos futuros. Ao final são listadas as referências bibliográficas utilizadas no trabalho e Anexos para esclarecimentos adicionais para a compreensão do trabalho.

## 2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

### 2.1 IMAGEM INFRAVERMELHA (IIV) OU TERMOGRAFIA

A Termografia tem sido amplamente utilizada na área médica (ANBAR *et al.*, 1997; BHATIA, 1996, 2003; CLARK, 2007) incluindo a detecção de câncer de mama, que é o novo foco de muitas pesquisas biomédicas nos últimos anos (AMALU *et al.*, 2006). O termograma mais antigo foi relatado por Lawson (1956,1958), ele observou que a drenagem do sangue venoso no local do câncer é muitas vezes mais quente do que o seu suprimento arterial. No entanto essas medições não foram confirmadas por outros pesquisadores e as descobertas foram assim questionáveis. Termogramas sozinhos não são suficientes para o médico fazer um diagnóstico. As ferramentas como bio-estatística exame clínico e métodos de redes neurais artificiais, por exemplo, são interessantes para analisar os termogramas objetivamente (WIECEK, 2006). Nota-se que estas abordagens podem melhorar a interpretação de imagens térmicas que podem conduzir a uma melhor acurácia diagnóstica da Termografia Infravermelha. Com o uso da imagem térmica para análise na medicina é necessário que suas medidas sejam exatas e precisas. Para isso é necessário que se obedeça a regulamentos e normas para fornecer aos usuários resultados precisos e consistentes. Os padrões das IIV baseiam-se principalmente na física das radiações e termorregulação do corpo (NG, 2009). As análises termográficas devem ser realizadas em um ambiente controlado, devido à natureza da fisiologia humana (MITAL, 2004).

Para a detecção de câncer de mama, principalmente quando o tumor está no seu estágio inicial e em tecido denso, a imagem infravermelha é adequada desde que o equipamento seja de boa capacidade e esteja bem calibrado. De acordo com Keyselingk *et al.*, (2000), o tamanho médio de tumores que podem ser detectados na mamografia é de 1,66 mm enquanto que na termografia é de 1,28 mm. Tumores pequenos podem ser identificados com o uso da termografia devido à alta atividade metabólica de células de tumor, o que leva a um aumento da temperatura local que pode ser detectada no infravermelho.

### 2.2 MÉTODOS DE ANÁLISE DE IMAGEM INFRAVERMELHA

Collins *et al.* (1976) pela primeira vez desenvolveram um método de quantificação térmica por imagem infravermelha baseado na análise multi-isotérmica de áreas articulares pré-definidas. As áreas de cada isoterma, registradas a cada 0,5° C, foram mensuradas dentro

de uma área superficial da articulação. Foi aplicado um fator de peso ( $\Delta T$ ), que tinha um efeito máximo nas temperaturas mais altas. A equação que expressa o cálculo do índice termográfico (TI) é a seguinte:

$$T.I. = \sum \frac{(\Delta T \cdot a)}{A} \quad (2.1)$$

onde,  $\Delta T$  = diferença de temperatura entre a isoterma e um valor de base 26° C;  $a$  = área da região definida por cada isoterma,  $\text{cm}^2$ ;  $A$  = área total pré-definida do termograma,  $\text{cm}^2$ .

Os valores de T.I. das articulações periféricas normais variam entre 0,35 a 2,30, com uma média de 1,20. O grupo de articulações em pacientes com reumatismo, mostrou um índice maior com uma média de 3,96 (RING *et al.*, 1974; COLLINS, 1976). O autor correlacionou com outros índices clínicos – força de apreensão, edema das articulações dos dedos e índice articular – indicando que o índice termográfico é um meio factível e objetivo de mensurar as articulações inflamadas. Porém, a fidedignidade e reprodutibilidade dos resultados dependem de um rigoroso controle da temperatura da sala a 20° C, estabilização térmica da articulação por 15 minutos antes de realizar a imagem e realização do exame na mesma hora do dia devido a variações circadianas termorregulatória do corpo humano (RING *et al.*, 1974; COLLINS, 1976). Um fator de imprecisão também importante, é que as isotermas são consideradas a cada 0,5° C, o que ocasiona dúvida quanto ao método.

Collins *et al.* (1976) fizeram correlações entre os achados termográficos (índice termográfico) e radiológicos em lesões inflamatórias. Concluíram que os dois métodos servem para o diagnóstico complementar. A termografia demonstrando alterações vasculares na fase aguda enquanto a radiologia as mudanças estruturais.

Ring (1977) fez nova revisão baseada na avaliação de 20.000 casos reforçando a importância do método, citando o monitoramento de outras doenças (gota, Doença de Paget) e medicações (metotrexato, triamicinolona hexacetona (BIRD *et al.*, 1977), calcitonina). O autor alerta a necessidade de boa técnica para obtenção de imagem (alinhamento correto das articulações para obtenção das imagens, segundo sua padronização) e enfatiza as imprecisões do método quando não tomado os cuidados de controle da temperatura ambiente e os efeitos do ciclo circadiano. Segundo o autor os índices termográficos articulares flutuam durante um ciclo de 24 horas. As leituras são menores e mais estáveis pela manhã e tem um pico geralmente ao redor do meio dia.

Esselinckx *et al.* (1978) compararam a resposta terapêutica de três análogos de prednisolona intra-articular em 46 pacientes com artrite reumatóide. Os efeitos antiinflamatórios foram avaliados pelo índice termográfico (termografia quantitativa).

Engel (1978, 1980) com experiência de 246 mensurações juntamente com a Sociedade Termográfica Anglo-Alemã (ENGEL *et al.*, 1979) enfatizam a importância do índice termográfico no diagnóstico e controle terapêutico de doenças reumáticas inflamatórias, em que o índice dá informações do local e intensidade da doença. Porém, Engel (1978) propõe correção do índice termográfico com a temperatura retal com o objetivo de aumentar a comparação inter e intra-individual dos termogramas. Engel (1980) também observou o cuidado em evitar erros devido a incorreta seleção de parâmetros na captação de imagem (*level/range*) no aparelho que podem resultar em diferentes temperaturas para as mesmas cores (isotermas).

Diversos estudos seguiram avaliando o efeito de medicações com o índice termográfico. Sendo o mesmo sempre retomando ao índice basal com a remissão dos sintomas (HALL *et al.*, 1979; BACON, DAVIES, RING, 1980; DIEPPE *et al.*, 1980; BEAUDET, DIXON, 1981).

Segundo Ring (1980a) o índice termográfico é um índice numérico válido para avaliar a artrite de articulações periféricas e sua resposta às drogas. Apesar dos resultados poderem variar consideravelmente entre indivíduos, o índice termográfico tem um aumento consistente ao meio dia, definido pelos cronobiologistas como “acrofase”. Este fenômeno foi confirmado em estudos realizados por 3 meses em um mesmo indivíduo (RING, 1980b). As temperaturas no período da tarde não têm, em geral, provado serem tão estáveis quanto da manhã. Por esta razão, o autor adotou como procedimento padrão, a avaliação de drogas em artrites somente no período da manhã, o que limita o método e cria uma incerteza quanto a sua confiabilidade. Outra questão apontada pelo autor é que os valores absolutos do índice termográfico não foram úteis no diagnóstico, apesar dos pacientes com osteoartrite apresentarem índices maiores que os normais e menores dos com artrite reumatóide (200 mensurações).

Ring (1980c) descreveu a avaliação de doenças vasoespásticas de mãos e pés e isquêmica periférica de pés após hiperemia reativa ao teste provocativo ao frio moderado por meio do índice termográfico. O autor avaliou a resposta ao tratamento medicamentoso com vasodilatadores e após cirurgia de simpatectomia lombar. Os resultados demonstraram ser um método útil no acompanhamento e avaliação da resposta terapêutica destes pacientes.

Ring (1980d) descreveu novamente a metodologia do índice termográfico aplicada na avaliação da atividade vascular periférica após teste provocativo ao frio, após 3 anos de

experiência com o método. O autor avaliou quantitativamente a resposta a vasodilatadores narcótico e drogas com efeitos  $\beta$ -bloqueadores. Apesar de constatar que o clima (inverno ou verão) não influenciam nos resultados, o mesmo ressalta a importância do controle de temperatura da sala a  $20^{\circ}\text{C} \pm 0,5^{\circ}\text{C}$  e a avaliação entre 9 e 10 horas da manhã.

Salisbury *et al.* (1983) criaram um índice de distribuição térmica (HDI), isto é,  $\pm 1$  d.p. da temperatura cutânea média após avaliarem 618 articulações normais e 1.362 afetadas por sinovite. Nenhuma articulação com achados clínicos de sinovite tinha um padrão térmico normal ao contrário do grupo controle. Como os parâmetros de temperatura têm uma marcante variação diurna, mas uma relativa frequência de distribuição, eles sugeriram a avaliação por meio de um índice de distribuição térmica (HDI) ao invés de valores de temperatura cutânea absoluta como o índice termográfico.

Papadimitriou e Hall (1982), bem como Alexander *et al.* (1984) também corroboraram grande correlação de um índice termográfico composto (Compound Thermographic Index) com linfócitos de baixa densidade (LDL). Os LDL são os marcadores mais precoces detectáveis de ativação inflamatória em pacientes com artrite reumatóide, estão aumentados em pacientes que não respondem clinicamente ao ouro e D-penicilamina e são associados com sucesso terapêutico anti-reumático. Sendo assim, o índice termográfico é considerado pelos mesmos como um marcador de sinovite ativa.

De Silva *et al.* (1986) avaliaram sinovite em 20 pacientes com artrite reumatóide nos quais os joelhos estavam sendo tratados com esteróides intra-articulares por um período de 24 semanas. O índice de distribuição térmica (HDI) teve alta correlação com os achados clínicos e captação de  $\text{Tc}^{99\text{m}}$  ( $p < 0,001$ ). Segundo os autores o HDI é menos afetado por variações térmicas articulares diurnas do que o índice termográfico (TI).

Thomas *et al.* (1989) avaliaram 390 áreas articulares de 15 pacientes com imagem termográfica e cintilografia articular. Eles demonstraram que as diferenças de temperatura ao longo das articulações inflamadas dos joelhos eram independentes da temperatura da sala. Os autores enfatizaram a dificuldade com o uso do valor absoluto do índice termográfico, e a falta de concordância inter-observador devido às variações na padronização da temperatura da sala para exame.

Inoue *et al.* (1990) avaliaram pacientes com artrite reumatóide após 20 minutos de estabilização térmica em uma sala a  $20^{\circ}\text{C}$ . E demonstraram que o HDI foi mais sensível e correlacionou melhor com os achados clínicos (severidade do edema articular) do que o TI.

Torossian, Giard e Cereja (1997) avaliaram por meio do índice termográfico a resposta anti-inflamatória da betametasona em 10 pacientes com sinusite. Nas imagens infravermelhas,

houve uma diminuição significativa entre os índices seio-direito lado-direito com seio-esquerdo lado-esquerdo entre os dias 0 e 10 de  $41,00 \pm 14,07$  para  $7,90 \pm 7,22$  (ANOVA  $p < 0,0001$ ) e de  $30,70 \pm 5,20$  para  $7,90 \pm 6,49$  (ANOVA  $p < 0,0001$ ) respectivamente. Estes achados preliminares demonstraram que em muitos casos a monoterapia fornece uma adequada terapia e rápido controle clínico e termográfico na sinusite aguda.

Cento e dezesseis pacientes com cordão espermático curto foram avaliados por Zieniuk e Zieniuk (1998) por meio de imagem infravermelha. O índice termográfico do escroto apresentou valor maior que o normal em 79% dos pacientes com teratozoospermia, 73% com oligospermia, 59% astenozoospermia. Os autores enfatizaram a necessidade de considerar tratamento cirúrgico nestes pacientes na presença de hipertermia do escroto ao infravermelho, oligoteratozoospermia na análise do sêmen e ausência de resposta ao tratamento farmacológico.

Warashina *et al.* (2002), utilizaram um índice termográfico normalizado para avaliar com imagem infravermelha 487 indivíduos, normais e com osteoartrite. Eles empregaram no estudo o índice de distribuição térmica (HDI) do joelho anterior e um TI normalizado para avaliar as articulações metatarsofalangeanas (MTFJ) e tibiofemoral lateral (LTFJ). Três diferentes áreas com 3x3 cm foram estudadas para o TI:  $T_m$ , TI da articulação MTFJ;  $T_1$ , TI da articulação LTFJ; e  $T_p$ , TI a 10 cm acima da patela.  $T_p$  foi considerado como valor de controle. Para minimizar o efeito da variação individual da temperatura cutânea, foram calculados  $T_m$  e  $T_1$  ( $\Delta T_m$  e  $\Delta T_1$ ) subtraindo  $T_p$  de  $T_m$  e  $T_1$  ( $\Delta T_m = T_m - T_p$  e  $\Delta T_1 = T_1 - T_p$ ). Os autores encontraram correlação entre HDI e edema e dor articular ( $p < 0,01$ ), porém não houve correlação com achados radiológicos. O TI normalizado correlacionou mais significativamente com os parâmetros clínicos e radiológicos (tamanho dos osteófitos) do que o HDI, sendo assim mais útil na avaliação da atividade da osteoartrite. Os autores citam a necessidade de mais estudos para confirmar a acurácia e sensibilidade do TI normalizado no rastreamento da osteoartrite.

Mais recentemente Makarov e Iarovenko (2002) discutem a possibilidade da termografia diagnosticar e avaliar o tratamento de doenças arteriais de membros inferiores analisando quantitativamente o fluxo sanguíneo regional e a microcirculação por meio do índice termográfico.

Yahara *et al.* avaliaram termograficamente 48 mulheres com tumor ductal invasivo de mama e encontraram uma correlação entre um índice dTs (relação entre temperatura nos tecidos ao redor do tumor e tecido normal) quando comparado com densidade microvascular,

índice MIB-1 do tumor por avaliação imunohistoquímica e presença de mais de 4 metástases linfonodais. Um maior dTs sugeriu um maior risco para desenvolvimento de câncer de mama.

Foerster *et al.* (2006) avaliaram 139 pacientes com fenômeno de Raynaud (primário e secundário) com imagem infravermelha dos dígitos após teste provocativo ao frio por meio de uma valor “tau”. Os autores encontraram valor de  $8,08 \pm 3,65$  min vs.  $3,23 \pm 1,65$  min em controles normais, com especificidade de 94,6% e valor preditivo de 95,3%.

Como demonstrado, a literatura científica cita diversos índices (índice termográfico – TI; índice termográfico composto – CTI, índice termográfico normalizado –  $\Delta T_n$ , índice de distribuição térmica – HDI, índice dTs, valor “tau”), porém nenhum deles até hoje, preenche todos os critérios necessários para serem utilizados com precisão e confiabilidade na Medicina.

### 2.3 SIMETRIA BILATERAL

A descrição da classificação dos seres vivos tem a ver com a existência ou não de simetria no seu corpo. Para tanto, são definidos planos de análise, conforme mostra a Figura 2.1 para os seres humanos. Simetria é a divisão imaginária do corpo de um organismo em metades especulares.

Os animais podem ter simetria radial, quando há mais que um plano de simetria, ou bilateral, quando existe um único plano de simetria possível a ser traçado.

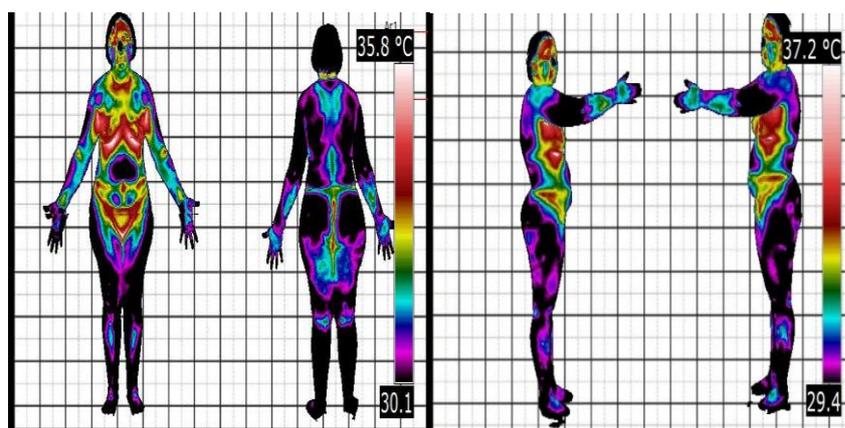
Entretanto existem animais cujo corpo não pode ser dividido em metades. Nesses casos, não há plano de simetria e fala-se, então, em animais assimétricos.

Não existe animal algum perfeitamente simétrico. Trata-se apenas de uma aproximação ideal. A aplicação de um conceito abstrato (ainda mais do âmbito da geometria) à natureza faz-se quase sempre mais por semelhança que pela identidade entre idéia e coisa concreta.

A simetria que predomina no reino animal é a bilateral. Os animais bilaterais possuem lados esquerdo e direito, faces ventral e dorsal e extremidades anterior e posterior. Nesse tipo de simetria existe um plano sagital, que divide o animal em duas metades equivalentes.

A maioria dos animais possuem o mesmo tipo de simetria na fase embrionária e adulta, entretanto, alguns têm um tipo de simetria na fase embrionária e outro na fase adulta, sendo as mudanças geralmente associadas a adaptações dos adultos a modos de vida especiais (ARAUJO; BOSSOLAN, 2006).

FIGURA 2.1 – DIVISÃO DO SER HUMANO EM PLANOS DE ANÁLISE.

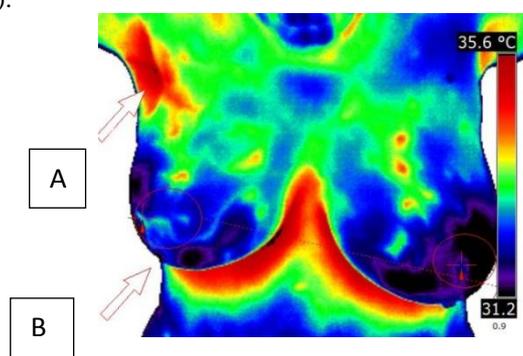


FONTE: O autor (2014).

### 2.3.1 O uso da simetria bilateral para a termografia de mama

No caso de tumor de mama, uma abordagem efetiva para automaticamente detectar uma anomalia é estudar a simetria entre a mama direita e a esquerda, conforme mostra a Figura 2.2. No caso da presença de câncer, o tumor vai recrutar vasos sanguíneos resultando em pontos quentes e em uma mudança do padrão vascular e, portanto, em uma assimetria entre as distribuições de temperatura das duas mamas. Por outro lado, simetria tipicamente identifica padrões saudáveis (SCHAEFER *et al.*, 2009).

FIGURA 2.2 – ASSIMETRIA TERMOVASCULAR DE MAMAS. A - HIPER-RADIAÇÃO AXILAR DIREITA, E VASCULAR IRREGULAR EM QUADRANTE SUPERIOR ESQUERDO (QSL) DA MAMA DIREITA, DTMAX + 0,8°C, MODERADO GRAU DE ATIVIDADE METABÓLICA. B - RETRAÇÃO COM PERDA DO CONTOURO DA MAMA DIREITA. IMAGEM CAPTURADA PELA CÂMERA FLIR T400. FONTE: O AUTOR (2014).



FONTE: O autor (2014).

A utilização de uma temperatura média adimensional para a análise infravermelha em um paciente com hanseníase e hepatite C foi investigada por Vargas *et al.* (2009) e a imagem

foi capaz de detectar a eficácia do tratamento da lepra em 87 dias, mesmo sob condições ambientais variáveis, enquanto repigmentação do paciente iniciou visualmente apenas em 182 dias. A metodologia normalizada proposta indica alto potencial para a produção de critérios de análise em alta resolução de leituras de imagem infravermelha para o diagnóstico e acompanhamento de lesões de pele no tratamento de hanseníase e, possivelmente, a todas as outras doenças da pele detectáveis por alterações de temperatura cutâneas, sem a necessidade de um ambiente com protocolos laboratoriais controlados e complexos.

Recentemente (FLORES-SAHAGUN; VARGAS; MULINARI-BRENNER, 2011) uma metodologia estruturada foi proposta usando a imagem infravermelha para obter medidas de temperatura em um grupo de controle saudável para estabelecer limites da normalidade esperada. Em paralelo, pacientes com carcinoma basocelular (um tipo de câncer de pele) previamente diagnosticados através de biópsias das regiões afetadas foram também examinados com a mesma metodologia, fazendo medições de temperatura de pele em regiões afetadas. Foi proposto o método dos gradientes conjugados a fim de comparar a diferença de temperatura entre duas regiões simétricas do corpo do paciente, que leva em conta a pele, o ambiente circundante e as temperaturas da região afetada. O método foi capaz de identificar anormalidades em todos os pacientes que tiveram carcinoma basocelular comprovado por biópsia.

## 2.4 FÍSICA DAS RADIAÇÕES

Todos os objetos com uma temperatura acima do zero absoluto ( $T = -273^{\circ}\text{C} = 0\text{ K}$ ) emitem radiação infravermelha proporcional a sua temperatura absoluta (K) elevada à quarta potência, inclusive o corpo humano, em especial no espectro do infravermelho longo (BRIOSCHI *et al.*, 2007). A Lei de Stefan-Boltzmann define a relação entre a energia irradiada e temperatura ao afirmar que o total de radiação emitida por um objeto é diretamente proporcional à sua área. A emissividade,  $\epsilon$  da pele humana é bastante alta ( $\epsilon_{pele} \cong 0,98$ , sendo que um corpo negro tem  $\epsilon_{corpo\ negro} = 1$ ) As medições de radiação infravermelha emitida pela pele podem ser convertidas diretamente em valores de temperatura conforme se segue (BEJAN, 1993):

$$q''_{pele \rightarrow câmera} = \varepsilon_{pele} \sigma T_{pele}^4 F_{pele \rightarrow câmera} \quad (2.2)$$

onde,

$q''_{pele \rightarrow câmera}$  é a fração da radiação por unidade de área (fluxo de radiação) que é emitida pela pele e é interceptada (i.e., totalmente absorvida) pela câmera,  $Wm^{-2}$ ;  $\sigma = 5.67 \times 10^{-4} Wm^{-2}K^{-4}$  a constante de Stefan-Boltzmann;

$T_{pele}$  a temperatura da pele a determinar, K;

$F_{pele \rightarrow câmera} = \frac{q''_{pele \rightarrow câmera}}{q''_{pele \rightarrow todas as direções}} \leq 1$  o fator de forma, que representa a fração da energia radiante total emitida pela pele em todas as direções que atinge a câmera, sendo que é um parâmetro puramente geométrico, mas que demonstra que a temperatura medida pela câmera é função da posição relativa da mesma em relação ao objeto que se deseja medir a temperatura.

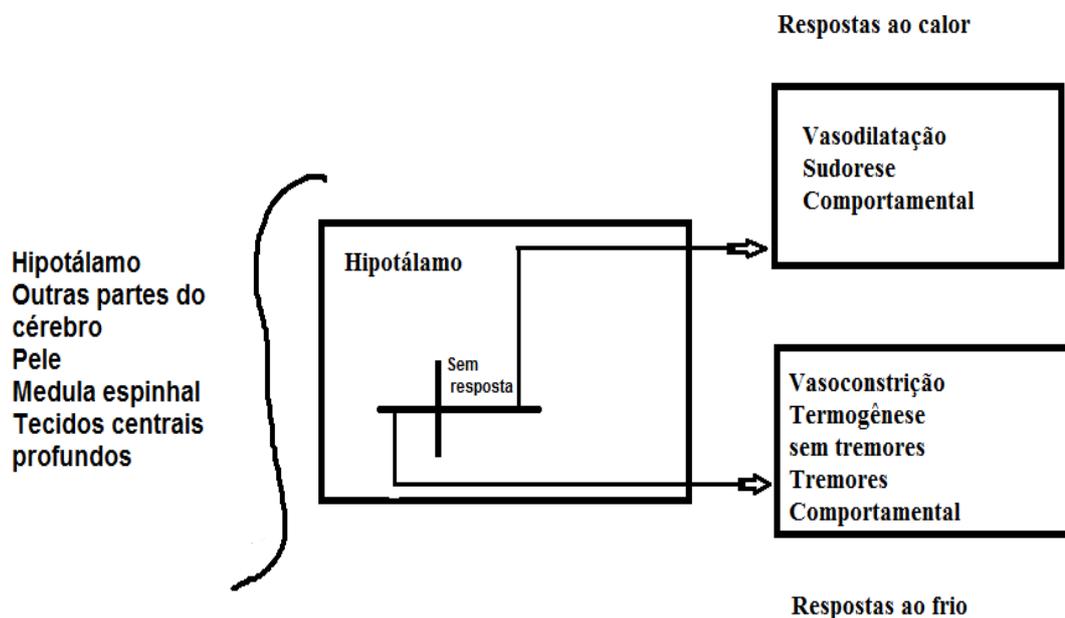
Como o sensor da câmera detecta e mede a radiação emitida pela pele,  $q''_{pele \rightarrow câmera}$ , adotando-se  $\varepsilon_{pele} \cong 0,98$ , por exemplo, e uma posição relativa conhecida tal que  $F_{pele \rightarrow câmera}$  tenha o mesmo valor em todas as medições, a única incógnita a determinar na Eq. (2.2) é a temperatura da pele. Esta é calculada internamente pela câmera e mostrada no termograma visualmente por uma distribuição de cores ou por um arquivo com os valores calculados para cada posição na imagem capturada.

## 2.5 TERMORREGULAÇÃO

Fenômenos neurovasculares são base fisiológica para a interpretação da imagem infravermelha. Termorregulação refere-se a um conjunto de sistemas de regulação de temperatura corporal de alguns seres vivos (homeotérmicos). Esta regulação é feita através da coordenação da termogênese (produção) e da termodispersão (libertação) de calor (SESSLER, 1994). O sistema termorregulador do homem mantém uma temperatura central próxima de  $37^{\circ}C$  para a conservação das funções metabólicas (SESSLER, 1994). O sistema se localiza no hipotálamo realizando um controle central, que regula a temperatura do corpo quando integra os impulsos provenientes da maioria dos tecidos do organismo e não apenas a temperatura central do organismo, o que é considerado como temperatura corporal média (GUYTON, 1996).

As temperaturas central e da cabeça sempre devem ser mantidas normalizadas, ou seja, aproximadamente constantes, para que órgãos internos e cérebro funcionem corretamente, em razão das reações bioquímicas necessárias à vida ocorrerem próximo a um valor ótimo de temperatura para a atividade das enzimas que as catalisam (NELSON e COX, 2008). No entanto, braços e pernas não exibem temperaturas constantes, apresentando grande variação da temperatura (BRIOSCHI, 2011).

FIGURA 2.3 – ESQUEMA DE TERMORREGULAÇÃO DO CORPO. (ADAPTADO DE: BRAZ, REVISTA NEUROCIÊNCIAS V13 N3 (SUPL-VERSÃO ELETRÔNICA) – JUL/SET, 2005)



## 2.6 PADRÃO TERMOVASCULAR DE MAMAS

A Figura 2.4 mostra uma imagem de mamas com as veias e vasos. A imagem mostra uma paleta na cor cinza invertido para visualização das veias e vasos, que estão em temperaturas mais elevadas do que no restante das mamas.

FIGURA 2.4 – TERMOGRAMA NA COR CINZA INVERTIDO, DEMONSTRANDO VEIAS E VASOS MAMÁRIOS.

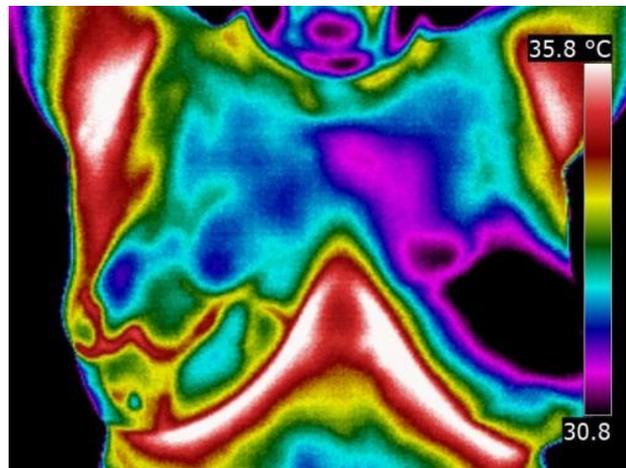


FONTE: O autor (2014).

Portanto, na termografia seria possível identificar tumor de mamas através de assimetrias entre mamas direita e esquerda, conforme mostra a Fig. 2.5.

O achado pode ou não ser um tumor, ou simplesmente algum distúrbio fisiológico a ser analisado pelo médico e por exames complementares.

FIGURA 2.5 – ASSIMETRIA DE TEMPERATURAS NAS MAMAS EM AVALIAÇÃO POR TERMOGRAFIA.



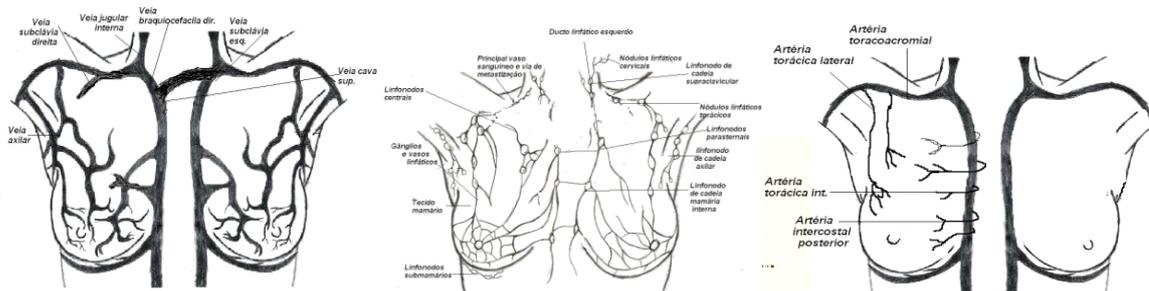
FONTE: O autor (2014).

Existindo a presença de tumor ou nódulos, os vasos sanguíneos aparecerão como pontos quentes tendo o potencial de demonstrar uma mudança no padrão vascular entre uma mama e a outra, e assim uma assimetria na distribuição de temperaturas das duas mamas. Essa análise pode também ser associada ao padrão esperado de distribuição sanguínea em uma

mama normal. Assim, quando existe simetria térmica entre as mamas o padrão vascular terá indicativo de normalidade (SCHAEFER *et al.*, 2009).

Tumores pequenos podem ser identificados com o uso de exames termográficos pela alta atividade metabólica de células do câncer levando ao aumento da temperatura local e consequentemente passível de ser detectado no infravermelho (KEYSERKINGK *et al.*, 2000).

FIGURA 2.6 – MAMAS EM POSIÇÃO ÂNTERO POSTERIOR, COM VISÃO DE VEIAS, ARTÉRIAS E VASOS LINFÁTICOS.



FONTE: O autor (2014).

## 2.7 FIBROADENOMA DA MAMA

O fibroadenoma é o tumor benigno mais comum da mama. Este tumor geralmente está presente em mulheres jovens, entretanto pode acometer mulheres mais idosas. É menos comum nas idosas devido a ausência do estímulo hormonal que ocorre na menopausa, pois são tumores responsivos a estrogênio e progesterona. O fibroadenoma é considerado como uma hiperplasia nodular do estroma e do componente glandular (WAKEEL; UMPLEBY, 2003).

Está bem estabelecido que a transformação de uma fibroadenoma em câncer é praticamente inexistente (DUPONT *et al.*, 1994; CARTY *et al.*, 1995).

Com relação à indicação cirúrgica, considerando o fibroadenoma como histologia definitiva, a literatura médica estabelece que se observe os tumores menores de 2,0cm até no máximo 35 anos e após essa idade a exérese deve ser indicada. Todavia, havendo o desejo da paciente em retirar o nódulo por medo de câncer, a tumorectomia deve ser realizada (EL-WAKEEL; UMPLEBY, 2003).

## 2.8 DESAFIOS

Com base na revisão bibliográfica realizada, verificou-se que existe potencial para o uso da imagem infravermelha na análise de anomalias da mama humana e que há a necessidade de obter-se um método matemático eficiente para tornar as análises precisas.

O uso do método dos gradientes conjugados para analisar a imagem infravermelha de carcinoma basocelular mostrou-se eficaz, apresentando bons resultados iniciais (FLORES-SAHAGUN *et al.*, 2011). Assim, entende-se que há potencial para uso da imagem infravermelha com o método dos gradientes conjugados para diagnóstico de anormalidade nas mamas, interessante em uma triagem. A imagem por infravermelho das mamas é um método de diagnóstico por captura digital completamente inócuo, isto é: indolor, sem contraste, sem contato com o equipamento, não invasivo, sem radiação ionizante e rápido para captura de imagens (TANG *et al.*, 2008).

Através da interpretação e captura de gradientes térmicos entre as várias partes do corpo é possível detectar a doença na sua fase mais precoce. Adicionalmente, a metodologia pode ser usada para acompanhamento da evolução da doença ao longo do tempo e pós-tratamentos (BRONZINO, 2006).

A imagem infravermelha possibilita a detecção da presença de câncer de mama em fases iniciais nas mulheres assintomáticas e sem nódulos palpáveis ao exame clínico e ainda não visível em mamografia num grande número de casos (BRONZINO, 2006). Por isso, é o exame que, quando se apresenta positivo, tem potencial para fazê-lo de forma mais precoce para lesões nas mamas do que outras metodologias atualmente em uso (e.g., mamografia).

Mesmo utilizando uma câmera de imagem infravermelha com resolução óptica baixa, onde é difícil identificar o câncer, o método dos gradientes conjugados tem potencial demonstrado (Análise e diagnóstico de carcinoma basocelular a partir de imagem infravermelha (FLORES-SAHAGUN *et al.*, 2011)) para ser eficiente na identificação de lesões benignas na mama bem como qualquer anormalidade fisiológica que nela esteja ocorrendo. Assim, a termografia mamária poderá vir a ser uma grande aliada da mamografia e do ultrassom, sendo um exame funcional do metabolismo tecidual e pode ser interessante sua utilização em uma triagem.

Entretanto, todas essas expectativas apresentadas com potencial para uso em detecção precoce de lesão de mama necessitam de confirmação científica. Para tanto, experimentos clínicos adequadamente definidos e executados ainda estão por se realizar.

## 2.9 OBJETIVOS

Com base na revisão bibliográfica realizada e nos desafios apresentados, foram definidos os objetivos desta Dissertação.

### 2.9.1 Objetivo geral

O objetivo geral desta Dissertação é o de investigar a viabilidade do uso da imagem infravermelha para análise, triagem e acompanhamento de tratamento de lesões benignas em mamas.

### 2.9.2 Objetivos específicos

Para atingir o objetivo geral, são definidos os seguintes objetivos específicos (metas):

I – Definição de grupos de trabalho:

I.i. controle – indivíduos sem queixa; com resultados de mamografia e (ou) ultrassom e imagens com temperaturas homogêneas entre as mamas direita e esquerda nos termogramas, e

I.ii. Lesões benignas e outros;

II – Propor metodologia normalizada para análise do campo de temperaturas superficial em mamas;

III – A partir do grupo controle, definir faixas de normalidade para as mamas, de acordo com os tipos de crescimentos estudados, bem como a análise da mama por regiões de interesse ou por inteiro;

IV – A partir de pacientes previamente diagnosticados tanto por ultrassom como por mamografia, ou os dois exames (grupo controle), e pacientes com resultados diagnosticados por biópsia (grupo com lesões benignas), aplicar a metodologia proposta na meta II para verificar sua eficácia no diagnóstico por imagem infravermelha.

V – Avaliar o erro sistemático da câmera.

VI – Verificar se há diferença significativa entre câmeras infravermelho (baixa e alta resolução).

### 3 MATERIAIS E MÉTODOS

Entre os meses de agosto de 2013 e julho de 2014 foram coletadas imagens infravermelho de pacientes suspeitas de câncer de mama que realizavam biópsia no Departamento de Tocoginecologia do Hospital de Clínicas da Universidade Federal do Paraná, HC-UFPR. Para que os exames pudessem ser feitos foi necessário a aprovação de um projeto de pesquisa pelo Comitê de Ética do HC-UFPR conforme mostra o Anexo 1, o que demandou cerca de um ano para avaliação. Em função dessa aprovação, foi disponibilizado pelo HC-UFPR um espaço no Departamento de Mama do HC-UFPR, que consistia de uma sala anteriormente utilizada para mamografia. O atendimento foi realizado às segundas e quartas-feiras, na parte da manhã, das 08:00 às 12:00 h, sob supervisão médica da equipe do projeto.

#### 3.1 APARATO EXPERIMENTAL

Para aquisição das imagens infravermelhas foram utilizadas duas câmeras: Sensor ThermaCAM T400 (FLIR Systems Inc, North Billerica, Suécia), a câmera possui um detector do tipo uncooled focal plane (FPA), i.e., microbolômetro sem refrigeração de quarta geração com 320x240 pixels (76.800 pixels), que atua na faixa espectral de ondas eletromagnéticas entre 7,5 a 13 $\mu$ m, o que corresponde à faixa do infravermelho longo (FIR) para estudo na faixa de temperatura -20°C até + 350°C. O equipamento permite obter imagens com resolução espacial (IFOV) de 1,4 mrad, para visualização de pontos quentes de 1,4 mm a distâncias de 1 metro, com lente padrão e sem lentes adicionais. A precisão de temperatura reportada pelo fabricante é de  $\pm 1^\circ\text{C}$  e resolução de temperatura de 0,05°C a 30°C.

Também foi utilizada a câmera SAT-S160, com resolução espacial angular de 2,2 mrad, 160 x 120 pixel e precisão de temperatura relatada pelo fabricante de  $\pm 2^\circ\text{C}$  e uma resolução de temperatura de 0,1°C. A câmera possui um detector do tipo uncooled focal plane que atua na faixa espectral de ondas eletromagnéticas entre 7,5 e 14  $\mu$ m, o que corresponde à faixa do infravermelho distante (FIR).

##### 3.1.1 Utilização das câmeras

Para este estudo foram comparadas as análises realizadas com as duas câmeras, obtidas

por meio da captura de imagens em tempo real com quatro voluntárias com mamas normais comprovadas por ultrassom e (ou) mamografia. Foram capturadas imagens de partes do corpo para verificação da possibilidade de diferenças significativas de temperaturas nos resultados das análises com as duas câmeras utilizadas no estudo de acordo com a distribuição t de Student.

Na figura 3.1 são apresentados os modelos de câmeras utilizados neste estudo.

FIGURA 3.1- CÂMERAS UTILIZADAS NO EXPERIMENTO, FLIR T400 E SATS160.



FONTE: A - [Http://Www.Flir.Com/Uploadedimages/Thermography\\_Usa/Products/T-Series/Flir-T-Series.Png](http://www.flir.com/uploadedimages/Thermography_Usa/Products/T-Series/Flir-T-Series.Png);  
B - O autor (2014).

### 3.2 DEFINIÇÃO DOS GRUPOS DE TRABALHO

Os seguintes grupos de trabalho foram definidos:

- a) Grupo de pacientes com lesões benignas, e
- b) Grupo de controle – indivíduos sem queixas.

O grupo de lesões benignas foi analisado pelos termogramas de 17 pacientes com lesões benignas. O estudo foi realizado no serviço de Mastologia e no Centro da Mama do Hospital das Clínicas, da Universidade Federal do Paraná (HC-UFPR), no período entre agosto de 2013 e julho de 2014. Os pacientes participaram do estudo após aprovação do mesmo pelo comitê de ética do referido hospital e informação sobre o projeto com respectivo

preenchimento de ficha de avaliação (Anexo 2) e assinatura de termo de consentimento (Anexo 3), concordando com os procedimentos para a realização do mesmo. Foram selecionados e avaliados, no estudo, pacientes prospectivamente com lesões mamárias na mamografia e/ou ecografia, encaminhados para biópsia percutânea pelo Serviço de Ginecologia do HC-UFPR. O local onde foi feito o estudo foi o Centro de Mamas, o qual também compreende a Radiologia.

Além disso, também foram submetidos às imagens termográficas voluntárias sem doença mamária, as quais também preencheram ficha de avaliação e assinaram o termo de consentimento, e foram obtidas imagens para determinar a faixa de normalidade para a temperatura da mama, compondo assim o grupo de controle. O grupo controle foi constituído por 32 voluntárias saudáveis, com ausência de assimetrias localizadas de temperatura visíveis nas áreas das mamas, exames de mamografia e (ou) ultrassonografia com BIRADS inferior ao grau III.

O critério de ausência de assimetrias localizadas de temperaturas visíveis nas mamas foi imprescindível porque podem existir alterações vasculares inatas, mesmo em pessoas mais jovens e sem anomalias mamárias. O critério pode ser subjetivo, i.e., depende da capacidade do analista de observar uma distribuição de cores aproximadamente simétricas na imagem.

### 3.2.1 Critérios de inclusão

Foram consideradas para o grupo controle, mulheres saudáveis que possam representar estatisticamente a população de estudo, considerando qualquer faixa etária e período do ciclo menstrual. Para compor este grupo foram considerados os seguintes critérios de inclusão:

- a) Indivíduos com mamas saudáveis;
- b) Indivíduos que apresentem ultrassom e/ou mamografia normais.

Foram consideradas para o grupo com lesão benigna, mulheres com suspeita de lesão, indicada por mamografia e (ou) ultrassonografia. Para compor este grupo foram considerados os seguintes critérios de inclusão:

- a) Indivíduos que apresentem resultado de biópsia com lesão benigna;
- b) Indivíduos que não tenham passado por processo de mastectomia.

### 3.2.2 Critérios de exclusão

Foram considerados os seguintes critérios de exclusão:

- a) Voluntárias que tenham sofrido o processo de mastectomia, para ambos os grupos;
- b) Voluntárias que realizaram cirurgia da mama (prótese), para ambos os grupos;
- c) Voluntárias usuárias de medicação hormonal oral ou em terapia hormonal, e
- d) voluntárias em período de amamentação prolongado, para ambos os grupos.

### 3.3 PROPOSIÇÃO DE METODOLOGIA NORMALIZADA PARA ANÁLISE DO CAMPO DE TEMPERATURAS SUPERFICIAL EM MAMAS

Para realização dos exames de Termografia neste estudo, foram adotados os seguintes critérios: Todas as pacientes, grupo controle e mulheres com lesões benignas confirmadas por biópsia apresentaram resultados de mamografia e (ou) ultrasonografia antes de se disporem ao exame termográfico. As voluntárias do grupo controle apresentaram resultado normal e se submeteram ao exame termográfico. Os exames termográficos de pacientes que constituem este grupo foram obtidos numa sala localizada no Núcleo de Pesquisa e Desenvolvimento em Energia Autossustentável (NPDEAS). As imagens foram capturadas com as voluntárias previamente preparadas.

As voluntárias despiam-se na parte superior do corpo e respondiam questões da ficha clínica enquanto ocorria a aclimatização do corpo e após aproximadamente 10 minutos realizavam-se às imagens com a câmera termográfica à uma distância de aproximadamente 1 metro.

As pacientes com suspeita de anormalidades (grupo de lesões benignas) foram submetidas à biópsia no Hospital de clínicas da Universidade Federal do Paraná. As mesmas se apresentaram ao exame de Termografia antes da realização da biópsia e foram capturadas imagens termográficas igualmente como relatado para voluntárias do grupo controle. Após a

obtenção de resultados de biópsia demonstrando lesão benigna, realizaram-se às análises desta pesquisa.

### 3.3.1 Descrição da metodologia normalizada para análise do campo de temperaturas superficial nas mamas

Com o desenvolvimento de câmeras de infravermelho mais modernas, a imagem infravermelha tem atraído grande interesse em medicina em anos recentes por ser uma técnica não-invasiva, de baixo custo e de ampla aplicação. No entanto, parâmetros de calibração da câmera, a temperatura ambiente e o metabolismo do indivíduo são fatores que afetam os resultados da termometria, e por esta razão torna-se difícil determinar com precisão a diferença entre dados de um indivíduo sadio ou enfermo. Neste trabalho, a termometria foi utilizada na avaliação de pacientes com crescimento benigno de mama utilizando o recentemente proposto método dos gradientes conjugados (FLORES-SAHAGUN; VARGAS; MULINARI-BRENNER, 2011), que compara valores de temperaturas de duas regiões simétricas (e.g., mama direita e mama esquerda).

Os estudos teóricos para este trabalho estão ligados às propriedades da imagem infravermelha para diagnosticar e acompanhar o tratamento de pacientes com anomalias de mama. Foi utilizado uma metodologia para a avaliação da eficácia da imagem infravermelha de pacientes com diagnóstico de anomalia de mamas.

Os dados foram coletados durante um período de 12 meses utilizando-se a imagem infravermelha de pacientes que foram submetidos à biópsia de mama com base nos seus achados clínicos, mamográficos, ultrassonográficos, radiográficos e ecográficos, isto é, não houve nenhuma mudança no protocolo convencional de serviço, apenas a adição de um exame inócuo, a imagem infravermelha. Durante todo o período foram avaliados pacientes constituintes de uma amostra de 17 indivíduos, a partir de um *software* específico. Foram utilizadas duas câmeras, portanto para cada câmera foi utilizado o *software* da mesma categoria, sendo assim câmera Flir utilizou-se software da marca Flir e para avaliação dos termogramas captados pela câmera Sat foi utilizado o *software* da mesma marca, dando assim, um diagnóstico prévio das biópsias. O principal objetivo foi determinar a eficácia da imagem infravermelha dinâmica computadorizada para auxiliar os médicos na detecção precoce de lesões mamárias. Além disso, várias características da mama como de suas lesões, incluindo densidade mamária, tamanho do tumor e aparência da lesão foram avaliadas para determinar seus potenciais efeitos ou correlação com a imagem infravermelha dinâmica.

A definição de uma variável adimensional ( $\theta$ ) que combina a temperatura local medida com a temperatura do corpo e a ambiente é interessante pois normaliza a leitura das temperaturas, independentemente das unidades da medida, da temperatura do corpo ou da ambiente (VARGAS *et al.*, 2009).

O método de gradientes conjugados de temperaturas medidas da mama é utilizado para inferir de forma objetiva diferenças entre a resposta normal e a resposta em presença de alguma anormalidade. Para melhor entendimento da fundamentação do método, faz-se a seguir a sua descrição completa.

O princípio da conservação da energia estabelece que para qualquer intervalo de tempo, a variação de energia de um sistema resulta da troca de energia e massa com o exterior, sendo que a variação de energia do sistema é igual e oposta à variação da energia externa. Considerando que o sistema é a região da mama de um indivíduo onde está a lesão, sua variação de energia é o resultado da troca de massa e energia com o ambiente e o resto do corpo do indivíduo. Assim, como a energia é diretamente relacionada à temperatura, uma metodologia geral para a interpretação da resposta térmica da mama de um indivíduo deve considerar a temperatura ambiente e o metabolismo do indivíduo (VARGAS *et al.*, 2009).

A definição de uma variável adimensional ( $\theta$ ) que combina a temperatura local medida com a temperatura do corpo e a ambiente é interessante pois normaliza a leitura das temperaturas, independentemente das unidades da medida, da temperatura do corpo ou da ambiente (VARGAS *et al.*, 2009).

A interpretação das leituras da câmera infravermelha é feita, portanto, através de uma temperatura adimensional, ( $\theta$ ), que combina a temperatura local medida com a temperatura do corpo e a temperatura ambiente, de acordo com a seguinte equação:

$$\theta = \frac{T - T_{ambiente}}{T_{corpo} - T_{ambiente}} \quad (3.1)$$

Em análise numérica, os métodos de gradientes conjugados têm despertado muito interesse para a resolução de problemas de minimização sem restrições de grande porte, devido à sua grande vantagem de não precisar guardar qualquer matriz, obtendo com isso um baixo custo computacional (ANDRADE *et al.*, 2000; CUNHA, 2003), comparando gradientes durante a solução do problema matemático. Inspirado nessa metodologia, neste trabalho propõe-se o uso de uma metodologia de gradientes conjugados de temperaturas medidas na

superfície corporal, a fim de inferir de forma objetiva diferenças entre a resposta normal esperada da mama e a resposta em presença de alguma anormalidade fisiológica.

A proposta, portanto, para uma metodologia de gradientes conjugados para análise da imagem infravermelho em mama consiste de:

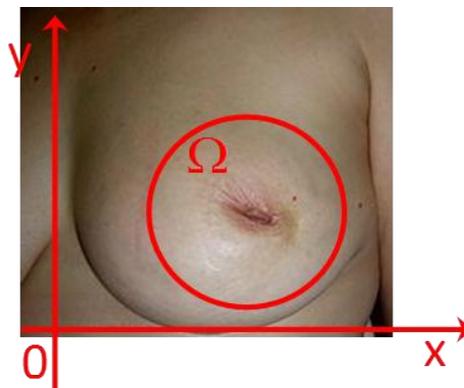
1. Definir uma região de análise na superfície corporal do indivíduo, que envolva o ponto de interesse (e.g., lesão, articulação), i.e., a região afetada, conforme mostra a Fig. 3.2, em que um círculo ou linha poligonal define um domínio  $\Omega$  com relação a dois eixos cartesianos  $x$  e  $y$ ;
2. Cada região apresenta um campo de temperaturas adimensionais, que depende de  $x$  e  $y$ , i.e.,  $\theta(x, y)$ . Utilizando o teorema do valor médio por integrais, a temperatura adimensional média para a região inteira de interesse é consequentemente avaliada por:

$$\bar{\theta} = \frac{1}{A_{\Omega}} \iint_{\Omega} \theta(x, y) \, dx dy = \frac{\bar{T} - T_{\text{ambiente}}}{T_{\text{corpo}} - T_{\text{ambiente}}} \quad (3.2)$$

onde,

se assume que  $T_{\text{ambiente}}$  e  $T_{\text{corpo}}$  permanecem aproximadamente constantes durante as medições.

FIGURA 3.2. DEFINIÇÃO DA REGIÃO DE INTERESSE PARA MEDIÇÃO DO CAMPO DE TEMPERATURAS. NO CASO, A RETRAÇÃO É EXPLICADA PELA PRESENÇA DE FIBROSE PERITUMORAL QUE FIXA O TUMOR FIRMEMENTE OS MÚSCULOS (FÁSCIA) SUPERFICIAIS E/OU PROFUNDOS DO MÚSCULO PEITORAL, PUXANDO A PELE PARA DENTRO.



FONTE: [Http://Pt.Wikipedia.Org/Wiki/Câncer\\_De\\_Mama](http://Pt.Wikipedia.Org/Wiki/Câncer_De_Mama).

3. A Equação (3.1) define a grandeza a ser obtida através das leituras de temperatura da superfície corporal com uma câmara infravermelha, por toda a região de interesse, e através da medição das temperaturas ambiente e central do corpo do indivíduo;
4. A câmara infravermelho informa a temperatura dimensional média,  $\bar{T}$ , e as temperaturas máxima e mínima da região de interesse. Assim, é possível obter  $\bar{\theta}$  por um cálculo simples, utilizando a Eq. (3.2). A proposta desta metodologia é utilizar a temperatura máxima,  $\theta_{\max}$  ou  $\bar{\theta}$ , tanto para regiões afetadas como para regiões da superfície corporal de aspecto normal. Esta proposta se deve ao fato de terem sido observados gradientes de temperatura significativos em regiões afetadas (com lesão) e temperatura praticamente uniforme em regiões de aspecto normal;
5. A discussão antes da apresentação da Eq. (2.2), que calcula a emissividade de uma superfície informa que os instrumentos (e.g., câmara infravermelha) medem a radiação refletida pela superfície de análise e transformam essa grandeza em uma leitura de temperatura. No entanto, para isso o instrumento requer a informação do valor da emissividade da superfície. Apesar de Steketee (1973) ter reportado para seres humanos um valor de emissividade de  $0,98 \pm 0,01$  na faixa de  $3\mu\text{m}$  a  $14\mu\text{m}$ , outros autores reportaram diferentes valores, e observa-se que mesmo pequenas variações nesse valor podem acarretar erros consideráveis (da ordem de 2 a 3 °C) no valor absoluto da temperatura local na superfície em análise (BEJAN, 1993). De fato, nos experimentos iniciais deste trabalho, constatou-se um erro sistemático na medição da temperatura local da pele medida com a câmara IV (usando  $\varepsilon = 0,98$ ) e sensor de temperatura posicionado diretamente em contato com o mesmo local. Assim, para solucionar o problema, tomou-se a decisão de realizar a análise por gradientes de temperatura entre duas regiões. Desta maneira, o erro sistemático de calibração do instrumento é cancelado e permanece apenas a incerteza da medição de temperatura com o instrumento. Portanto, definindo duas regiões quaisquer, 1 e 2, analisa-se a diferença de temperatura adimensional entre elas, conforme se segue:

$$\Delta\bar{\theta} = (\bar{\theta}_1 - \bar{\theta}_2) \pm U_{\Delta\bar{\theta}} \quad (3.3)$$

onde,

$U_{\Delta\bar{\theta}}$  é a incerteza da medição, a ser determinada de acordo com metodologia apresentada na seção 3.3.5 deste capítulo.

6. Finalmente, com base na simetria bilateral dos seres humanos, espera-se que a temperatura em um ponto qualquer da mama seja muito próxima da temperatura no ponto simétrico em relação ao eixo de simetria do corpo humano. Assim, para uma mama normal, espera-se que  $\Delta\bar{\theta}$  calculado com a Eq. (3.3) para dois pontos simétricos seja muito próximo de zero. Portanto, espera-se, para um ponto da mama com anomalia fisiológica presente, que  $\Delta\bar{\theta}$  calculado com a Eq. (3.3) se distancie de zero.
7. Para o cálculo da temperatura adimensional  $\theta$  definida pela Eq. (3.1) foi necessário a medição das temperaturas da região de interesse  $\Omega$  (máxima e média), do ambiente e a temperatura central do indivíduo. Para tanto, foram utilizados os seguintes instrumentos:
- Ambiente: termômetro de mercúrio da marca manancial Graduação em Celsius e Fahrenheit. e câmera infravermelho através do fundo da imagem do termograma, e
  - Temperatura central: câmera infravermelho na região do canto medial dos olhos (encontro do globo ocular com a base do nariz) e termômetro timpânico OMRON GentleTemp GT-510.

### 3.3.2 Tamanho amostral

O cálculo do tamanho amostral neste estudo será feito segundo as seguintes hipóteses: ❶ para temperaturas de mamas de população feminina que segue aproximadamente uma distribuição normal unimodal simétrica; ❷ com desvio padrão populacional,  $\sigma$ ; ❸ para amostras maiores do que 30,  $n > 30$ , e ❹ para populações infinitas. Para tanto, seguindo a Teoria de Probabilidades e Estatística, pode-se estimar o tamanho da amostra a partir de um erro desejado, ou o erro a partir de um tamanho amostral qualquer por (LIPSCHUTZ; LIPSON, 2000):

$$n = \left( z \frac{\sigma}{e} \right)^2 ; e = x\sigma = z \frac{\sigma}{\sqrt{n}}, \text{ i.e., } x = \frac{z}{\sqrt{n}} \quad (3.4)$$

onde,

$z$  é o número de desvios padrão desejado tal que a média da amostra represente a média da população com um intervalo de confiança (IC) desejado;

e é o erro calculado por  $e = \bar{x} - \mu$ , tal que  $\bar{X}$  é a média da amostra e  $\mu$  a média da população, sendo este atribuído neste estudo como uma fração do desvio padrão da população, de acordo com o interesse da pesquisa.

Desta maneira, a partir de um tamanho amostral selecionado calcula-se o erro resultante como um percentual do desvio padrão da população, i.e.,  $e = X \sigma$ , e para um intervalo de confiança IC = 95%, tem-se  $z = 2$ . Portanto, a partir de um tamanho da amostra  $n$  estabelecido pode-se calcular o valor de  $x$  com a Eq. (3.4).

As voluntárias foram selecionadas obedecendo critérios do item 3.2 deste trabalho, as imagens das pacientes do grupo de controle foram captadas no NPDEAS e o grupo de lesões benignas foi avaliado a partir de imagens colhidas no Hospital de Clínicas da UFPR. Todas as pacientes e voluntárias saudáveis que participaram deste estudo assinaram o termo de consentimento do Comitê de Ética do Hospital das Clínicas da UFPR, em anexo. Os pacientes com enfermidade tiveram diagnóstico comprovado de sua doença por meio de resultado anatomopatológico por biópsia, peça cirúrgica, imagem e/ou laboratorial. Assinados os termos de consentimento de acordo com projeto aprovado pelo Comitê de Ética do Hospital de Clínicas da UFPR (MORAIS *et al.*, 2013).

Finalmente, calculou-se o desvio padrão das médias de diferenças de temperaturas adimensionais dos grupos controle e de lesões benignas, da população feminina que segue aproximadamente uma distribuição normal unimodal simétrica; com desvio padrão populacional,  $\sigma$ . Após a obtenção dos resultados, realizou-se o Teste  $t$  de Student para verificação da aceitação ou não da hipótese de nulidade (grupos não apresentam diferença significativa). O valor  $p$  foi menor que 5% concluindo-se que falhou a hipótese nula, portanto, os dois grupos possuem diferenças significativas, com grau de confiança de 95%.

### 3.3.3 Reprodutibilidade de imagens termográficas

Os experimentos realizados em triplicata são recomendados nos laboratórios porque contribuem com a precisão de um trabalho, pois permitem o cálculo do desvio padrão das medições e assim estimar um intervalo de confiança (BRUNS; IEDA, 2011). Por exemplo,

admitindo que a população alvo é adequadamente representada por uma distribuição normal simétrica, a média das medições mais ou menos duas vezes o desvio padrão representa o intervalo de confiança (IC), o que permite afirmar que na população a grandeza em análise quando medida em qualquer indivíduo estará nesse intervalo.

Foi realizado um experimento avaliando a reprodutibilidade na obtenção de imagens termográficas para analisar a variação de temperatura no decorrer do tempo em várias imagens de uma mesma paciente. Foram capturadas cem imagens consecutivas das mamas de uma mulher para analisar a possível existência de variação de temperatura entre uma imagem e outra após a aplicação do método de gradientes conjugados. O objetivo foi o de avaliar a necessidade de realizar medições em triplicata na mesma pessoa ou não. Adota-se neste trabalho como critério que caso o desvio padrão seja menor que 1% do valor da média, não há necessidade de realizar mais do que uma medição em uma mesma pessoa.

As imagens obtidas foram de uma voluntária com 48 anos de idade e com resultado de mamografia normal. A paciente manteve-se posicionada em ântero-posterior ao longo de alguns minutos para a aquisição das cem imagens das mamas e da região dos olhos, imagens estas que foram captadas de dez em dez segundos.

### 3.3.4 Avaliação do erro sistemático da câmera infravermelha

Foi realizado um estudo do erro sistemático nas medições feitas com a câmera infravermelho. O objetivo foi o de demonstrar que as medições de temperatura realizadas em uma superfície qualquer com a câmera apresentam erros nos valores obtidos após a transformação da variação da irradiação da superfície em valores de temperatura. Conforme discutido junto à Eq. (2.2) deste trabalho, essa transformação depende do valor atribuído para a emissividade da superfícies, que é um parâmetro de entrada para o instrumento, o que acarreta um erro no valor final da temperatura medida, uma vez que o valor da emissividade apresenta variações de um tipo de superfície para outra, como por exemplo entre a superfície da pele de dois indivíduos distintos. Esta é uma das motivações para o uso da metodologia de gradientes conjugados, conforme discutido no item 3.3.1 deste trabalho.

Para determinar o erro sistemático da câmera ao medir a temperatura de uma região qualquer da superfície da pele, uma mesma região foi medida com um termistor de alta precisão (YS144004) e com a câmera infravermelho. A seguir calculou-se a diferença entre essas medições. Assim, foram capturadas imagens termográficas de diferentes partes do

corpo: mãos, pés, mamas, braços, direita e esquerda, com um termistor, mostrado na Fig. 3.3, e com a câmera infravermelho.

Inicialmente usou-se as medições de temperatura por um termistor (semicondutor termicamente sensível, cuja resistência varia com a temperatura) conjuntamente com um multímetro ( $T_t$ ) ( aparelho destinado a medir e avaliar grandezas elétricas). Posteriormente fez-se uso de câmera de imagem termográfica ( $T_c$ ). A captura das imagens ocorreu com uma distância de aproximadamente 1 m entre a câmera e a região de interesse angulando-se 90° e com a lente paralela à região avaliada. Como resultado obteve-se a diferença de temperatura entre as duas medições ( $\Delta T$ ) como mostra a equação a seguir:

$$\Delta T = T_c - T_t \quad (3.5)$$

A temperatura por meio de termistor foi coletada aderindo o termistor à superfície da pele do indivíduo. Foi utilizado um multímetro (MINIPA ET-1110) de precisão, mostrado na Fig. 3.3, e o valor da resistência (ohms) foi transformado para temperatura (unidades Kelvin), de acordo com as seguintes equações:

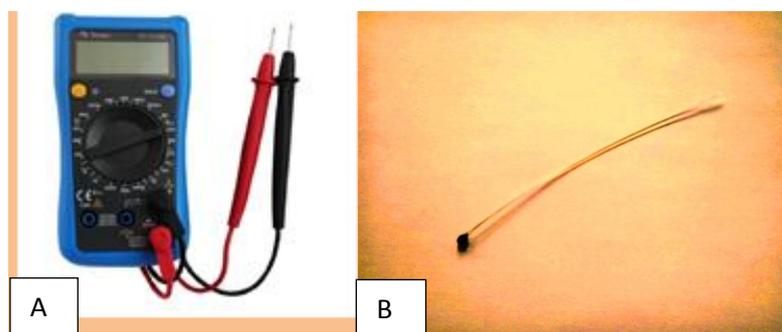
$$R = R_0 e^{\left[ \beta \left( \frac{1}{T} - \frac{1}{T_0} \right) \right]} \quad (3.6)$$

$$T = \left\{ \frac{\ln R - \ln R_0}{\beta} + \frac{1}{T_0} \right\}^{-1} \quad (3.7)$$

onde,

R = Resistência ( $\Omega$ ), T = Temperatura (K),  $\beta$  = Constante do termistor.

FIGURA 3.3 – INSTRUMENTO UTILIZADO PARA MEDIÇÃO DE TEMPERATURA CORPORAL. A – MULTÍMETRO; B – TERMISTOR.



FONTE: A- [Http://Electrofacil.Galeon.Com/Semiconductores.Htm](http://Electrofacil.Galeon.Com/Semiconductores.Htm), Adaptado;  
B – O autor (2014).

### 3.3.5 Análise de incertezas

Uma análise de incertezas experimentais é essencial para a adequada avaliação dos resultados obtidos. Esses resultados contêm incertezas intrínsecas ao processo experimental, que devem ser quantificadas.

O limite de precisão das medições deve ser calculado como sendo o dobro do desvio padrão das referidas medições, com grau de confiança de 95%, assumindo que a população segue uma distribuição normal (LIPSCHUTZ; LIPSON, 2000). Os critérios de propagação de erros em medições experimentais seguem os padrões da American Society of Mechanical Engineers, ASME (KIM; SIMON; VISKANTA, 1993).

A incerteza da medição de temperatura com a câmera infravermelha é, portanto, obtida por:

$$U_T = \sqrt{P_T^2 + B_T^2} \quad (3.8)$$

onde,

$B_T$  é o erro intrínseco do equipamento, especificado pelo fabricante;

$P_T$  é o limite de precisão das medições, calculado como 2 vezes o desvio padrão de todas as medições realizadas;

$U_T$  é, portanto, a incerteza das medidas de temperatura via infravermelho.

Além disso, conforme apresentado no item 3.3.1, utiliza-se neste trabalho o método de gradientes conjugados (FLORES-SAHAGUN; VARGAS; MULINARI-BRENNER, 2011) que considera a simetria bilateral observada em seres humanos, que define duas regiões quaisquer, 1 e 2 (simétrica à região 1), e analisa a diferença de temperatura adimensional entre elas, conforme foi mostrado na Eq. (3.3).

Como é feita a diferença entre 2 temperaturas medidas com a mesma câmera infravermelha para fazer o cálculo de  $\Delta\bar{\theta}$ , o erro intrínseco da câmara (Bias limit) aproximadamente se cancela, pois está presente nas duas medições. Desta maneira, conclui-se que:

$$U_{\Delta\bar{\theta}} \cong P_{\Delta\bar{\theta}} = 2\sigma_{\Delta\bar{\theta}} \quad (3.9)$$

A análise dos resultados compreendeu: a) estatística descritiva, para todas as variáveis, e b) determinação do grau de associação interclasse. Os valores de  $\Delta\bar{\theta}$  foram considerados como indicadores da presença ou não da anomalia do paciente. Em todos os casos, foi adotado um nível de significância de 5% para o erro.

Comparando-se as médias obtidas pela análise de variância (ANOVA/MANOVA) e do teste “t”. Fixa-se em 5% o nível de significância para rejeição da hipótese de nulidade (LIPSCHUTZ; LIPSON, 2000).

Para avaliar as correlações, o método foi aplicado somente quando todas as variáveis preencheram os seguintes critérios: aleatoriedade, relações lineares, homocedasticidade, normalidade e homocedasticidade para os valores da variável dependente, considerando valores fixos da variável independente (LIPSCHUTZ; LIPSON, 2000).

### 3.4 MAMAS E O CICLO MENSTRUAL

Foram avaliadas 7 voluntárias durante um ciclo menstrual de aproximadamente 30 dias. A análise foi realizada para verificação da possibilidade de ocorrer um melhor dia para realização de exames termográficos de mamas, pensando na atividade hormonal durante o período, que poderia alterar a fisiologia do organismo feminino.

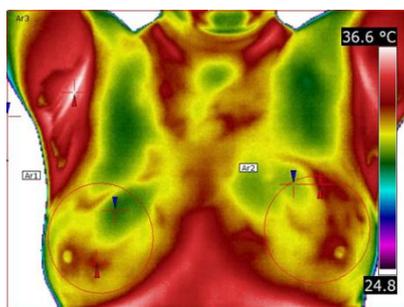
Todos os dias no mesmo horário foram captadas imagens a fim de se obter termogramas para avaliação do dia propício para a realização de triagem de mamas. Sete

volutárias submeteram-se ao exame obedecendo à critérios como: Preparação do paciente, posicionamento do paciente, captura de imagem , programa de software (para verificação das temperaturas necessárias), critérios descritos no ítem 2.6.

Após o término do período da coleta de imagens infravermelho, foram analisados todos os termogramas das voluntárias por meio de medições das temperaturas das mamas, temperatura central e temperatura ambiente, e foram obtidas as temperaturas adimensionais para análise dos termogramas e construção dos gráficos demonstrados no capítulo 4.

Para a realização dos cálculos e dos gráficos, foi utilizado o aplicativo Excel da Microsoft.

FIGURA 3.4 – TERMOGRAMA DE MAMAS PARA ANÁLISE DE TEMPERATURAS DURANTE CICLO MENSTRUAL.

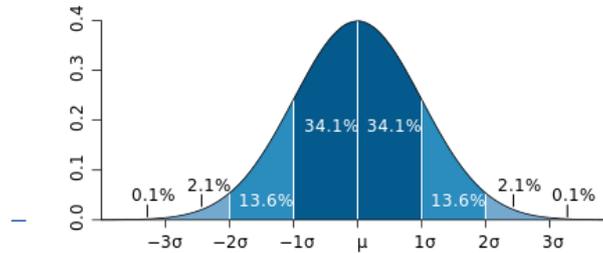


FONTE: O autor (2014).

### 3.5 DEFINIÇÃO DE FAIXAS DE NORMALIDADE PARA OS TERMOGRAMAS DE MAMAS

A faixa de normalidade, ou seja, a faixa de temperaturas da mama normal foi calculada assumindo que a população segue uma distribuição normal unimodal simétrica de temperaturas conforme mostra a figura 3.5. Essa hipótese permite dizer que 95 % dos valores de temperaturas medidas encontram-se a uma distância da média inferior a duas vezes o desvio padrão e que 68 % das ocorrências se concentram na área do gráfico demarcada por um desvio padrão à direita e um desvio padrão à esquerda da linha média, como mostra a Figura 3.4 (LIPSCHUTZ; LIPSON, 2000).

FIGURA 3.5 – DISTRIBUIÇÃO NORMAL UNIMODAL SIMÉTRICA COM REPRESENTAÇÃO DO DESVIO PADRÃO.



FONTE: [Http://Pt.Wikipedia.Org/Wiki/Distribuição\\_Normal](http://Pt.Wikipedia.Org/Wiki/Distribuição_Normal).

Foram feitos termogramas dos indivíduos componentes do grupo de controle, e foram determinados os  $\Delta\bar{\theta}$  de mamas homogêneas inteiras que apresentavam distribuição aproximadamente simétrica entre a mama esquerda e direita visualmente, conforme foi discutido no item 3.2. A seguir, foi calculado o desvio padrão das medições obtidas no grupo, e para representar 95 % da população, a faixa de normalidade  $\lambda$  foi definida por:

$$\lambda = \Delta\bar{\theta} \pm 2\sigma_{\Delta\bar{\theta}} \quad (3.10)$$

onde,

$\sigma_{\Delta\bar{\theta}}$  representa o desvio padrão das medições realizadas.

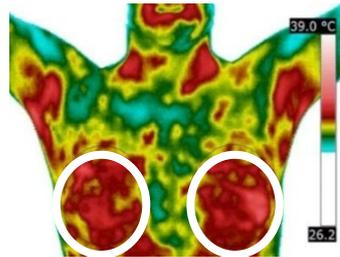
### 3.6 VERIFICAÇÃO DA EFICÁCIA DO MÉTODO DE GRADIENTES CONJUGADOS PARA TRIAGEM

A metodologia de gradientes conjugados proposta no item 3.3 foi aplicada para um grupo de pacientes previamente diagnosticadas tanto por ultrassom como por mamografia, ou os dois exames (grupo controle), e pacientes com resultados diagnosticados por biópsia (grupo com lesões benignas). Durante o estudo, percebeu-se a ocorrência de assimetrias localizadas de pequeno tamanho (e.g., lesões em estágio inicial) em algumas pacientes. Neste casos, o cálculo de  $\Delta\theta$  com base na mama inteira levava a um valor dentro da faixa de normalidade  $\lambda$ , i.e., à ocorrência de alguns falsos negativos. Assim, definiu-se um método mais específico com potencial para captar todos os casos.

Portanto, para realizar a triagem dos indivíduos, propõe-se a seguinte metodologia:

- i) Visualmente buscar identificar nas cores da imagem captada pela câmera a ocorrência de assimetrias localizadas visíveis entre as duas mamas. Caso não sejam claramente identificáveis, fazer a análise com a imagem com círculo delineado na mama inteira, conforme mostra a Figura 3.6, por exemplo;

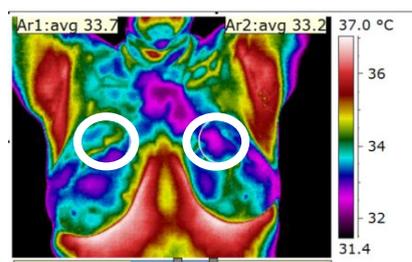
FIGURA 3.6 – DISTRIBUIÇÃO COM AUSÊNCIA DE CLARAS ASSIMETRIAS LOCALIZADAS DE TEMPERATURA EM MAMAS SAUDÁVEIS.



FONTE: O autor (2014).

- ii) Caso existam assimetrias visíveis, conforme mostra a Figura 3.7, por exemplo, delinear círculos ao redor das assimetrias localizadas selecionadas, e calcular os valores de  $\Delta\bar{\theta}$  correspondentes. Podem ser selecionadas mais de uma região com assimetrias localizadas, tantas quanto o analista entender como necessárias, e
- iii) Em todas as situações, verificar se  $\Delta\bar{\theta}$  das regiões analisadas se encontra fora da faixa de normalidade  $\lambda$  definida pela Eq. 3.10. Estando o valor de  $\Delta\bar{\theta}$  medido fora da faixa de normalidade  $\lambda$ , o paciente deve ser encaminhado para os procedimentos tradicionais de ultrassonografia, mamografia e biópsia. Caso contrário, o exame termográfico não indica a necessidade de prosseguir para exames adicionais, uma vez que se encontra dentro da faixa de normalidade  $\lambda$ .

FIGURA 3.7 – DISTRIBUIÇÃO COM PRESENÇA DE CLARAS ASSIMETRIAS LOCALIZADAS DE TEMPERATURA EM MAMAS COM DIAGNÓSTICO POR BIÓPSIA.



FONTE: O autor (2014).

## 4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Para a realização desta Dissertação foram analisados termogramas cujas imagens infravermelhas foram capturadas de pacientes com lesões benignas e voluntárias saudáveis (grupo controle). Para tanto, foram obtidos 32 termogramas de voluntárias saudáveis compondo o grupo controle, e 17 termogramas de pacientes com lesões benignas de mamas.

O trabalho foi realizado com duas câmeras, FLIR T400 e SAT S160, portanto houve a necessidade de apurar a diferença de medições de ambas para se avaliar se as imagens das duas câmeras apresentavam diferenças significativas ou não. Além disso foi elaborado um estudo do erro sistemático de câmera infravermelha conforme descrito no item 3.3.4.

Foram realizadas análises para obtenção de temperaturas adimensionais das mamas de pacientes sem queixas verificando-se a faixa de normalidade para média de temperatura adimensional das mamas no grupo controle e comparou-se com as temperaturas adimensionais das mamas do grupo afetado.

Na sequência foram realizadas análises de um grupo de voluntárias para verificação de um possível dia mais propício para a realização de exames como descrito no item 4.6 desse trabalho.

### 4.1 COMPARAÇÃO DE MEDIÇÕES ENTRE AS CÂMERAS SAT E FLIR

Neste item são apresentadas as Tabelas 4.1, 4.2 e 4.3 que apresentam as medidas de temperaturas adimensionais de várias regiões do corpo para análise das diferenças de temperaturas adimensionais entre as duas câmeras utilizadas neste estudo. Foram utilizadas quatro voluntárias, considerando um intervalo de confiança de 95%, determinado pela faixa da média mais ou menos duas vezes o desvio padrão das medições, i.e.,  $\Delta\theta \pm 2\sigma_{\Delta\theta}$ , assumindo que a população segue aproximadamente uma distribuição normal simétrica.

Com base nos dados das Tabelas 4.1 a 4.3, foi utilizada a distribuição t de Student para verificar se há diferença significativa nas medições realizadas com as câmeras SAT e FLIR utilizadas neste trabalho. A Tabela 4.4 mostra os resultados da análise realizada.

TABELA 4.1 – GRADIENTES DE TEMPERATURAS ADIMENSIONAIS EM DIFERENTES REGIÕES DO CORPO, EM QUATRO VOLUNTÁRIAS – CÂMERA SAT-S160.

	Partes do corpo	$\theta$ Direito	$\theta$ Esquerdo	$\Delta\theta$
1	Mama	0,6873	0,7267	0,0394
	Olhos	0,8106	0,7863	0,0243
	Dorso do mão	0,5566	0,5448	0,0117
	Planta da mão	0,7024	0,6882	0,0142
	Dorso do pé	0,6203	0,5759	0,0444
	Planta do Pé	0,8265	0,7703	0,0562
2	Mama	1,0141	0,9899	0,0241
	Olhos	0,7960	0,7950	0,0010
	Dorso da Mão	0,7889	0,7437	0,0452
	Planta da mão	0,8774	0,8714	0,0060
	Planta do Pé	0,2894	0,2583	0,0312
	Dorso do Pé	0,1588	0,0774	0,0814
3	Mama	0,7536	0,7527	0,0008
	Olhos	0,8039	0,8215	0,0176
	Dorso da Mão	0,6471	0,6639	0,0168
	Planta da mão	0,9547	0,9715	0,0168
	Dorso do Pé	0,8097	0,7921	0,0176
	Planta do Pé	0,2364	0,2121	0,0243
4	Mama	0,8536	0,8656	0,0121
	Olhos	0,8450	0,8510	0,0060
	Dorso da Mão	0,8183	0,7597	0,0586
	Planta da mão	1,0336	0,9466	0,0870
	Dorso do Pé	0,4401	0,4522	0,0121
	Planta do Pé	0,3695	0,3686	0,0009

TABELA 4.2 – GRADIENTES DE TEMPERATURAS ADIMENSIONAIS EM DIFERENTES REGIÕES DO CORPO, EM QUATRO VOLUNTÁRIAS – CÂMERA FLIR-T400.

	Partes do corpo	$\theta$ Direito	$\theta$ Esquerdo	$\Delta\theta$
1	Mama	0,8380	0,8771	0,0391
	Olhos	0,8939	0,8659	0,0279
	Dorso da Mão	0,6425	0,6313	0,0112
	Planta da mão	0,7039	0,6872	0,0168
	Dorso do Pé	0,5140	0,4693	0,0447
	Planta do Pé	0,4860	0,4302	0,0559
2	Mama	0,8580	0,8333	0,0247
	Olhos	0,8951	0,8951	0,0000
	Dorso da Mão	0,8148	0,7716	0,0432
	Planta da mão	0,8951	0,8889	0,0062
	Dorso do Pé	0,5247	0,4938	0,0309
	Planta do Pé	0,4691	0,3889	0,0802
3	Mama	0,7716	0,7716	0,0000
	Olhos	0,8889	0,9074	0,0185
	Dorso da Mão	0,7654	0,7840	0,0185
	Planta da mão	0,7901	0,8086	0,0185
	Dorso do Pé	0,6790	0,6605	0,0185
	Planta do Pé	0,4815	0,5062	0,0247
4	Mama	0,9255	0,9379	0,0124
	Olhos	0,9068	0,9130	0,0062
	Dorso da Mão	0,7205	0,6646	0,0559
	Planta da mão	0,7329	0,6584	0,0745
	Dorso do Pé	0,3056	0,3087	0,0031
	Planta do Pé	0,1801	0,1801	0,0000

TABELA 4.3 - COMPILAÇÃO DAS MEDIÇÕES DE DIFERENÇAS DE TEMPERATURAS ADIMENSIONAIS EM DIFERENTES REGIÕES DO CORPO, EM QUATRO VOLUNTÁRIAS COM AS CÂMERAS SAT E FLIR.

Partes do corpo		SAT S160	FLIR T400	Diferença
<b>1</b>	Mama	0,0394	0,0391	0,0003
	Olhos	0,0243	0,0279	0,0036
	Dorso da Mão	0,0117	0,0112	0,0006
	Planta da mão	0,0142	0,0168	0,0025
	Dorso do Pé	0,0444	0,0447	0,0003
	Planta do Pé	0,0562	0,0559	0,0003
<b>2</b>	Mama	0,0241	0,0247	0,0006
	Olhos	0,0010	0,0000	0,0010
	Dorso da Mão	0,0452	0,0432	0,0020
	Planta da mão	0,0060	0,0062	0,0001
	Dorso do Pé	0,0312	0,0309	0,0003
	Planta do Pé	0,0814	0,0802	0,0012
<b>3</b>	Mama	0,0008	0,0000	0,0008
	Olhos	0,0176	0,0185	0,0009
	Dorso da Mão	0,0168	0,0185	0,0018
	Planta da mão	0,0168	0,0185	0,0018
	Dorso do Pé	0,0176	0,0185	0,0009
	Planta do Pé	0,0243	0,0247	0,0004
<b>4</b>	Mama	0,0121	0,0124	0,0004
	Olhos	0,0060	0,0062	0,0002
	Dorso da Mão	0,0586	0,0559	0,0027
	Planta da mão	0,0870	0,0745	0,0125
	Dorso do Pé	0,0121	0,0031	0,0090
	Planta do Pé	0,0009	0,0000	0,0009

Média das diferenças 0,002

Desvio padrão 0,003

TABELA 4.4 – TESTE T DE STUDENT – REFERENTE À COMPARAÇÃO DAS CÂMERAS FLIR E SAT.

	SAT-S160	FLIR E60
Média	0,027071	0,026317
Variância	0,000582	0,000521
Observações	24	24
Variância agrupada	0,000551	
Hipótese da diferença de média	0	
gl	46	
Stat t	0,111255	
P(T<=t) uni-caudal	0,455949	
t crítico uni-caudal	1,68	
P(T<=t) bi-caudal	0,91>0,05%	
t crítico bi-caudal	2,012896	

De acordo com o teste t de Student aplicado nesta análise e com a obtenção do valor de  $P = 0,91$  pode-se afirmar que não existe diferença significativa entre os resultados das duas câmeras baseando-se que  $P > 0,05$ .

Para a realização dos cálculos desta seção foi utilizado o aplicativo Excel da Microsoft.

#### 4.2 REPRODUTIBILIDADE NA AQUISIÇÃO DE IMAGENS POR INFRAVERMELHO

Foi descrito no item 3.3.3 o método utilizado para verificar a reprodutibilidade de medições de temperatura na superfície da pele durante o experimento, a fim de considerar a necessidade ou não de realizar medições em triplicata. Cem imagens de uma mesma paciente foram analisadas a fim de apurar a temperatura central, ambiente e das mamas. Foi determinado a temperatura adimensional das mamas (direita e esquerda) e foram aplicadas as temperaturas adimensionais das mesmas no método de gradientes conjugados para determinar a diferença de temperatura adimensional.

O desvio padrão obtido nas medições de  $\Delta\theta$  foi menor do que 1% do valor da média. Portanto, não há necessidade de realizar mais do que uma medição em uma mesma pessoa.

### 4.3 DETERMINAÇÃO DO ERRO SISTEMÁTICO DA CÂMERA INFRAVERMELHA

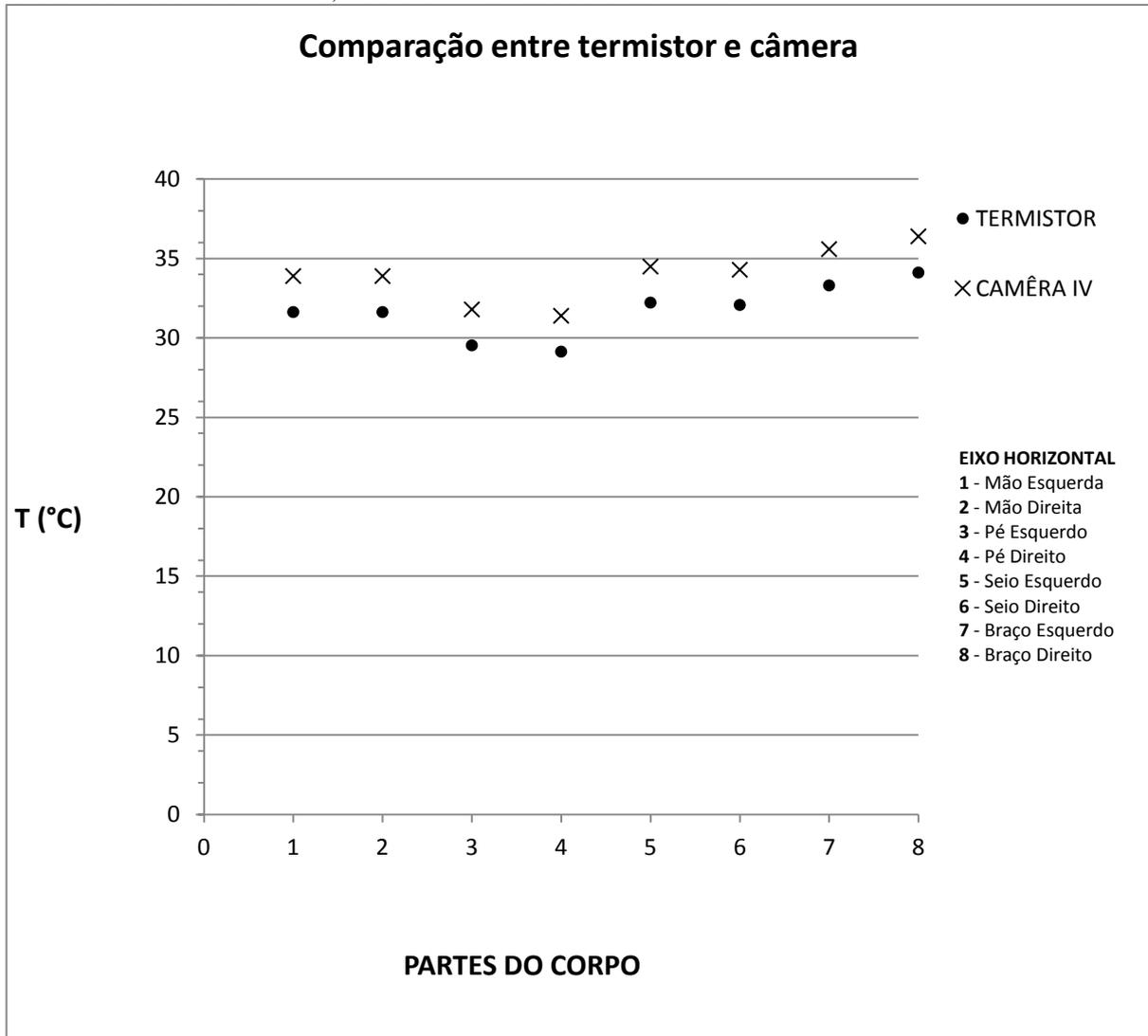
Por meio de dados de calibração de um termistor ( $R = 2250 \Omega$ ;  $T = 298,15 \text{ K}$ ), e dados coletados ( $R_0 = 6960 \Omega$ ;  $T = 273,15 \text{ K}$ ), obteve-se o valor da constante adimensional do sensor:  $\beta = 3678,6276$ . Assim, é possível fazer a correspondência da resistência com a temperatura.

É apresentado na Tabela 4.5 dados mensurados de partes do corpo humano utilizando o termistor e a câmera infravermelha, e a diferença de temperatura entre as medições realizadas.

TABELA 4.5 – DADOS DA DIFERENÇA DE TEMPERATURA DE UMA MEDIÇÃO, EM QUATRO PARTES DO CORPO.

<b>PARTES DO CORPO</b>	<b>TERMISTOR</b>	<b>CÂMERA SAT</b>	<b><math>\Delta T</math></b>
<b>Mão Esquerda</b>	31,6353	33,9	2,2647
<b>Mão Direita</b>	31,6353	33,9	2,2647
<b>Pé Esquerdo</b>	29,5383	31,8	2,2617
<b>Pé Direito</b>	29,1425	31,4	2,2575
<b>Mama Esquerda</b>	32,2306	34,5	2,2694
<b>Mama Direita</b>	32,0825	34,3	2,2175
<b>Braço Esquerdo</b>	33,3134	35,6	2,2866
<b>Braço Direito</b>	34,1210	36,4	2,2790

FIGURA 4.1 – GRÁFICO DO TIPO DISPERSÃO, REFERENTE À TABELA 4.5, INDICANDO A DIFERENÇA DE TEMPERATURA ENTRE A MEDIÇÃO PELO TERMISTOR E PELA CÂMERA DE IMAGEM INFRAVERMELHA, EM DIFERENTES PARTES DO CORPO.



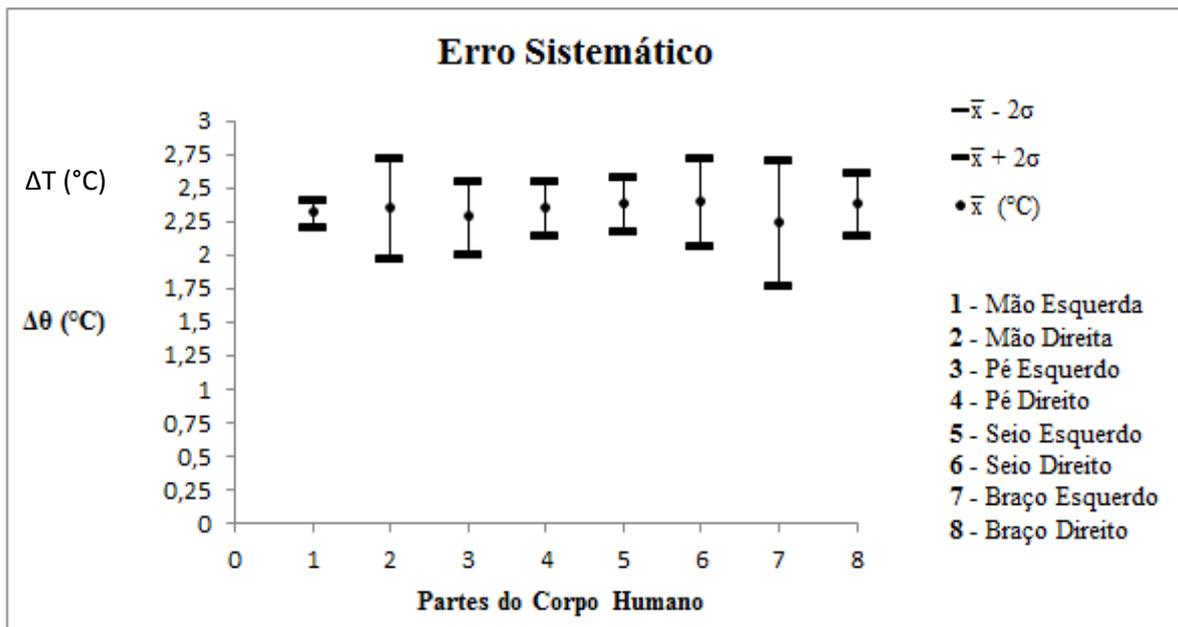
Uma série de medições de temperatura foram realizadas em triplicata por meio de um termistor e por uma câmera de infravermelho de várias partes do corpo humano. Nas medições foram calculadas a média da diferença das temperaturas entre as medições de partes correspondentes ( $\Delta T$ ) e desvio padrão da média ( $\sigma_{\Delta T}$ ). Note que a diferença de temperaturas ( $\Delta T \pm 2\sigma_{\Delta T}$ ) indica os erros sistemáticos de calibração, emissividade e resolução da câmera infravermelha que resultam na medição da temperatura individual. A tabela 4.6 mostra os resultados obtidos, a partir dos cálculos da incerteza.

TABELA 4.6 – DADOS REFERENTES AO CÁLCULO DO ERRO SISTEMÁTICO DA CÂMERA SAT.

<b>PARTE DO CORPO</b>	$\Delta T - 2 \sigma \Delta T$	$\Delta T + 2 \sigma \Delta T$	$\Delta T$ (°C)	<b>ERRO (2 <math>\sigma</math>)</b>
<b>Mão Esquerda</b>	2,2	2,4	2,3	0,1
<b>Mão Direita</b>	1,9	2,7	2,3	0,4
<b>Pé Esquerdo</b>	2,0	2,6	2,3	0,3
<b>Pé Direito</b>	2,2	2,6	2,4	0,2
<b>Mama Esquerda</b>	2,2	2,6	2,4	0,2
<b>Mama Direita</b>	2,1	2,7	2,4	0,3
<b>Braço Esquerdo</b>	1,7	2,7	2,2	0,5
<b>Braço Direito</b>	2,2	2,6	2,4	0,2

A mesma informação é mostrada na Figura 4.2, em que aparecem no eixo vertical os erros sistemáticos da câmera SAT e no eixo horizontal as diferentes partes do corpo em que foram realizadas as medições. A presença significativa do erro sistemático comprova a necessidade do uso da temperatura adimensional e o método de gradientes conjugados proposto por Vargas *et al.* (2009).

FIGURA 4.2 – INCERTEZA PADRÃO REFERENTE À MÉDIA DA DIFERENÇA DE TEMPERATURA – 1: MÃO ESQUERDA, 2: MÃO DIREITA, 3: PÉ ESQUERDO, 4: PÉ DIREITO, 5: MAMA ESQUERDA, 6: MAMA DIREITA, 7: BRAÇO ESQUERDO, 8: BRAÇO DIREITO.



#### 4.4 GRUPO CONTROLE

A partir do grupo de controle, foram definidas faixas de normalidade para as mamas, que foram analisadas, com um círculo na região total das mamas. De acordo com dados obtidos por meio do método de gradientes conjugados, foram adquiridas as seguintes determinações:

Calculou-se a diferença de temperatura média adimensional ( $\Delta\theta$ ) do grupo controle, que foi composto por 32 pacientes voluntárias, com áreas similares de heterogeneidade entre elas, portanto simétricas (mamas direita e esquerda), com resultados normais em mamografia e (ou) ultrassonografia conforme demonstrado na tabela 4.7.

TABELA 4.7 – DADOS DE IDADE E DIFERENÇA DE TEMPERATURA ADIMENSIONAL DO GRUPO CONTROLE COMPOSTO POR 32 PACIENTES COM MAMAS SAUDÁVEIS

<b>Numero de Pacientes</b>	<b>Código da Paciente</b>	<b>Idade</b>	<b><math>\Delta\theta</math></b>
1	001	12	0,0156
2	003	18	0,0234
3	004	47	0,0242
4	005	26	0,0000
5	006	29	0,0071
6	008	55	0,0120
7	009	31	0,0165
8	010	43	0,0160
9	012	46	0,0164
10	013	46	0,0144
11	016	16	0,0126
12	017	22	0,0000
13	018	54	0,0154
14	019	35	0,0067
15	021	45	0,0271
16	026	72	0,0120
17	032	60	0,0210
18	034	54	0,0213
19	035	55	0,0135
20	038	67	0,0075
21	042	38	0,0255
22	043	54	0,0240
23	044	46	0,0203
24	050	22	0,0048
25	052	47	0,0127
26	056	26	0,0023
27	057	36	0,0081
28	058	24	0,0000
29	060	27	0,0176
30	061	28	0,0110
31	063	24	0,0227
32	064	29	0,0115

De acordo com os valores encontrados da diferença de temperaturas adimensionais demonstrados na tabela 4.7, foi possível estabelecer a faixa de normalidade  $\lambda$  apresentada na tabela 4.8. Com isso, foi possível comparar o grupo controle com o grupo de lesões benignas comprovadas por biopsias.

TABELA 4.8 - FAIXA DE NORMALIDADE  $\Lambda$  OBTIDA PELO GRUPO DE CONTROLE VIA  $\Delta\Theta \pm 2\Sigma_{\Delta\Theta}$ .

Grupo controle	
Faixa de normalidade ( $\lambda$ )	0,0139 $\pm$ 0,0155

Considerando-se  $2\sigma\Delta\theta$  o limite, i.e., o  $\Delta\bar{\theta}$  máximo da mama, é de 0,0294. Por meio desta análise, conclui-se que se a diferença de temperatura adimensional entre as mamas for maior do que o ponto de corte da faixa de normalidade  $\lambda$  (0,0294), aponta-se anormalidade com 95% de confiança.

#### 4.5 GRUPO COM LESÕES BENIGNAS

Como pode ser verificado na tabela 4.9 o grupo de pacientes com lesões benignas foi avaliado verificando-se a temperatura global de mamas (circulo em toda a mama) e também delimitando-se apenas região de interesse (áreas de assimetrias em relação ao lado contralateral). Em destaque encontram-se os casos falsos negativos. Dados como idade e descrição da lesão situam-se na mesma tabela.

O método de gradientes conjugados aplicado com a técnica de assimetrias localizadas ainda apresentou falsos negativos (2 casos em 17 pacientes). Uma possível explicação é que esses falsos negativos se referem a um cisto benigno e a uma fibrose, que apresentam uma morfologia que não implica em aumento significativo da vascularização local.

Neste ponto, é importante ressaltar que métodos de triagem consagrados como a ultrassonografia e a mamografia também apresentam falsos negativos na mesma ordem de grandeza. Portanto, há a expectativa de que a imagem infravermelha de mama aplicada com o método de gradientes conjugados possa vir a ser uma ferramenta de triagem útil na detecção precoce de anomalias de mama.

TABELA 4.9 - GRUPO COM LESÕES BENIGNAS DE MAMAS – TEMPERATURA GLOBAL E TEMPERATURA DA ÁREA DE INTERESSE.

Nº	Cod Paciente	Idade	$\Delta\bar{\theta}$ Global	$\Delta\bar{\theta}$ Área interesse.	Descrição
1	208	35	0,022	0,0879	Fibroadenoma
2	209	60	0,0519	0,0714	Necrose gordurosa(histologia-material hemático(citologia 4A)
3	219	41	0,0150	0,0226	Cisto benigno
4	220	67	0,0303	0,0833	Fibroadenoma
5	223	41	0,0135	0,0541	Lesão benigna não palpável
6	227	43	0,0075	0,0672	Cisto benigno
7	228	48	0,0087	0,0870	Condição fibrocistica
8	237	64	0,0661	0,0909	Fibrose estromal
9	243	64	0,0081	0,1048	Lesão popilífera intraductal
10	250	54	0,0672	0,0840	Fibroadenoma
11	251	34	0,0087	0,0435	Fibroadenoma
12	253	22	0,0089	0,0000	Fibrose
13	256	14	0,0652	0,0942	Necrose Tumoral
14	263	37	0,0175	0,0439	Fibrose estromal
15	264	55	0,0088	0,1053	microcalcificação intraductal,ectasia ductal fibrose estromal
16	266	60	0	0,1356	Ductos com fibrose estromal
17	268	70	0,0083	0,0750	Cisto mamário

Resultado anormal:  $\Delta\bar{\theta} \geq 0,0294$ 

Vermelhos: Falsos negativos.

TABELA 4.10 - MÉDIA DAS TEMPERATURAS ADIMENSIONAIS DO GRUPO COM LESÕES BENIGNAS.

Grupo com lesões benignas

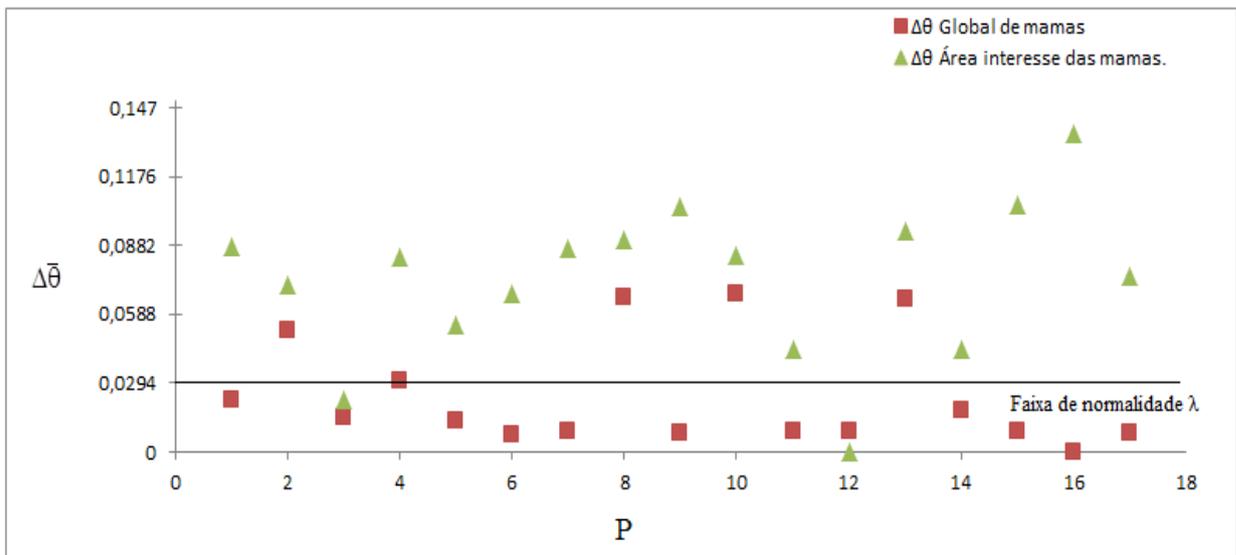
Média  $\Delta\bar{\theta}$  global de mamas = 0,0240Média  $\Delta\bar{\theta}$  . áreas de interesse

0,0736

Utilizando-se o método de análise de temperatura global de mamas, 70,6% das pacientes (12 de um total de 17) apresentaram falso negativo, no entanto a análise feita por assimetrias localizadas nas áreas de interesse em relação ao lado contralateral, dos 17 casos apurados, apenas dois corresponderam a falso negativo, 11,8% do total, concluindo-se que o melhor método é o de círculo na área de interesse.

Com base no gráfico da figura 4.3 verifica-se que a ocorrência de falsos negativos utilizando o valor de  $\Delta\bar{\theta}$  medido na mama inteira. No entanto com a metodologia proposta no ítem 3.5, i.e., usando uma ou mais regiões de interesse de assimetrias localizadas, foi possível determinar o indicativo de anormalidade com a imagem infravermelha.

FIGURA 4.3 – GRÁFICO DA AVALIAÇÃO DE MAMAS COM INDICATIVO DE LESÃO, DEMONSTRANDO A FAIXA DE NORMALIDADE  $\lambda$ . VALORES DE P (NUMERO DE PACIENTES) E  $\Delta\bar{\theta}$ .



Determinados os resultados dos dois grupos, realizou-se o Teste t de Student (  $P = 0,00 < 0,05\%$  ) podendo-se afirmar que existe diferença significativa entre os dois grupos, o grupo de controle e o grupo com lesões benignas (analisado por meio de círculos sobre assimetrias localizadas em áreas de interesse das mamas). O sumário da análise é mostrado na tabela 4.11.

TABELA 4.11 - TESTE T DE STUDENT, REFERENTE ÀS COMPARAÇÕES DOS RESULTADOS DOS GRUPOS LESÕES BENIGNAS E GRUPO CONTROLE.

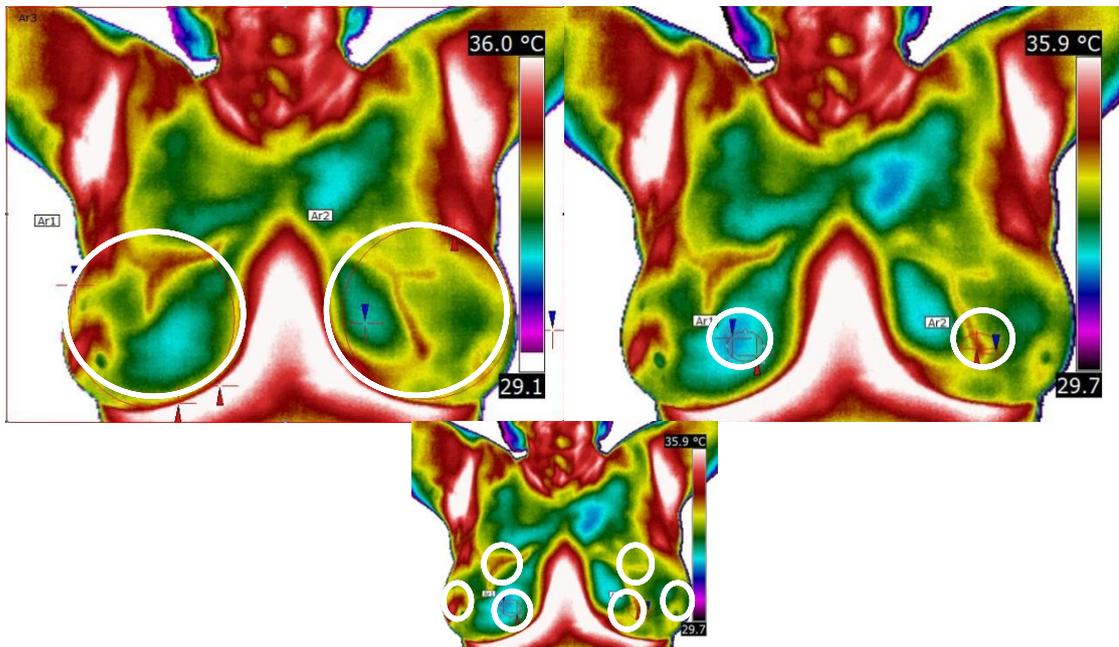
	<i>Variável 1</i>	<i>Variável 2</i>
Média	0,014	0,074
Variância	0,000	0,001
Observações	32	17
Variância agrupada	0,000	
Hipótese da diferença de média	0,000	
gl	47	
Stat t	-9,838	
P(T<=t) uni-caudal	0,000	
t crítico uni-caudal	1,678	
Valor de P(T<=t) bi-caudal	0,000	< 0,05%
t crítico bi-caudal	2,012	

#### 4.5.1 Temperatura global e de regiões nas áreas de interesse, baseada em assimetrias localizadas nas mamas

A paciente 266 com 60 anos de idade, cuja biopsia demonstrou Ductos com fibrose estromal, foi analisada por dois métodos (como todas as outras pacientes com algum tipo de lesão), obtendo temperatura adimensional de 0,0000 na avaliação feita com o círculo nas mamas inteiras, e pelo método da análise em áreas de interesse o resultado foi de 0,1356. A resultância da análise de regiões nas áreas de interesse, baseada em assimetrias localizadas nas mamas foi avaliada respeitando-se a área afetada demonstrada pela ultrasonografia, apresentando mama esquerda com nódulo hipoecóico, Birads V, Quadrante Superior Medial, aproximadamente 8 centímetros da papila, demonstrado na figura 4.4.

As pacientes do estudo apresentaram exames para comprovação do local exato da lesão. No entanto pacientes candidatas à triagem não estarão diagnosticadas por meio de mamografia ou ultrasonografia. Áreas de interesse devem ser delimitadas com círculos, tantos quantos forem necessários nos locais com assimetrias de cores, conforme mostra a figura 4.4.

FIGURA 4.4 - PACIENTE 266, MAMAS ANALISADAS PELO MÉTODO DE CIRCULO NA MAMA INTEIRA (TEMPERATURA GLOBAL), PELA REGIÃO DA ÁREA DE INTERESSE E COM CÍRCULOS EM VÁRIAS ÁREAS DE ASSIMETRIAS DE CORES, RESPECTIVAMENTE.



FONTE: O autor (2014).

#### 4.6 MAMAS E CICLO MENSTRUAL

A fim de se obter resultados precisos relacionados ao dia mais favorável para a realização de exames de imagem infravermelho de mamas, foram examinadas diariamente durante um ciclo menstrual completo, sete voluntárias saudáveis e sem queixas com relação às mamas, como pode-se observar nas figuras 4.5, 4.6 e 4.7, não houve um dia ideal em que a temperatura fosse mais adequada para os exames i.e., as temperaturas oscilaram em todo o período do mês e não houve picos mais quentes ou mais frios que pudessem auxiliar na definição de um dia mais propício com relação à atividade fisiológica ao longo do período do ciclo menstrual (mês) comparando-se todas as voluntárias.

Por meio dos gráficos demonstrados a seguir, verificou-se que as temperaturas mantiveram-se inconstantes e sem nenhum indicativo para o dia mais favorável.

Baseado neste estudo, percebe-se que não ocorre dia oportuno para a captação de imagens termográficas de mamas, portanto em qualquer dia do ciclo menstrual de uma mulher poderá ser realizado exames para triagem de mamas.

FIGURA 4.5 - GRÁFICO DE RESULTADOS DA PACIENTE 01-TEMPERATURA ADIMENSIONAL – PACIENTE VOLUNTÁRIA, POSSUI CICLO IRREGULAR NORMAL DE APROXIMADAMENTE 30 DIAS.

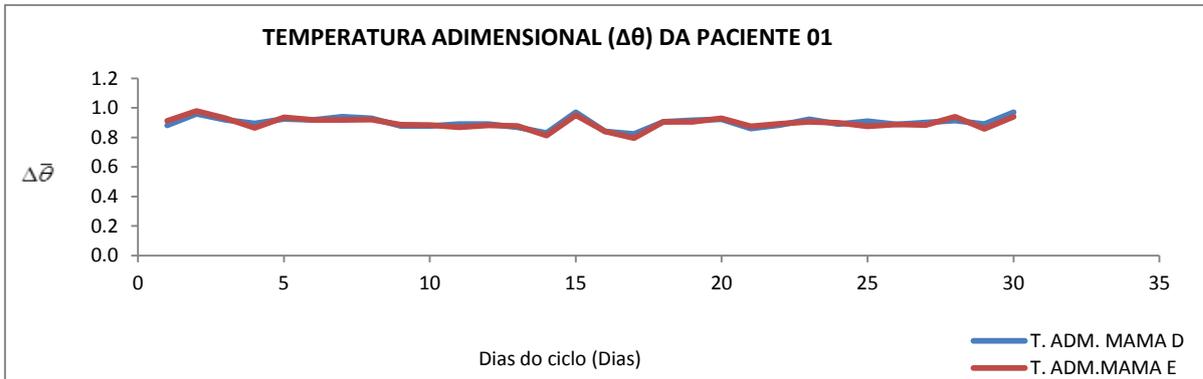


FIGURA 4.6 - GRÁFICO DE RESULTADOS DA PACIENTE 02-TEMPERATURA ADIMENSIONAL – PACIENTE VOLUNTÁRIA, POSSUI CICLO REGULAR NORMAL DE APROXIMADAMENTE 26 DIAS.

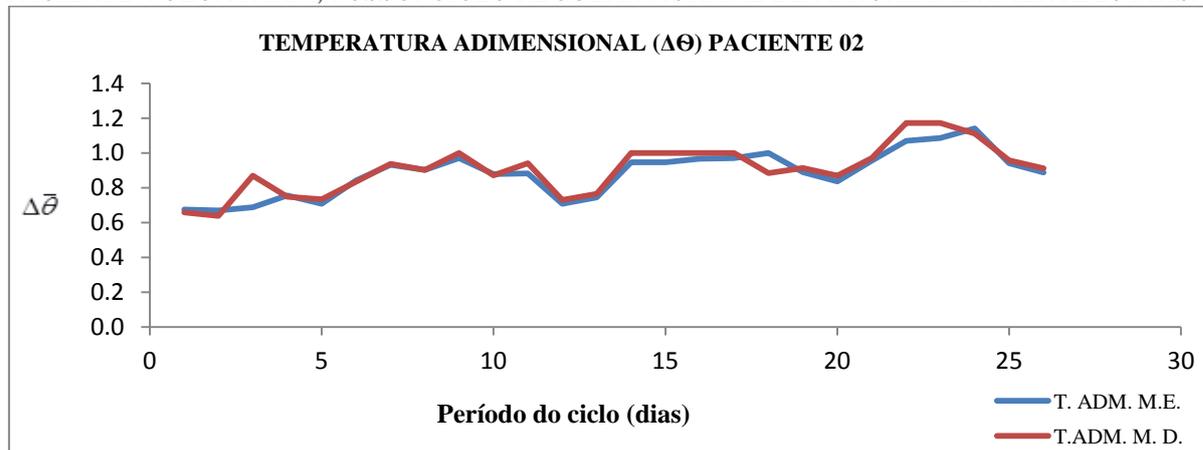
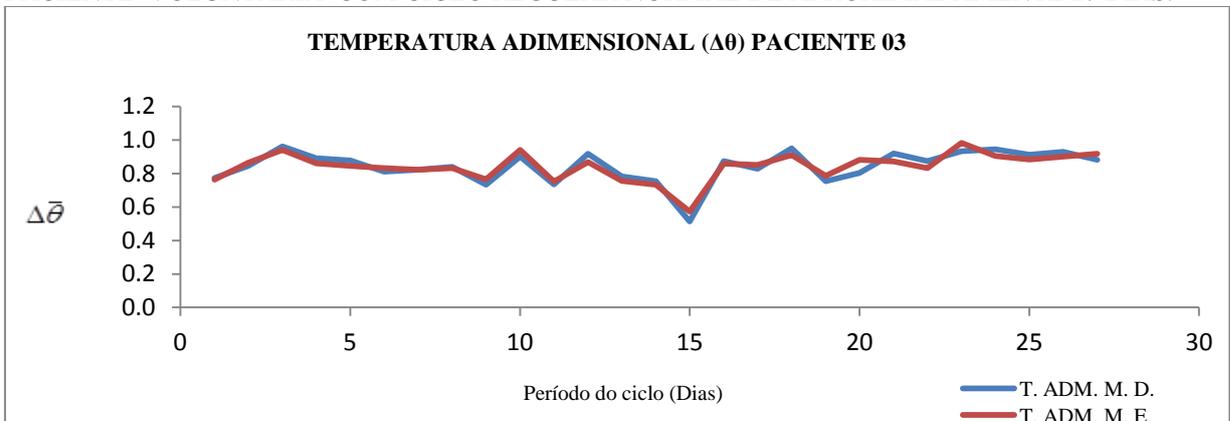
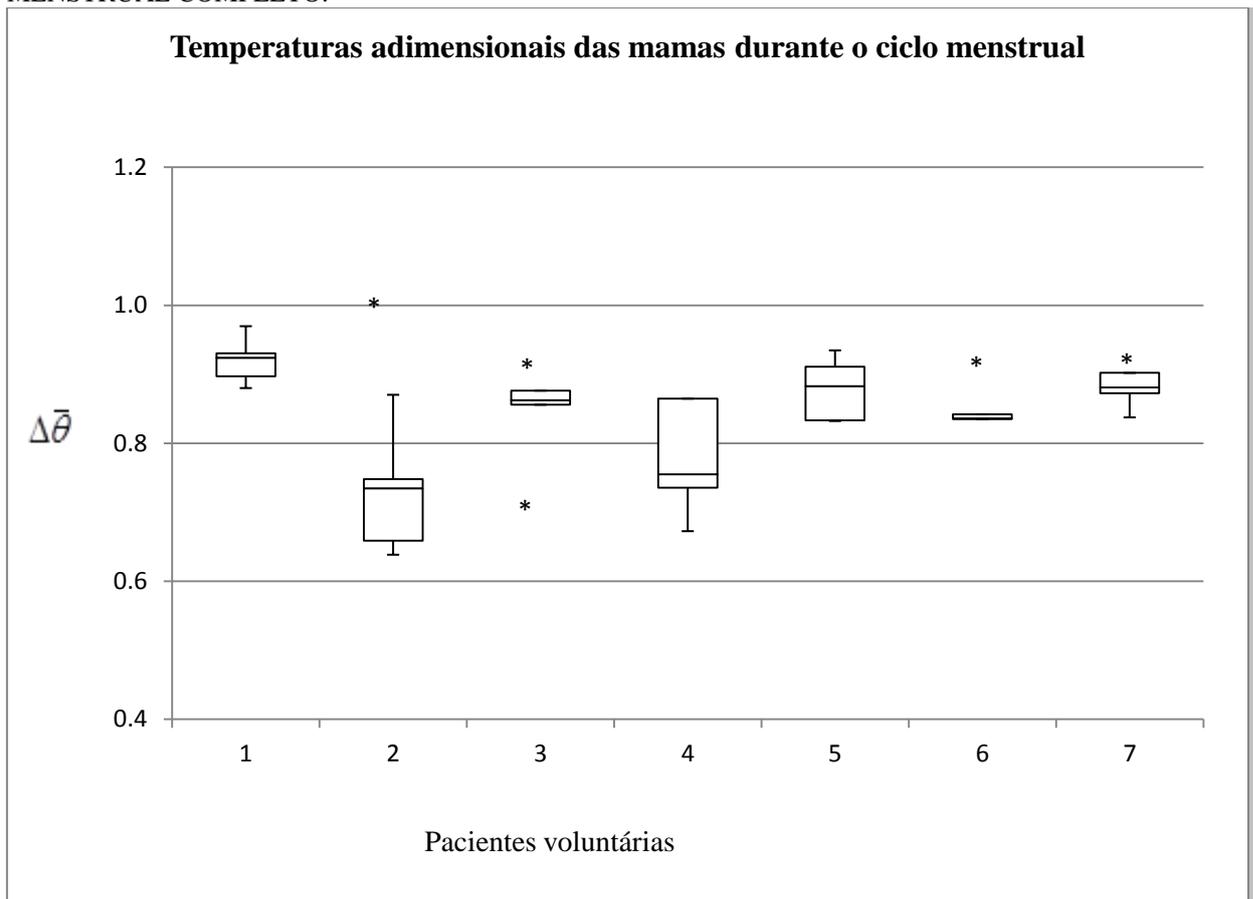


FIGURA - 4.7 - GRÁFICO DE RESULTADOS DA PACIENTE 03-TEMPERATURA ADIMENSIONAL – PACIENTE VOLUNTÁRIA COM CICLO REGULAR NORMAL DE APROXIMADAMENTE 27 DIAS.



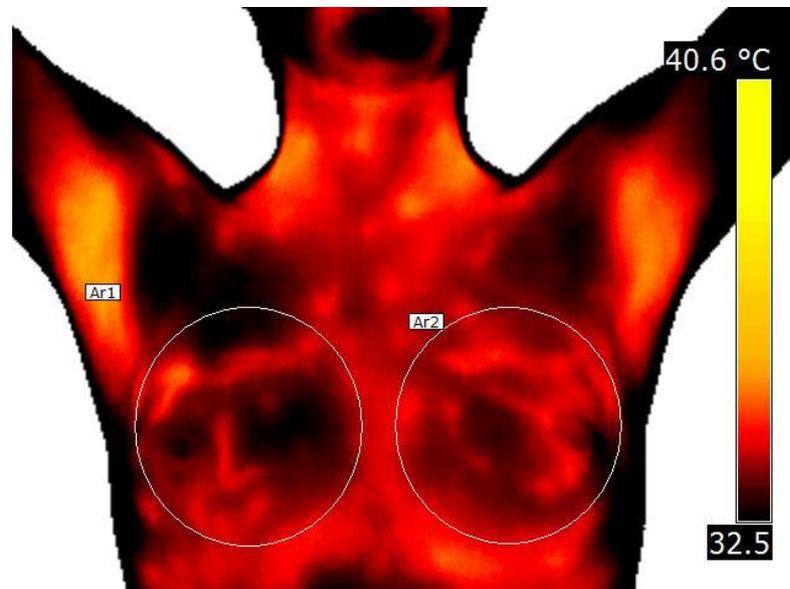
De acordo com a Figura 4.8 nenhuma das pacientes apresentou temperaturas adimensionais simétricas, além disso, as pacientes dois, três, seis e sete, apresentaram diferentes e discrepantes valores de temperaturas adimensionais. Essa oscilação de temperaturas durante o ciclo menstrual não ocorreu de forma uniforme em todas as pacientes e também não ocorreu no mesmo período do ciclo menstrual (num dia específico do ciclo), portanto, não foi possível relacionar as temperaturas adimensionais entre as pacientes demonstrando alguma similaridade de temperaturas durante o período menstrual. Contudo, não foi possível determinar se o exame termográfico pode apresentar alguma alteração em decorrência da mudança de temperaturas adimensionais das mamas durante o ciclo menstrual, isto é, não foi possível afirmar que exista um dia adequado para exames termográficos de mamas.

FIGURA 4.8 - GRÁFICO BOX PLOT, ANÁLISES DE 7 VOLUNTÁRIAS DURANTE UM CICLO MENSTRUAL COMPLETO.



Na figura 4.9, é demonstrada uma das cores (paleta) que pode ser apresentada pelo software de análise da câmera Flir T400, a cor demonstrada está na paleta iron.

FIGURA 4.9 – PACIENTE VOLUNTÁRIA CÓDIGO 03 - TERMOGRAMA DO PRIMEIRO DIA DO CICLO, PALETA IRON.



FONTE: O autor (2014).

## 5 CONCLUSÃO

### 5.1 CONSIDERAÇÕES FINAIS

O termograma de mamas a partir da imagem infravermelha é um método de triagem por captura digital completamente inócuo, i.e., indolor, sem contato com o equipamento, não invasivo, sem radiação ionizante e rápido para captura de imagens. Por meio da interpretação e tomada de gradientes térmicos nas mamas existe potencial para detectar anomalias fisiológicas identificando uma possível lesão na sua fase mais precoce, e uma vez comprovada uma doença por métodos consagrados (e.g., biópsia) o método teria potencial para auxiliar no acompanhamento da evolução de doença ao longo do tempo, bem como pós-tratamentos. No entanto, a imagem infravermelha em medicina ainda não é um método consagrado devido ao grau de subjetividade inerente a todas as técnicas que foram propostas até o momento, dentro do conhecimento do autor (2014), segundo a revisão bibliográfica realizada no capítulo 2.

Em razão dos aspectos apresentados no parágrafo anterior, este estudo buscou apresentar uma metodologia inovadora para realizar a triagem de lesões de mama. A proposta foi a de apontar indicativo de lesão de mama ou não, i.e., se há indicativo para a realização de outros exames (e.g., ultrassonografia, mamografia, biópsia) ou se indivíduo recai em faixa de normalidade. Portanto, foi apresentada e testada uma metodologia de gradientes conjugados para a análise de mamas via imagem infravermelha por comparação direta com pacientes diagnosticadas com lesões benignas de várias naturezas por biópsia de mama.

As principais conclusões desta Dissertação são listadas a seguir:

- 1) Não houve diferença significativa entre medições realizadas com uma câmera de maior resolução (FLIR) e uma de menor resolução (SAT), comprovada pelo Teste t de Student. Isto é um aspecto importante, pois há um custo significativamente maior em câmeras de alta resolução;
- 2) Uma análise em várias regiões do corpo de uma voluntária mostrou que a câmera infravermelha de fato possui um erro sistemático ao converter a radiação térmica capturada na imagem infravermelha para valores de temperatura em graus Celsius. No caso, esse erro foi da ordem de 2 °C, o que é consistente com o erro intrínseco da câmera SAT utilizada nos experimentos e reportado pelo fabricante como sendo de

$\pm 2^{\circ}\text{C}$ . Este resultado demonstrou que a medição direta de temperatura superficial com a câmera não é adequada, e motivou o desenvolvimento da metodologia de gradientes conjugados para a análise de mama proposta neste trabalho;

- 3) Foram realizadas cem imagens de uma mesma paciente, obtidas consecutivamente num intervalo de tempo pequeno para saber se há necessidade de fazer imagens em triplicata em exames de imagem infravermelho de mamas, e não houve variação significativa, portanto, não há necessidade de captura de imagens termográficas em triplicata com a mesma paciente;
- 4) Foi possível estabelecer uma faixa de normalidade  $\lambda = 0,0139 \pm 0,0155$  para mamas, para  $\Delta\bar{\theta}$  usando a imagem da mama inteira, não tendo sido identificadas assimetrias localizadas em nenhuma das voluntárias, i.e., neste estudo constatou-se que as mulheres saudáveis apresentaram  $\Delta\bar{\theta} \leq 0,0294$ ;
- 5) Constatou-se que há diferença significativa de temperaturas adimensionais entre o grupo de controle com 32 voluntárias e o grupo de 17 pacientes diagnosticados com lesões benignas de mama, através do Teste t de Student. Para tanto, os grupos foram comparados em termos de  $\Delta\bar{\theta}$  de mama inteira, obtidos de acordo com o método de gradientes conjugados;
- 6) Houve a ocorrência de 12 falsos negativos em um total de 17 pacientes no grupo com lesões benignas a partir do valor de  $\Delta\bar{\theta}$  de mama inteira (70,6%). Portanto, foi proposta e testada uma técnica de identificação de regiões de interesse com base em assimetrias localizadas visíveis na imagem infravermelha. Os resultados mostraram que o método com base nos valores de  $\Delta\bar{\theta}$  das regiões de interesse foi capaz de identificar anormalidades nas mamas em 15 dos 17 pacientes (88,2%);
- 7) Não foi possível determinar se o exame termográfico pode apresentar alguma alteração em decorrência da mudança de temperaturas adimensionais das mamas durante o ciclo menstrual, isto é, não foi possível afirmar que exista um dia adequado para exames termográficos de mamas.
- 8) Com base nos resultados obtidos, conclui-se que o método de gradientes conjugados mostrou-se eficaz como ferramenta de triagem para indicar possíveis anormalidades de mama.

Verificou-se a ocorrência de 11,8% de falsos negativos (2 em um grupo de 17 pacientes) neste trabalho. No entanto, os métodos consagrados de triagem, como a

ultrassonografia e a mamografia também apresentam taxas de falsos negativos da mesma ordem. Assim, espera-se que a metodologia de gradientes conjugados possa vir a contribuir para tornar a análise via imagem infravermelha uma ferramenta mais confiável em medicina.

## 5.2 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

De acordo com resultados obtidos neste trabalho sugere-se os seguintes estudos:

- 1) Como uma sequencia natural para o presente trabalho, sugere-se um estudo mais amplo com um tamanho amostral maior, a fim de se obter resultados mais seguros para um trabalho de triagem em mamas, bem como a avaliação de todos os tipos de anomalias mamárias, lesões malignas ou benignas, tendo em vista que após resultados de anormalidades fisiológicas em uma triagem, a paciente deverá ser encaminhada para exames radiológicos que complementem o estudo e caso necessário seja indicada uma biopsia que é o exame que define malignidade ou não.
- 2) Os resultados das medições de temperaturas adimensionais em mamas durante um ciclo menstrual indicam que é plausível um estudo mais amplo em voluntárias para se obter resultados seguros a fim de se detectar com maior precisão se há necessidade de um dia mais apropriado para avaliações fisiológicas mamárias dependentes de situações hormonais da mulher durante um ciclo menstrual.
- 3) Desenvolvimento de um software, que avalie os termogramas transformando as temperaturas de graus celsius para temperaturas adimensionais, utilizando o método de gradientes conjugados.

## REFERÊNCIAS

ALEXANDER, G. J.; BACON, P. A.; CAVALCANTI, F.; BLAKE, D. R.; HALL, N. D. Low density lymphocytes: their relationship to disease activity and to antirheumatic therapy. **Br J Rheumatol**, v. 23, p. 6-14, 1984.

AMALU, W.C.; HOBBS, W. B.; HEAD, J. F.; ELLIOTT, R.L. **Infrared imaging of the breast – an overview, in Biomedical Engineering Handbook**, J.D. Bronzino (ed.), Boca Raton, FL, USA: CRC Press, (2006), Chapters 25–1 to 25–21.

ANBAR, M., MILESCU, L.; GRENN, M.W.; ZAMANI, K.; MARINA, M. T. **Study of skin hemodynamics with fast dynamic area telethermometry (DAT)**, in: Proc. 19th Int. Conf. IEEE/EMBS Oct. 30–Nov. 2, 1997, Chicago, IL, Paper 644, ISBN 0-7803-4265-8 available: CD ROM, ISSN 1094-687X.

ANDRADE, E. X. L.; SILVA, G.N; SRI RANGA, A. – Seleta do XXII Congresso

Nacional de Matemática Aplicada e Computacional – **Tendências em Matemática Aplicada e Computacional**, São Paulo, v.1, p. 469-474, 2000.

ARAUJO, A. P. U; BOSSOLAN, N. R. S. **Noções de Taxonomia e Classificação Introdução à Zoologia**, Biologia II, Instituto de Física de São Carlos, São Paulo, p. 22-23, 2006. Disponível em [http://biologia.ifsc.usp.br/bio2/apostila/bio2\\_apostila\\_zoo\\_01.pdf](http://biologia.ifsc.usp.br/bio2/apostila/bio2_apostila_zoo_01.pdf). Acesso em 10/08/2014.

BACON P. A.; DAVIES J.; RING F. J. Benoxaprofen-dose-range studies using quantitative thermography. **J. Rheumatol**, Suppl 6, p. 48-53, 1980.

BHATIA, V. BATHIA, R.; DHINDSA, S.; DHINDSA, M. Imaging of the vulnerable plaque: new modalities, **South Med. J.**, v. 96 p. 1142–1147, 2003.

BEAUDET, F.; DIXON, A.S. Posterior subtalar joint synoviography and corticosteroid injection in rheumatoid arthritis. **Ann Rheum Dis**, v. 40 p. 132-135, 1981.

BEJAN, A. **Heat Transfer**, 1ª edição. New York: Wiley, 1993.

BIRD, H. A. *et al.* Comparison of intra-articular methotrexate with intra-articular triamcinolone hexacetonide by thermography. **Curr Med Res Opin**, London v. 5 p. 141-146, 1977.

BRAZ, J. R. C. Fisiologia da termorregulação normal. **Revista Neurociências**, v.13, p.13, 2005.

BRIOSCHI, M. L.; YENG, L. T.; TEIXEIRA, M. J. Diagnóstico avançado em dor por imagem infravermelha e outras aplicações. **Prática Hospitalar**, São Paulo, v. 50, p. 93-98, 2007.

BRIOSCHI, M. L. **Metodologia de Normalização de Análise do Campo de Temperaturas em Imagem Infravermelha Humana**. 114 f. Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica) – Setor de Tecnologia, Universidade Federal do Paraná, Curitiba, 2011.

BRONZINO, J. D. **The biomedical engineering handbook: Medical Devices and systems**, 3ª edição. New York: CRC Press, 2006.

BRUNS, R. E.; PASSARI, L. M. Z.; SOARES, P. K. Estatística aplicada à química: Dez dúvidas comuns. **Química Nova**, São Paulo, v.34, p. 888-892, 2011.

CLARK, A.T.; MANGAT, J. S.; TAY, S.S.; KING, Y.; MONK, C. J.; WHITE, P. A.; EWAN, P. W. Facial thermography is a sensitive and specific method for assessing food challenge outcome, **Allergy**, v. 62, p. 744–749, 2007.

COLLINS, A. J. Anti-inflammatory drug assessment by the thermographic index. **Acta Thermographica**, Padova, v.1, p. 73-79, 1976.

COLLINS, A. J.; RING E. F. J.; BACON P. A.; BROOKSHAW J.: Thermography and radiology complimentary methods for the study of inflammatory diseases. **Clin Radiol**, Edinburgh, v. 27, p. 237-243, 1976.

CUNHA, M. C. **Métodos Numéricos**, 2a Ed. Campinas: editora Unicamp, p. 64-72, 2003.

DE SILVA, M.; KYLE, V.; HAZLEMAN, B.; SALISBURY, R.; PAGE THOMAS, P.; WRAIGHT, P. Assessment of inflammation in the rheumatoid knee joint: correlation between clinical, radioisotopic, and thermographic methods. **Ann Rheum Dis.**, London, v. 45, p. 277-280, 1986.

DIEPPE, P.A. *et al.* Intra-articular steroids in osteoarthritis. **Rheumatol Rehabil**, London, v. 19, p. 212-217, 1980

EL WAKEEL; H.; UMPLEB , H. Systematic review of fibroadenoma as a risk factor for breast câncer. **Breast**, v.12, p. 302-307, 2003.

ENGEL, JM. Quantitative thermography of the knee joint. **Z. Rheumatol.**, Darmstadt, v. 37, p. 242-253, 1978.

ENGEL, J. M.; COSH, J. A.; RING, E. F..J.; PAGE-THOMAS, D. P.; VAN WAES, P.;

SCHOENFELD, D. Thermography in locomotor diseases – Recommended procedure. **Eur J. Rheum. Inflamm.**, London, v. 2, p. 299-306, 1979.

ENGEL, J. M. Thermography in locomotor diseases. **Acta Thermographica**, Padova, v. 5,p. 11-13, 1980.

ESSELINCKX, W.; BACON, P. A.; RING, E. F.; CROOKE, D.; COLLINS, A. J.; DEMOTTAZ, D. A thermographic assessment of three intra-articular prednisolone analogues given in rheumatoid synovitis. **Br. J. Clin. Pharmacol.**, London, v. 5, p. 447-451, 1978.

FLORES-SAHAGUN, J. H.; VARGAS, J. V. C.; MULINARI-BRENNER, F. A. Analysis and diagnosis of basal cell carcinoma (BCC) via infrared imaging. **Infrared Physics & Technology**. Hong Kong, v. 54, p. 367-378, 2011.

FOERSTER, J.; WITTSTOCK, S.; FLEISCHANDERL, S.; STORCH, A.; RIEMECASTEN, G.; HOCHMUTH, O.; MEFFERT, B.; MEFFERT, H.; WORM, M. Infrared-monitored cold response in the assessment of Raynaud's phenomenon. **Clin. Exp. Dermatol.** London, v. 31, p. 6-12, 2006.

GUERRA, M. R.; CLAUDIA VITÓRIA, M. G.; GULNAR, A. S. M. Risco de câncer no Brasil: tendências e estudos epidemiológicos mais recentes. **Revista Brasileira de Cancerologia**, v. 51, p. 227-234, 2005.

GUYTON, A. C. Body temperature, temperature regulation and fever. In: Guyton A.C., Hall JE – **Textbook of Medical Physiology**, 9o ed. Philadelphia: WB Saunders, p.911-922, 1996.

HALBE, H. W. Câncer de Mama. Em **Tratado de Ginecologia** (vol.II). Segunda Ed.. Editora Roca SP, 1993.

HADDAD, N.; DA SILVA, M. B. Mortalidade por neoplasmas em mulheres em idade reprodutiva - 15 a 49 anos - no estado de São Paulo, Brasil, de 1991 a 1995. **Rev. Assoc. Med. Bras.**, p. 221-230, 2001.

HALL, N. D.; BIRD, H. A.; RING, E. F.; BACON, P. A. A combined clinical and immunological assessment of four cyclophosphamide regimes in rheumatoid arthritis. **Agents Actions**, v. 9, p. 97-102, 1979.

INCA Instituto Nacional de Câncer, (Brasil). **Produção ambulatorial do SUS**. Datasus 1999. Disponível em: <http://www.datasus.gov.br>. Página acessada em 23 Ago 2014.

INCA Instituto Nacional de Câncer, (Brasil). **Estimativas 2000 de incidência e mortalidade por câncer no Brasil**. Rio de Janeiro: Instituto Nacional de Câncer; 2000. Disponível em: <http://www.datasus.gov.br>. Página acessada em 23 Ago 2014.

INCA Instituto Nacional de Câncer, (Brasil). **O que é o câncer?** [http://www1.inca.gov.br/conteudo\\_view.asp?id=322](http://www1.inca.gov.br/conteudo_view.asp?id=322). Página acessada em 23 Ago 2014.

INOUE, K.; NISHIOKA, J.; KOBORI, T.; NAKATANI, Y.; HUKUDA, S. The use of thermography in the assessment of the rheumatoid knee – the thermographic index and the heat distribution index. **Ryumachi**, Tokyo, v. 30, p. 356-361, 1990.

KEYSELINGK, J.R.; AHLGREN, P. D.; YU, E.; BELLIVEAU, N.; YASSA, M. Functional infrared imaging of the breast. **IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine**, Houghton, v.19, p. 30-41, 2000.

KIM, J. H.; SIMON, T. W.; VISKANTA, R. Journal of heat transfer policy on reporting uncertainties in experimental measurements and results [editorial]. **Journal of Heat Transfer**. v. 115, p. 5-6, 1993.

KOCK, H.A.; PEIXOTO, J. E.; NEVES, A. L. E. Análise da infra-estrutura para a mamografia. **Radiol. Bra.**, p.23-29, 2000.

LAWSON, R. N. Implications of surface temperatures in the diagnosis of breast cancer. **Can. Med. Assoc. J.** v. 75, p. 309–310, 1956.

LAWSON, R. N. A new infrared imaging device. **Can. Med. Assoc. J.** v. 79 p. 402–403, 1958.

LIPSCHUTZ, S.; LIPSON, M. L. **Theory and Problems of Probability**. 2nd. ed. New York: McGraw Hill, 2000.

MAKAROV, I.V.; IAROVENKO, G. V. Thermography in diagnosis and treatment efficacy evaluation of lower limbs arterial diseases. **Khirurgiia**, v. 9, p. 31-36, 2002.

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.

MORAIS, K. C. C. **Análise e Diagnóstico de Câncer de Mama Via Imagem Infravermelha (IIV)**, 52 f. Projeto de Tese (Doutorado em Engenharia e Ciência dos Materiais) Universidade Federal do Paraná, Curitiba, 2013.

NELSON, D. L.; COX, M. M. **Lehninger Principles of Biochemistry**. 5th. Ed. New York: W. H. Freeman and Co., 2008.

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

PAPADIMITRIOU, G. M.; BACON, P. A.; HALL, N. D. Circulating activated lymphocytes in rheumatoid arthritis: a marker of synovial inflammation. **J Rheumatol**, v. 9, p. 217-223, 1982.

QI, H.; KURUGANTI, P. T.; SNYDER, W. E. Detecting breast cancer from the Handbook, **CRC Press**, v. 27, p.1-14, 2006.

RING, E. F. J. COLLINS, A. J.; BACON, P. A.; COSH, J. A. Quantitation of thermography in arthritis using multi-isothermal analysis. II. Effect of nonsteroidal anti-inflammatory therapy on the thermographic index. **Ann Rheum Dis**, London, v.33, p. 353-356, 1974.

RING, E. F. J. Quantitative thermography in arthritis using the AGA integrator. **Acta Thermographica**, Padova, V. 2, p.172-176, 1977.

RING, E. F. J. Objective measurement of arthritis by thermography **Acta Thermographica**, Padova, v. 5, p. 14-17, 1980a.

RING, E. F. J. Quantitative thermography and thermographic index. **Verh Dtsch Ges Rheumatol**, Darmstadt, v. 6, p. 287-288, 1980b.

RING, E. F. J. A thermographic index for the assessment of ischemia **Acta Thermographica**, Padova v.5, P. 35-38, 1980c.

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, p. 173, 1980d.

RING, E. F. J. Quantitative thermal imaging, Clin. **Phys. Physiol. Meas**, v. 11, p. 87-95, 1990.

RING, E. F. J.; AMMER, K. The technique of infra red imaging in medicine, **Thermology International**, v. 10, p. 7-14, 2000.

SALISBURY, R. S.; PARR, G.; DE SILVA, M.; HAZLEMAN, B.L.; PAGE-THOMAS, D. P. Heat distribution over normal and abnormal joints: thermal pattern and quantification. **Ann Rheum Dis.**, London, v. 42, p.494-499, 1983.

SCHAEFER, G.; ZAVISEK, M.; NAKASHIMA, T. Thermography based breast cancer analysis using statistical features and fuzzy classification. **Pattern Recognition**, New York, v.47, p. 1133-1137, 2009

SESSLER, D. I. Consequences and treatment of perioperative hypothermia. **Anesthesiol Clin North Am.**, v.12, p. 425-456, 1994.

STEKETEE, J. Spectral emissivity of skin and pericardium. **Phys. Med. Biol.**, v.18, p. 686, 1973.

TANG, X. DING, H.; YUAN, Y.; WANG, Q. Morphological measurement of localized temperature increase amplitudes in breast infrared thermograms and its clinical application. **Biomedical Signal Processing and Control**. Oxford, v.3, p.312 – 318, 2008.

TOROSSIA, N. F.; GIARD, A.; CEREJA, F. Digital thermography for the evaluation of the effect of betamethasone in the treatment of acute sinusitis. Preliminary study. **Presse Med.**, Paris, v. 26, p. 1482-1487, 1997.

THOMAS, D.; CULLURN, D.; BOYLE, C.; SIAHAMIS, G.; MARION, M. A. Computerized infrared thermography compared with quantitative isotopic bone scanning in rheumatoid arthritis. **Thermology**, v. p. 145, 1989.

VARGAS, J. V. C. BRIOSCHI, M. L.; DIAS, F. G.; PAROLIN, M. B.; MULINARI-BRENNER, F. A.; ORDONEZ, J. C.; COLMAN, D. Normalized methodology for medical infrared imaging. **Infrared Physics & Technology**. Southampton, v. 52, p.42 - 47, 2009.

WARASHINA, H.; HASEGAWA, Y.; TSUCHIYA, H. Clinical, radiographic, and thermographic assessment of osteoarthritis in the knee joints. **Ann Rheum Dis.**, v. 61 p. 852-854, 2002.

WIECEK, B.; STRZELECKI, M.; JAKUBOWSKA, T.; WYSOCKI, M.; C.; DREWS-PESZYNSKI, C. Advanced thermal image processing, in: **Biomedical Engineering Handbook**, CRC Press, (Chapters 28-1 to 28-13), 2006.

YAHARA, T.; KOGA, T.; YOSHIDA, S.; NAKAGAWA, S.; DEGUCHI, H.; SHIROUZU, K. Relationship between microvessel density and thermographic hot areas in breast cancer. **Surg. Today**, Tokyo, v. 33, p. 243-248, 2003.

ZIENIUK, S.; STAWARZ, B.; ZIENIUK, K. Infra-red thermography testicular studies of patients with short spermatic cords and quality of sperm morphology. **Ginekol Pol.**, Warsaw, v. 69, p. 551-554, 1998.

## APÊNDICE 1

### PROTOCOLO PARA EXAME E DIAGNÓSTICO DE MAMAS POR TERMOGRAFIA

Os principais componentes recomendados para a realização de exame e diagnóstico de mamas por Termografia são os seguintes:

- Preparação do paciente;
- Posicionamento do paciente;
- Captura da imagem;
- Programa de software;
- Laudo médico;

#### Preparação do paciente

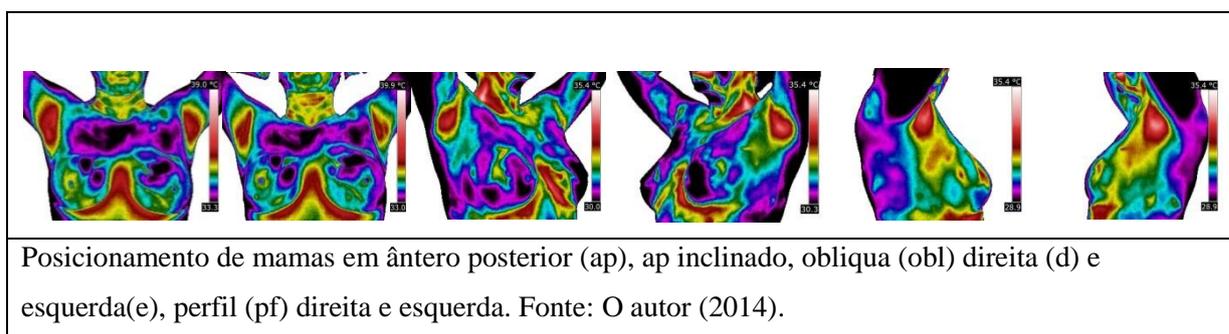
Um conjunto de instruções são recomendadas para o paciente antes do exame (RING; AMMER, 2000):

- Não tomar banho de sol por 5 dias antes do exame;
- Evitar o uso de loção, creme, pó ou maquiagem, desodorante ou antitranspirantes em área do corpo a ser examinada no dia do exame;
- Depilação só é permitido 4 horas antes do exame;
- Evitar qualquer tipo de estimulação nas mamas, 24 horas antes de ser examinada;
- Exercícios físicos devem ser evitados por aproximadamente quatro horas antes do exame;
- Se houver necessidade de banho antes do exame deve ser tomado por pelo menos uma hora antes da análise;
- Se não for contra-indicado pelo médico, evitar o uso de remédios para dor no dia do exame;
- Não fazer uso de cigarros ou álcool antes de ser examinada;
- Grandes refeições e uso de café ou chá devem ser evitados;
- Evitar roupas apertadas antes da análise;
- O examinador deve fazer anamnese no paciente verificando exames anteriores de termografia, mamografia e outros, documentando-os (RING E.F.J.; K. AMMER, 2000).

- O paciente deve ser informado sobre os procedimentos do exame e receber instruções, ficar sentado usando um leve avental ficando em posição tranquila por 15 minutos para estabilização de temperatura corporal com a temperatura ambiente circundante.

### Posicionamento do paciente

Para imagens de mama, vários pontos de vista de ângulos diferentes são necessários para a informação necessária da superfície e diferentes aspectos das mamas (QI et al., 2006).

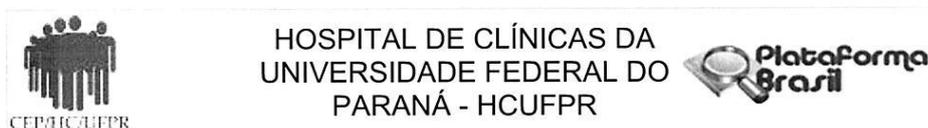


### 2.6.3. Software

Após a aquisição das imagens é necessário que sejam feitas análises por meio de *softwares* específicos e as mamas devem ser analisadas e emitido laudo por médico especialista na área.

É importante notar que o processamento das imagens obtidas com o *software* deve ser feito sob parâmetros rigorosos para assegurar que a qualidade de diagnóstico não seja prejudicada (RING, 1990). O *software* utilizado no processo de imagem deve ter recursos para a produção de termogramas precisos e confiáveis.

## ANEXO 1



**PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP**

**DADOS DO PROJETO DE PESQUISA**

**Título da Pesquisa:** ANÁLISE E DIAGNÓSTICO DE CÂNCER DE MAMA VIA IMAGEM INFRAVERMELHA (IIV)

**Pesquisador:** Keli Cristiane Correia Morais

**Área Temática:**

**Versão:** 2

**CAAE:** 17984413.8.0000.0096

**Instituição Proponente:** Hospital de Clínicas da Universidade Federal do Paraná

**Patrocinador Principal:** Financiamento Próprio

**DADOS DO PARECER**

**Número do Parecer:** 339.545

**Data da Relatoria:** 23/07/2013

**Apresentação do Projeto:**

Projeto de Doutorado da aluna Keli Cristiane Correia Morais do programa de Pós - Graduação em engenharia e ciência de Materiais em que a termometria será utilizada na avaliação de pacientes com câncer de mama e indivíduos sadios utilizando o método dos gradientes conjugados, que compara valores de temperaturas de duas regiões simétricas (mama direita e mama esquerda). Os estudos teóricos previstos para este projeto estão ligados às propriedades da imagem infravermelha para diagnosticar e acompanhar o tratamento de pacientes com câncer de mama.

**Objetivo da Pesquisa:**

Estudar a viabilidade da utilização da imagem infravermelha como uma ferramenta de diagnóstico e acompanhamento no tratamento de câncer de mama.

**Avaliação dos Riscos e Benefícios:**

Adequado.

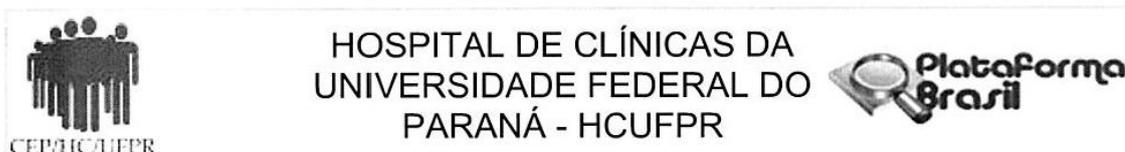
**Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:**

Não há.

**Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:**

De acordo.

**Endereço:** Rua Gal. Carneiro, 181  
**Bairro:** Alto da Glória **CEP:** 80.060-900  
**UF:** PR **Município:** CURITIBA  
**Telefone:** (41)3360-1041 **Fax:** (41)3360-1041 **E-mail:** cep@hc.ufpr.br



Continuação do Parecer: 339.545

**Recomendações:**

É obrigatório trazer ao CEP/HC uma via do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido que foi aprovado, para assinatura e rubrica. Após, xerocar este TCLE em duas vias, uma ficará com o pesquisador e uma para o participante da pesquisa.

**Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:**

Pendências atendidas de forma adequada. Projeto aprovado.

**Situação do Parecer:**

Aprovado

**Necessita Apreciação da CONEP:**

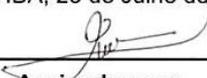
Não

**Considerações Finais a critério do CEP:**

Diante do exposto, o Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos do HC-UFPR, de acordo com as atribuições definidas na Resolução CNS 466/2012, manifesta-se pela aprovação do projeto conforme proposto para início da Pesquisa. Solicitamos que sejam apresentados a este CEP, relatórios semestrais sobre o andamento da pesquisa, bem como informações relativas às modificações do protocolo, cancelamento, encerramento e destino dos conhecimentos obtidos.

É dever do CEP acompanhar o desenvolvimento dos projetos, por meio de relatórios semestrais dos pesquisadores e de outras estratégias de monitoramento, de acordo com o risco inerente à pesquisa.

CURITIBA, 23 de Julho de 2013

  
 Assinador por:  
**Renato Tambara Filho**  
 (Coordenador)

**Endereço:** Rua Gal. Carneiro, 181

**Bairro:** Alto da Glória

**CEP:** 80.060-900

**UF:** PR

**Município:** CURITIBA

**Telefone:** (41)3360-1041

**Fax:** (41)3360-1041

**E-mail:** cep@hc.ufpr.br

## ANEXO 2

Código: 

<b>Ficha de Avaliação – Exame de Termometria</b>
--

Local do exame: \_\_\_\_\_ Data: \_\_\_/\_\_\_/\_\_\_

Grupo: ( ) Controle ( ) Afetado

Código dos exames do paciente: \_\_\_\_\_

<b>Dados do paciente</b>
--------------------------

Nome: \_\_\_\_\_ Idade: \_\_\_\_\_  
 CPF: \_\_\_\_\_ Data de Nasc.: \_\_\_/\_\_\_/\_\_\_ Sexo: ( ) F ( ) M  
 Endereço: \_\_\_\_\_ Nº \_\_\_\_\_ CEP: \_\_\_\_\_  
 Bairro: \_\_\_\_\_ Cidade: \_\_\_\_\_ Estado: \_\_\_\_\_  
 Telefone para contato: ( ) \_\_\_\_\_ / ( ) \_\_\_\_\_  
 Câmera utilizada: [ ] SAT [ ] FLIR Disposição para retorno: [ ] SIM [ ] NÃO

Menopausa: ( ) SIM ( ) NÃO Última menstruação: ___/___/___ Dia do ciclo: _____ Realiza reposição hormonal: ( ) SIM ( ) NÃO	Pressão Arterial: _____ Altura: _____ Massa: _____ Batimentos Cardíacos: _____
--	---

Exame de mamografia: ( ) SIM ( ) NÃO	Exame de Ultrassonografia: ( ) SIM ( ) NÃO
---	---

Data: _____ Resultado: _____ Dir: [ ] Esq: [ ]	Data: _____ Resultado: _____ Dir: [ ] Esq: [ ]	Data: _____ Resultado: _____ Dir: [ ] Esq: [ ]	Data: _____ Resultado: _____ Dir: [ ] Esq: [ ]
--	--	--	--

Possui casos de câncer de mama na família: ( ) SIM ( ) NÃO  
 Parentesco: ( ) mãe ( ) avó ( ) irmã ( ) prima ( ) outros: \_\_\_\_\_  
 Realizou cirurgia da mama: ( ) SIM ( ) NÃO  
 Qual procedimento? \_\_\_\_\_ Há quanto tempo: \_\_\_\_\_

Dados da Biópsia  
 Mama que fará biópsia: Dir: [ ] Esq: [ ] ou Marcação com carvão: ( ) sim ( ) não  
 Resultado da Biópsia: [ ] Benigno [ ] Maligno \_\_\_\_\_

Observações: \_\_\_\_\_  
 \_\_\_\_\_  
 \_\_\_\_\_  
 Rubrica do avaliador: \_\_\_\_\_

### ANEXO 3

#### TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Nós, Cleverton César Spautz, Fernando Gallego Dias, José Viriato Coelho Vargas, Gladis Reiserberger, Keli Cristiane Correia Moraes, Marcos Leal Brioschi, Plínio Gasperin Jr, Stella Holzbach Oliari, Vivian C. Monteiro Pereira e Vinícius Budel, pesquisadores do Hospital de Clínicas da Universidade Federal do Paraná, estamos convidando você que não teve o diagnóstico de câncer de mama a participar de um estudo intitulado “ANÁLISE E DIAGNÓSTICO DE CÂNCER DE MAMA VIA IMAGEM INFRAVERMELHA (IIV)” onde será obtida a imagem de sua mama através de uma câmera que detecta a temperatura de sua mama através de imagem infravermelha. É através das pesquisas clínicas que ocorrem os avanços na medicina e sua participação é de fundamental importância.

O objetivo desta pesquisa é compreender melhor o câncer de mama e a forma de melhor diagnosticá-lo.

A pesquisa não envolve qualquer forma de tratamento, sendo que após a coleta das imagens, elas serão utilizadas para comparação com outros exames.

Caso você participe da pesquisa, será necessário submeter-se a um exame de termometria (avaliação da variação da temperatura da mama) e uma fotografia das mamas. Tanto a termometria quanto a fotografia são indolores e rápidas.

Um dos médicos ou residentes do Serviço de Mastologia deste Hospital, sob a orientação da Dr. Marcos Leal Brioschi, do Dr Vinícius Milani Budel, do Dr. Cleverton Spautz ou do Dr Plinio Gasparin serão responsáveis pelo seu atendimento respeitando o que consta no padrão Ético e Vigente no Brasil.

Para tanto você deverá comparecer no ambulatório de Mastologia do Hospital de Clínicas da UFPR para realizar o exame de termografia. Para a realização deste exame é necessário que você fique com a região do tronco desnuda posicionada em frente à câmera com as mãos elevadas a cabeça. Serão realizadas fotografias nas seguintes posições: frontal, oblíquas e laterais e da região dos olhos que levarão em torno de 20 (vinte) minutos.

Os benefícios esperados com essa pesquisa contribuirão com o avanço científico de forma a diagnosticar precocemente o câncer de mama. Além disto, a termografia é um exame que não apresenta contato direto com a mama e pode ser um aliado no acompanhamento do câncer de mama junto à mamografia e outros exames de diagnóstico de câncer de mama. Para tanto precisamos investigar por meio de pesquisas como esta a melhor maneira de interpretação dos exames termográficos.

Rubricas:

Sujeito da Pesquisa e /ou responsável legal \_\_\_\_\_

A pesquisadora, bióloga e estudante de doutorado da Universidade Federal do Paraná (Telefone celular: (41) 9871-6598, e-mail: biokeli2000@gmail.com ou kelimorais@ufpr.br ), responsável por este estudo poderá ser contatada no Hospital de Clínicas, setor de mastologia, ou ainda por e-mail ou telefone para esclarecer eventuais dúvidas que você possa ter e fornecer-lhe as informações que queira, antes, durante ou depois de encerrado o estudo.

Se você tiver dúvidas sobre seus direitos como um paciente de pesquisa, você pode contatar o Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos (CEP) do Hospital de Clínicas da Universidade Federal do Paraná, pelo telefone: 3360-1041. O CEP trata-se de um grupo de indivíduos com conhecimento científicos e não científicos que realizam a revisão ética inicial e continuada do estudo de pesquisa para mantê-lo seguro e proteger seus direitos.

A sua participação neste estudo é voluntária e se você não quiser mais fazer parte da pesquisa poderá desistir a qualquer momento e solicitar que lhe devolvam o termo de consentimento livre e esclarecido assinado. Caso você seja um paciente do HC, este fato não implicará na interrupção de seu atendimento que está assegurado dentro do Serviço de Mastologia do Hospital e em outros ambulatórios.

As informações relacionadas ao estudo poderão ser inspecionadas pelos médicos que executam a pesquisa e pelas autoridades legais. No entanto, se qualquer informação for divulgada em relatório ou publicação, isto será feito sob forma codificada, para que a confidencialidade seja mantida. Quando os resultados forem publicados, não aparecerá o seu nome e sim um código.

As despesas necessárias para a realização da pesquisa (exames, medicamentos etc.) não são de sua responsabilidade e pela sua participação no estudo você não receberá qualquer valor em dinheiro.

Quando os resultados forem publicados, não aparecerá seu nome, e sim um código.

Rubricas:

Sujeito da Pesquisa e /ou responsável legal \_\_\_\_\_

Eu, \_\_\_\_\_ li esse termo de consentimento e compreendi a natureza e objetivo do estudo, do qual concordei em participar. A explicação que recebi menciona os riscos e benefícios. Eu entendi que sou livre para interromper minha participação a qualquer momento sem justificar minha decisão e sem que esta decisão afete meu tratamento. Eu fui informado que serei atendido sem custos para mim.

Eu concordo voluntariamente em participar deste estudo.

\_\_\_\_\_  
(Assinatura do sujeito de pesquisa ou responsável legal)  
Curitiba, \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_.

*(Somente para o responsável do projeto)*

Declaro que obtive de forma apropriada e voluntária o Consentimento Livre e Esclarecido deste paciente ou representante legal para a participação neste estudo.

\_\_\_\_\_  
Assinatura do Pesquisador ou quem aplicou o TCLE  
Curitiba, \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_.

Rubricas:

Sujeito da Pesquisa e /ou responsável legal \_\_\_\_\_