



UNIVERSIDADE FEDERAL DE CAMPINA GRANDE
CENTRO DE CIÊNCIAS E TECNOLOGIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECÂNICA



JESSICA FERREIRA DA SILVA

**ESTUDO DO MAPEAMENTO TÉRMICO DAS MÃOS PARA O AUXÍLIO AO
DIAGNÓSTICO DA LER**

CAMPINA GRANDE

2017

JESSICA FERREIRA DA SILVA

**ESTUDO DO MAPEAMENTO TÉRMICO DAS MÃOS PARA O AUXÍLIO AO
DIAGNÓSTICO DA LER**

Dissertação de mestrado apresentada ao programa de Pós-graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Campina Grande como requisito parcial para obtenção do título de “Mestre em Engenharia Mecânica”.

Linha de pesquisa: Análise e Projeto de Sistemas Termomecânicos.

Orientador: Prof. Dr. Juscelino de Farias Maribondo

CAMPINA GRANDE

2017

FOLHA DE APROVAÇÃO

Jessica Ferreira da Silva

ESTUDO DO MAPEAMENTO TÉRMICO DAS MÃOS PARA O AUXÍLIO AO DIAGNÓSTICO DA LER

Esta dissertação foi apresentada como requisito parcial à obtenção do grau de Mestre em Engenharia Mecânica pelo Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Campina Grande – Área de Concentração: Análise e Projeto de Sistemas Termomecânicos, *Campus* Campina Grande, às 09h00min do dia 28 de novembro de 2017. O trabalho foi aprovado pela Banca Examinadora, composta pelos professores:

Prof. Dr. Juscelino de Farias Maribondo
Orientador
(PPGEM/UAEM/CCT/UFCG)

Prof. Dr. Antônio Gilson Barbosa de Lima
(Examinador interno)
(PPGEM/UAEM/CCT/UFCG)

Prof. Dr. Ivanildo Fernandes Araújo
(Examinador externo)
(UAEP/CCT/UFCG)

AGRADECIMENTOS

Em primeiro lugar, a Deus pela vida que me concedeu, por guiar meu caminho e por sempre fornecer a força necessário para continuar em frente. A Ele sou eternamente grata.

Aos meus pais, pelo constante incentivo na busca por conhecimento e melhores oportunidades de vida, além do apoio incondicional em todos os meus projetos. Eles são a minha rocha.

Aos meus familiares e amigos próximos, pelo apoio, carinho e compreensão durante essa jornada.

Ao meu orientador, Prof. Dr. Juscelino de Farias Maribondo, pela confiança depositada, apoio, direcionamento, paciência, dedicação e pelas excelentes oportunidades que me proporcionou.

Ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Mecânica na pessoa do Prof. Antônio Almeida Silva, pela oportunidade de ter cursado o mestrado onde aprendi coisas tão interessantes e novas para mim.

À secretária do programa Wanda, pelo seu trabalho exemplar sempre disposta a ajudar aos alunos.

A CAPES, pela concessão da bolsa e outros recursos para realização dessa pesquisa.

A todos os amigos membros do LEEST e mestrandos do programa, pela amizade, apoio científico e ambiente colaborativo.

Aos queridos voluntários, pelo interesse e pela confiança nesta pesquisa. Sou imensamente grata.

E a todos aqueles que direta ou indiretamente contribuíram com esta pesquisa.

DA SILVA, J. F. **ESTUDO DO MAPEAMENTO TÉRMICO DAS MÃOS PARA O AUXÍLIO AO DIAGNÓSTICO DA LER.** 2017. 100 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Universidade Federal de Campina Grande, 2017.

RESUMO

A lesão por esforço repetitivo (LER) configura uns dos maiores desafios enfrentados pela classe trabalhadora ao redor do mundo por causarem dor, dificuldade para realizar tarefas relacionadas ao trabalho, longos períodos de afastamento e invalidez da força de trabalho. As estruturas das extremidades superiores são particularmente vulneráveis a este tipo de lesão. Desse modo, o objetivo geral desse trabalho foi realizar um estudo térmico da região das mãos utilizando a técnica da termografia com vistas a auxiliar no diagnóstico da LER/DORT. A amostra foi composta por 21 voluntários, sendo 11 do gênero masculino e 10 do gênero feminino, acadêmicos da graduação e da pós-graduação da Universidade Federal de Campina Grande. Foi construída uma bancada de testes com o intuito de isolar a região de estudo e minimizar o efeito da temperatura ambiente refletida sobre o resultado dos termogramas. Os voluntários foram previamente orientados sobre os procedimentos a serem seguidos do dia do teste. No momento do teste, os voluntários foram instruídos a retirar qualquer adorno na região de estudo, não friccionar e/ou encostar as mãos umas nas outras ou em qualquer superfície e permanecerem por um tempo determinado por protocolo em repouso na posição sentada em uma sala com ambiente controlado. Foram coletadas imagens térmicas da vista anterior e posterior das mãos. As imagens foram analisadas qualitativa e quantitativamente. A análise quantitativa mostrou um estado marcante de equilíbrio térmico para as regiões de interesse contralaterais. O membro dominante possuiu maior temperatura média em relação ao seu correspondente lateral. O gênero não foi um fator determinante para avaliação dos padrões térmicos das mãos. Conclui-se que a medição da temperatura superficial da pele da região das mãos utilizando a técnica da termografia mostrou-se viável e reprodutível, recomendando-se a criação de tabelas de referência específicas para estabelecer as condições normais para cada segmento corporal.

Palavras-chave: Termografia. Mãos. Lesão por esforço repetitivo.

ABSTRACT

The repetitive strain injury (RSI) is one of the greatest challenges faced by the working class around the world because it causes pain, difficulty in carrying out work-related tasks, long periods of absence and disability of the workforce. The structures of the upper extremities are particularly vulnerable to this type of injury. Thus, the general objective of this work was to perform a thermal study of the hands using thermography to assist in the RSI's diagnosis. The sample consisted of 21 volunteers, 11 male and 10 female, undergraduate and graduate students from the Federal University of Campina Grande. A test bench was built in order to isolate the region of study and minimize the effect of the ambient radiation on the result of the thermograms. The volunteers were previously advised on the procedures to be followed on the day of the test. At the time of the test, volunteers were instructed to remove any adornment in the study region, not rub or touch their hands on each other or on any surface, and remain in a sitting position for a time set by protocol at rest in a room with controlled environment. Thermal images were collected from the anterior and posterior views of the hands. The images were analyzed qualitatively and quantitatively. Quantitative analysis showed a marked state of thermal equilibrium for the contralateral regions of interest. The dominant limb had a higher average temperature than its corresponding side. The gender was not a determining factor for evaluation of the thermal patterns of the hands. It is concluded that the measurement of the skin surface temperature of the hands using the thermography technique was feasible and reproducible, and it is recommended to create specific reference tables to establish the normal conditions for each body segment.

Keywords: Thermography. Hands. Repetitive strain injury.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Diagrama esquemático da hipótese de três vias primárias que levam aos distúrbios osteomusculares nas mãos relacionados ao trabalho causados por tarefas repetitivas e/ou pesadas.	21
Figura 2 – Distúrbios osteomusculares das mãos e punhos que podem ser relacionados ao trabalho.....	23
Figura 3 – Artérias e nervos da mão. a) vista anterior. b) vista posterior.....	24
Figura 4 – Sinais cardinais da inflamação.	26
Figura 5 – Progressão de lesão no tecido muscular.....	26
Figura 6 – Mecanismos de troca de calor do corpo com o ambiente.....	29
Figura 7 – Suprimento de sangue para a pele.....	31
Figura 8 – Espectro de ondas eletromagnéticas.	34
Figura 9 – A radiação térmica é um fenômeno de superfície.....	35
Figura 10 – Radiação emitida por uma superfície. a) Distribuição espectral.b) Distribuição direcional.	36
Figura 11 – Curvas de radiação de um corpo negro.	38
Figura 12 – Exemplo de um termograma	45
Figura 13 – Esquema de funcionamento de um termovisor.....	46
Figura 14 – Uma representação esquemática da situação geral da medição termográfica.	47
Figura 15 – Transmissão atmosférica τ_a na faixa espectral 7-15 μm	49
Figura 16 – Método refletor.	51
Figura 17 – Método direto.	51
Figura 18 – Normas ABNT que tratam sobre termografia.	52
Figura 19 – Fluxograma do procedimento metodológico aplicado.....	57
Figura 20 – Sequência metodológica da Fase 1.	58
Figura 21 – Sequência metodológica da Fase 2.	59
Figura 22 – Sequência metodológica da Fase 3.	60
Figura 23 – Sonda (a) e trena métrica (b).	60

Figura 24 – Termovisor Flir T620 (a) e tripé (b).....	61
Figura 25 – Sequência metodológica da Fase 4.	62
Figura 26 – Posição do voluntário durante a estabilização da temperatura corporal.	63
Figura 27 – Sequência metodológica da Fase 5.	63
Figura 28 – Captação do termograma.....	64
Figura 29 – Sequência metodológica da Fase 6.	64
Figura 30 – Zonas de Verdan.....	65
Figura 31 – Encontrando regiões correspondentes no membro contralateral.....	66
Figura 32 – Modelo da estrutura principal da bancada de testes.	69
Figura 33 – Bancada de testes finalizada.....	69
Figura 34 – Aparato utilizado para medição da temperatura ambiente refletida.	70
Figura 35 – Organização do laboratório.	71
Figura 36 – Exemplo de termogramas obtidos.	72
Figura 37 – Regiões de interesse da pesquisa.....	73
Figura 38 – ROIs delimitadas em termogramas da vista posterior e anterior.	74
Figura 39 – Exemplos de ROIs analisadas em pesquisa sobre simetria térmica de corporal.	76
Figura 40 – Gráfico das temperaturas médias da vista anterior.	78
Figura 41 – Gráfico das temperaturas médias da vista posterior.....	78
Figura 42 – Comparativo entre termograma e estruturas anatômicas da vista anterior.	79
Figura 43 – Comparativo entre termograma e estruturas anatômicas da vista posterior.	80
Figura 44 – Gráfico das temperaturas médias por gênero da vista anterior.	81
Figura 45 – Gráfico das temperaturas médias por gênero da vista posterior.....	81

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Temperaturas médias (°C) e desvios-padrão das ROIs considerando a diferença média da vista anterior.....	75
Tabela 2 – Temperaturas médias (°C) e desvios-padrão das ROIs considerando a diferença média da vista posterior.	75
Tabela 3 – $\Delta T_{\text{médias}}$ (°C) em diferentes estudos com indivíduos saudáveis.	76
Tabela 4 – Temperaturas médias (°C) e desvios-padrão das ROIs considerando a diferença de gênero da vista anterior.	82
Tabela 5 – Temperaturas médias (°C) e desvios-padrão das ROIs considerando a diferença de gênero da vista posterior.....	83

LISTA DE QUADROS

Quadro 1 – Estágios dos distúrbios musculoesqueléticos relacionados ao trabalho.	21
Quadro 2 – Fenômenos do processo inflamatório.....	25
Quadro 3 – Faixas de onda de infravermelho.....	35
Quadro 4 – Variáveis consideradas na literatura dos últimos cinco anos	54
Quadro 5 – Quadro de informações pesquisadas.	67
Quadro 6 – Principais trabalhos por assunto.....	68

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

LER	Lesões por Esforços Repetitivos
DORT	Distúrbios Osteomusculares Relacionados ao Trabalho
OMS	Organização Mundial da Saúde
PIB	Produto Interno Bruto
PNS	Pesquisa Nacional de Saúde
Amert	Afecções musculoesqueléticas relacionadas ao trabalho
LTC	Lesões por traumas cumulativos
SNC	Sistema nervoso central
IR	Infravermelho
UV	Ultravioleta
ROI	<i>Region of interest</i> (Região de interesse)

LISTA DE SÍMBOLOS

ν	–	Frequência	(Hz)
λ	–	Comprimento de onda	(m)
c_0	–	Velocidade de propagação de uma onda no vácuo	(m/s)
c	–	Velocidade de propagação de uma onda em um meio	(m/s)
μm	–	Mícron	
E_b	–	Energia de radiação emitida por um corpo negro	(W/m ²)
σ	–	Constante de Stefan-Boltzmann	(Wm ⁻² K ⁻⁴)
$I_{b\lambda}$	–	Intensidade espectral de um corpo negro	(W/m ² · μm)
$E_{b\lambda}$	–	Potência emissiva espectral de um corpo negro	(W/m ² · μm)
h	–	Constante de Planck	(J.s)
k	–	Constante de Boltzmann	(J/K)
G	–	Radiação térmica incidente	(W/m ²)
ε	–	Emissividade	
α	–	Fração absorvida da radiação	
ρ	–	Fração refletida da radiação	
τ	–	Fração transmitida da radiação	

SUMÁRIO

CAPÍTULO I	15
1 INTRODUÇÃO	15
1.1 DEFINIÇÃO DO PROBLEMA	15
1.2 OBJETIVO GERAL	17
1.3 OBJETIVOS ESPECÍFICOS	17
1.4 JUSTIFICATIVA.....	17
1.5 DELIMITAÇÃO DO TRABALHO	18
1.6 ESTRUTURAÇÃO DO TRABALHO	18
CAPÍTULO II	19
2 LESÃO POR ESFORÇO REPETITIVO	19
2.1 VISÃO GERAL.....	19
2.2 FISIOPATOLOGIA.....	20
2.3 COMPORTAMENTO TÉRMICO HUMANO.....	27
CAPÍTULO III	32
3 RADIAÇÃO TÉRMICA	32
3.1 PRINCÍPIOS DA RADIAÇÃO TÉRMICA	32
3.2 RADIAÇÃO DO CORPO NEGRO	36
3.3 PROPRIEDADES RADIATIVAS DAS SUPERFÍCIES REAIS	40
CAPÍTULO IV	44
4 TERMOGRAFIA E SUAS APLICAÇÕES	44
4.1 TÉCNICA DA TERMOGRAFIA	44
4.2 METODOLOGIAS APLICADAS PARA DETERMINAR A TEMPERATURA APARENTE REFLETIDA.....	50
4.3 TERMOGRAFIA COMO MÉTODO DE DIAGNÓSTICO.....	52

CAPÍTULO V	56
5 MATERIAIS E MÉTODOS	56
5.1 CARACTERIZAÇÃO DA PESQUISA	56
5.2 PROCEDIMENTO METODOLÓGICO.....	56
5.3 DEFINIÇÃO DO PROBLEMA	58
5.4 CONSTRUÇÃO DA BANCADA DE TESTES.....	59
5.5 PREPARAÇÃO DO AMBIENTE E CONFIGURAÇÃO DO TERMOVISOR..	60
5.6 PREPARAÇÃO DO VOLUNTÁRIO.....	61
5.7 OBTENÇÃO DOS DADOS.....	63
5.8 MÉTODO DE ANÁLISE DOS DADOS EXPERIMENTAIS.....	64
CAPÍTULO VI	67
6 RESULTADOS E DISCUSSÕES	67
6.1 DEFINIÇÃO DO PROBLEMA	67
6.2 CONSTRUÇÃO DA BANCADA DE TESTES.....	68
6.3 PREPARAÇÃO DO AMBIENTE E CONFIGURAÇÃO DO TERMOVISOR..	71
6.4 PREPARAÇÃO DO VOLUNTÁRIO.....	72
6.5 DADOS OBTIDOS	72
6.6 ANÁLISE DOS DADOS EXPERIMENTAIS.....	73
CAPÍTULO VII	84
7 CONCLUSÕES FINAIS	84
7.1 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS.....	84
REFERÊNCIAS	85
APÊNDICE A	96
APÊNDICE B	98
APÊNDICE C	100

CAPÍTULO I

1 INTRODUÇÃO

1.1 DEFINIÇÃO DO PROBLEMA

A lesão por esforço repetitivo (LER) faz parte do grupo dos distúrbios osteomusculares relacionados ao trabalho (DORT) que, por sua vez, configuram uns dos maiores desafios enfrentados pela classe trabalhadora ao redor do mundo, uma vez que são responsáveis por causar dor, dificuldade para realizar tarefas relacionadas ao trabalho, longos períodos de afastamento e invalidez da força de trabalho (ROQUELAURE, 2016, p. 171). Embora dados precisos sobre a incidência e a prevalência de distúrbios osteomusculares são difíceis de obter, e as estatísticas oficiais são difíceis de comparar entre países (TAWIAH; OPPONG-YEBOAH; BELLO, 2015, p. 2), a Organização Mundial da Saúde (OMS) afirma que as perturbações musculoesqueléticas foram responsáveis por mais de 10% de todos os anos perdidos por invalidez (ORGANIZAÇÃO MUNDIAL DO TRABALHO, 2013, p. 6). Além de ser um problema de saúde pública, também resulta em elevados custos para a sociedade. Em economias desenvolvidas, os distúrbios musculoesqueléticos não traumáticos incorrem em custos econômicos diretos e indiretos de cerca de US\$ 500 milhões por milhão de trabalhadores (MUSTARD *et al.*, 2015, p. 1).

Nos Estados Unidos, pouco menos de um terço dos adultos americanos está vivendo com dor nas articulações, inchaço ou alguma limitação de movimento. O governo americano gastou, entre 2004 e 2006, direta e indiretamente US\$ 576 bilhões e US\$ 373 bilhões, respectivamente. Os distúrbios musculoesqueléticos são a principal causa de dias de trabalho perdidos no país (SUMMERS; JINNETT; BEVAN, 2015, p. 3-4). Na Grã-Bretanha, esses distúrbios representaram 40% de todos os dias de trabalho perdidos devido a problemas de saúde relacionados ao trabalho entre 2014 e 2015, onde esta porcentagem corresponde a 9,5 milhões de dias, e, além disto, equivalem a 44% do total de todas as doenças relacionadas ao trabalho (HEALTH AND SAFETY EXECUTIVE, 2015, p. 2-3). Em 2010, a União Europeia estimou o

custo das DORTs entre 0,5% e 2% de todo o Produto Interno Bruto (PIB) do grupo econômico (SCHNEIDER; IRASTORZA, 2010, p. 20).

Na Coreia do Sul, as perturbações musculoesqueléticas registraram um aumento alarmante de 1.634 em 2001 para 5.502 em 2010 (LEE; CHO, 2015, p. 268). No continente africano, a ocorrência de qualquer doença osteomuscular relacionada ao trabalho varia de 15% a 93,6% (WANYONYI; FRANTZ, 2015, p. eS1604).

Apesar das estatísticas globais, existem dois países que estão indo na contramão. O Canadá conseguiu reduzir em 16,3% a incidência de doenças musculoesqueléticas não traumáticas dentro de um período de 8 anos, ente 2004 e 2011 (MUSTARD *et al.*, 2015, p. 3), embora o governo canadense possua estimativas que sugerem mais de US\$ 20 bilhões em gastos com distúrbios musculoesqueléticos em 2011 (MCGEE; BEVAN; QUADRELLO, 2011, p. 5). Já na Austrália, a taxa de pedidos de indenização por parte dos trabalhadores para lesões musculoesqueléticas diminuiu 31% entre 2000-01 e 2010-11 (SAFE WORK AUSTRALIA, 2014, p. vii), entretanto, as lesões em tendões e músculos e as doenças musculoesqueléticas somam juntas 59% do percentual de reclamações graves (SAFE WORK AUSTRALIA, 2015, p. 12).

De acordo com a Pesquisa Nacional de Saúde (PNS), no Brasil, 2,4% referiram diagnóstico médico de DORT em 2013 (IBGE, 2014, p. 49). Isto é, levando em consideração o universo da pesquisa de 146,3 milhões de pessoas com mais de 18 anos, estima-se que cerca de 3,5 milhões, naquele momento, apresentavam ou já tinham apresentado diagnóstico dessa doença.

Estas lesões relacionadas ao trabalho atingem várias categorias profissionais e possuem várias denominações, entre as quais lesões por esforços repetitivos (LER) e distúrbios osteomusculares relacionados ao trabalho (DORT) são as adotadas pelos ministérios da Saúde e da Previdência Social (PICOLOTO; SILVEIRA, 2008, p. 508). Tais lesões são danos decorrentes da utilização excessiva, imposta ao sistema musculoesquelético, e da falta de tempo para recuperação. Ainda, são caracterizadas pela ocorrência de vários sintomas, simultâneos ou não, de aparecimento insidioso, geralmente nos membros superiores, tais como dor, parestesia, sensação de peso e fadiga (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2012, p. 10).

Uma vez que ocorre a lesão muscular, há uma variação de temperatura na área envolvida, gerando um aumento da temperatura local (MORALES RÍOS *et al.*, 2011, p. 56), causado pelo aumento do fluxo sanguíneo nas proximidades da área afetada (BANDEIRA, 2014, p. 14), levando a crer que a termografia seja capaz de detectar estas variações de temperatura (MORALES RÍOS *et al.*, 2011, p. 56). Alguns estudos têm sido desenvolvidos para diagnosticar lesões ou distúrbios musculoesqueléticos através da aplicação da teoria termografia

infravermelha (MORALES RÍOS *et al.*, 2011, p. 56; BANDEIRA *et al.*, 2012, p. 205; BRIOSCHI, 2009, p. 13).

1.2 OBJETIVO GERAL

Realizar um estudo térmico da região das mãos utilizando a técnica da termografia com vistas a auxiliar no diagnóstico da LER/DORT.

1.3 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

A fim de alcançar o objetivo geral, as atividades abaixo se fazem necessárias:

- ✓ Determinar o zoneamento da mão;
- ✓ Determinar nas regiões os locais mais prováveis para o surgimento de LER/DORT;
- ✓ Determinar quais as variáveis do processo a serem manipuladas durante os testes termográficos;
- ✓ Determinar a região de referência térmica;
- ✓ Realizar os testes nos indivíduos afim de comprovar as áreas de interesse para o diagnóstico;
- ✓ Analisar estatisticamente a variação de temperatura entre regiões contralaterais definidas em ambos os gêneros.

1.4 JUSTIFICATIVA

Nas últimas décadas, tem sido estudada a aplicação da termografia em várias áreas da medicina. Apesar disso, existe uma pequena quantidade de estudos acerca da utilização da termografia para auxílio no diagnóstico de distúrbios osteomusculares relacionados ao trabalho. Tais estudos têm apresentado resultados promissores e satisfatórios quanto à eficiência no diagnóstico de vários tipos de lesões.

Assim, este estudo se justifica pela contribuição que a técnica da termografia pode oferecer quanto à agilidade no processo de diagnóstico de LER/DORT, permitindo que este seja realizado ainda nos estágios iniciais do problema. Além disso, espera-se otimizar o uso de recursos financeiros durante o processo de diagnóstico, realizando uma triagem dos indivíduos que necessitam se submeter a exames de custo mais elevado.

Ainda, ressalta-se a facilidade da utilização e aplicação da termografia para o diagnóstico e monitoramento de LER/DORT, evitando o uso imediato de outros exames a exemplo daqueles que utilizam radiação ionizante.

1.5 DELIMITAÇÃO DO TRABALHO

No desenvolvimento deste trabalho, avaliou-se o método da termografia para mapear termicamente a região das mãos, a fim de trazer agilidade para o diagnóstico de distúrbios osteomusculares. Sob este aspecto, em laboratório, foram feitas análises da temperatura superficial da pele da região das mãos e punhos de indivíduos saudáveis de ambos os gêneros. A escolha dessa região de interesse se deu pelas dimensões anatômicas reduzidas, comparadas a outros membros; pela facilidade no isolamento da área; como também, pelo fato de ser uma das regiões mais acometidas por esse tipo de distúrbio.

1.6 ESTRUTURAÇÃO DO TRABALHO

O presente estudo é composto por sete capítulos, estruturados de forma a discutir a problemática apresentada.

No **primeiro capítulo**, é introduzido o assunto objeto deste trabalho, através da apresentação do problema, objetivos, justificativa e delimitação do trabalho.

No **segundo capítulo**, apresenta uma breve revisão da literatura sobre a LER/DORT, a lesão muscular e o sistema de troca de calor do corpo humano com o ambiente.

O **terceiro capítulo** elabora uma revisão na literatura a respeito dos mecanismos da troca de calor por meio da radiação térmica e o conceito de corpo negro.

O **quarto capítulo** apresenta ainda uma revisão da literatura sobre a técnica da termografia e sua empregabilidade.

No **quinto capítulo** aborda a metodologia utilizada para o desenvolvimento da coleta e análise dos dados.

No **sexto capítulo**, apresentam-se a análise e discussão dos dados levantados e a avaliação do método utilizado.

Finalmente, o **sétimo capítulo** apresenta as conclusões do trabalho.

CAPÍTULO II

2 LESÃO POR ESFORÇO REPETITIVO

O objetivo deste capítulo é realizar uma revisão na literatura sobre lesão por esforço repetitivo e alguns conteúdos que a envolvem a fim de trazer luz à caracterização do problema. Para tanto, inicialmente, aborda-se a definição de LER/DORT, em seguida, o mecanismo fisiopatológico da lesão muscular e como se dá a condução de calor no corpo humano.

2.1 VISÃO GERAL

Os distúrbios osteomusculares podem ser definidos como um grupo diverso de desordens inflamatórias e degenerativas das articulações, ossos, cartilagens, ligamentos, tendões, bainhas dos tendões, bursas e músculos (*EUROPEAN COMMISSION*, 2003, p. 21; *LAST*, 2007). Quando estas lesões estão relacionadas ao trabalho, são causadas ou agravadas, principalmente, pelo trabalho e pelos efeitos do ambiente imediato em que o trabalho é realizado, tais como levantar, empurrar e puxar (*EU-OSHA*, 2007, p. 1; *NIOSH*, 2012, p.1).

No Brasil, são considerados sinônimos lesões por esforços repetitivos (LER), distúrbios osteomusculares relacionados ao trabalho (DORT), síndrome cervicobraquial ocupacional, afecções musculoesqueléticas relacionadas ao trabalho (Amert) e lesões por traumas cumulativos (LTC). As denominações oficiais do Ministério da Saúde e da Previdência Social são LER e DORT, assim grafadas: LER/DORT (*MINISTÉRIO DA SAÚDE*, 2012, p. 10). A sigla DORT é mais abrangente e inclui a LTC e LER (*IIDA*, 2005, p. 164).

Quanto às regiões do corpo, a LER/DORT costuma afetar mais comumente a lombar, pescoço, ombro, antebraço e mão, embora recentemente a extremidade inferior tenha recebido mais atenção (*PUNNETT, WEGMAN*, 2004, p. 13). Na indústria calçadista, a maioria dos trabalhadores relata desconforto nos membros superiores, coluna e membros inferiores, respectivamente (*LOURINHO et al.*, 2011, p. 254). Nos membros superiores, as partes mais frequentemente afetadas por sintomas de LER/DORT são os punhos, mãos e dedos

para ambos os gêneros, que pode estar ligado ao fato da duração do esforço, nessa indústria, gira em torno de 80% do tempo de ciclo das atividades, a frequência do esforço ser 20 vezes por minuto, e com agravante para a postura da mão e punho que comumente assumem posições inadequadas (LOURINHO *et al.*, 2011, p. 256; VIEIRA *et al.*, 2015, p. 115).

Assim como acontece com a maioria das doenças crônicas, no caso de LER/DORT, o quadro clínico é heterogêneo com múltiplos fatores de risco, tanto ocupacionais como não ocupacionais (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2001, p. 6; PUNNETT; WEGMAN, 2004, p. 14). O principal fator ocupacional para a ocorrência de lesões musculoesqueléticas é a carga imposta aos membros superiores, avaliando as tarefas repetitivas com os parâmetros relacionados com sequências de postura dos membros superiores, de força e de tempo (ROMAN-LIU; BUGAJSKA; TOKARSKI, 2014, p. 469). O risco também varia de acordo com idade, gênero, obesidade, status socioeconômico e etnia (BERNARD, 1997, p. 525; PUNNETT; WEGMAN, 2004, p. 14; SCOTT; BACKMAN; SPEED, 2015, p. 837). Outros fatores de risco suspeitos de estar envolvidos nos eventos que induzem a ocorrência dos distúrbios musculoesqueléticos incluem aspectos individuais relacionados à constituição física, perfil comportamental psíquico, tabagismo, força muscular, reforço da condição de incapacidade e negação da condição de bem estar, ganhos pessoais, entre outros (PUNNETT; WEGMAN, 2004, p. 14; TEIXEIRA *et al.*, 2001, p. 75).

2.2 FISIOPATOLOGIA

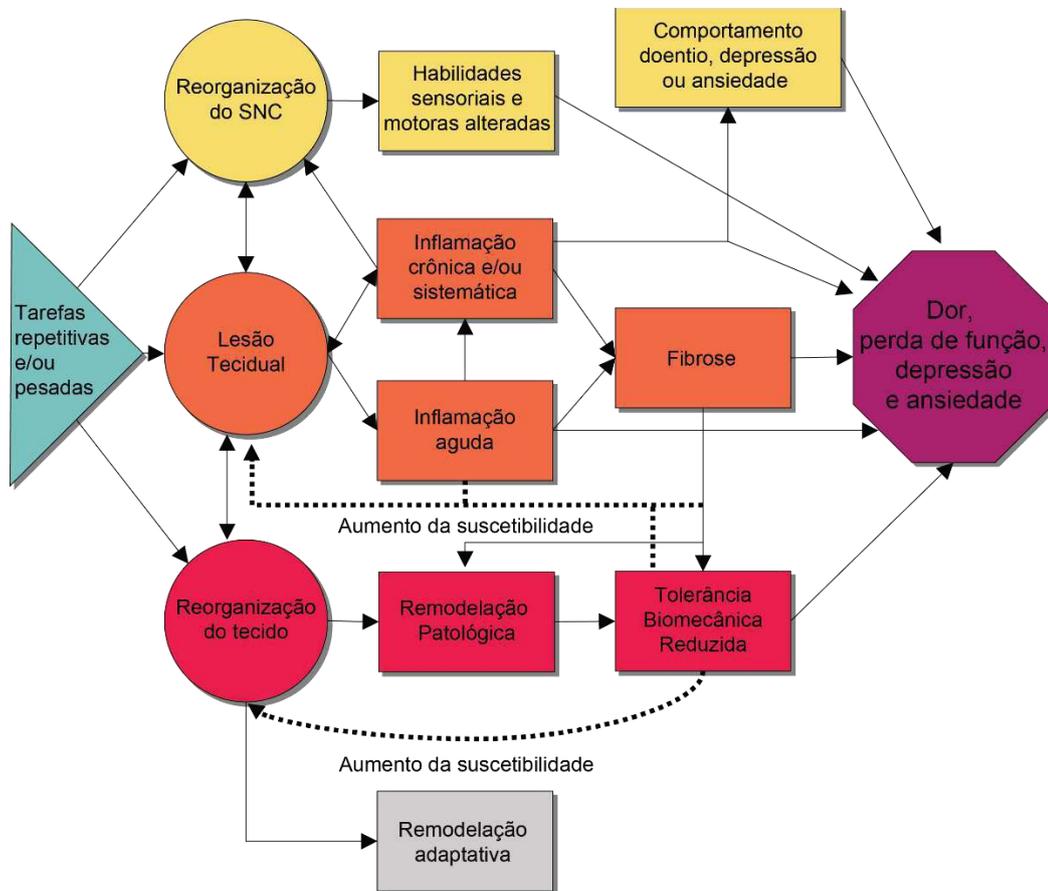
As LER/DORTs são resultantes da execução de tarefas repetitivas e/ou pesadas devido a estiramento excessivo repetitivo, compressão, fricção, isquemia e esforço excessivo. Muitos tipos de tecidos estão envolvidos, incluindo tendões, músculos, tecido conjuntivo frouxo e ossos (BARBE; BARR, 2006, p. 424; BARR; BARBE; CLARK, 2004, p. 5). Não são normalmente causadas por eventos agudos, mas ocorrem lentamente ao longo do tempo devido ao desgaste repetido ou microtraumas (STACK; OSTROM; WILHELMSSEN, 2016, p. 283). O Quadro 1 descreve como são, geralmente, os estágios e sintomas do desenvolvimento das LER/DORT.

Quadro 1 – Estágios dos distúrbios musculoesqueléticos relacionados ao trabalho.

ESTÁGIO	SINTOMAS	OBSERVAÇÕES
1	Normalmente apresenta dores e fadiga durante o horário de trabalho, mas com descanso à noite e dias de folga, essas dores parecem se resolver.	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Não mostra queda no desempenho; ▪ Pode persistir por semanas ou meses; ▪ Pode ser revertida.
2	Os mesmos sintomas ocorrem no início do turno de trabalho e dormir não resolver a dor, pelo contrário, o sono pode ser perturbado.	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Apresenta redução de desempenho da tarefa; ▪ Normalmente persiste ao longo de meses; ▪ Pode ser revertida.
3	Os sintomas persistem durante o repouso. A dor ocorre durante a realização de movimentos não repetitivos.	<ul style="list-style-type: none"> ▪ A pessoa é incapaz de realizar tarefas leves; ▪ Pode durar meses ou anos; ▪ Geralmente não reversível.

Fonte – Adaptado de Stack, Ostrom e Wilhelmsen (2016, p. 293).

Figura 1 – Diagrama esquemático da hipótese de três vias primárias que levam aos distúrbios osteomusculares nas mãos relacionados ao trabalho causados por tarefas repetitivas e/ou pesadas.



P

Fonte – Adaptado de Barbe e Barr (2006, p. 425).

A partir disto, acredita-se que o desempenho de tarefas repetitivas e/ou pesadas pode induzir a LER através de três vias principais: (1) reorganização do sistema nervoso central

(SNC), (2) lesão tecidual, e (3) a reorganização do tecido (Figura 1). Estas vias têm vários pontos de interações e ligações, que, eventualmente, levam a dor ou desconforto, perda de função motora ou sensorial, e talvez, comportamentos doentios, depressão ou ansiedade (BARBE; BARR, 2006, p. 428; BARR; BARBE; CLARK, 2004, p. 8). Pela natureza e foco deste trabalho, serão discutidas apenas as questões no tocante às lesões teciduais.

Com base no diagrama da Figura 1, é possível uma melhor compreensão da hipótese das três vias de surgimento dos distúrbios osteomusculares relacionados ao trabalho. As alterações do sistema nervoso central podem ser resultado do desempenho de tarefas altamente repetitivas, tanto na presença como na ausência de dor crônica, inflamação do tecido periférico e/ou compressão do nervo periférico. Esta neuroplasticidade interfere com a sensação e o movimento normais, o que pode aumentar ainda mais os efeitos da exposição contínua a tarefas repetitivas. (BARR; BARBE; CLARK, 2004, p. 8).

Quanto à reorganização do tecido afetado, o desempenho contínuo de tarefas de grande esforço também pode levar à desorganização estrutural (redução da tolerância biomecânica e remodelação patológica) de ossos, músculos e tendões. Tais alterações podem resultar em uma maior suscetibilidade dos tecidos a uma nova reorganização e novas lesões por exposição contínua ao esforço repetitivo. No entanto, se a exposição à tarefa é baixa o suficiente para evitar lesão tecidual, a inflamação é evitada e a reorganização do tecido será uma remodelação benéfica adaptativa (BARBE; BARR, 2006; BARR, 2004).

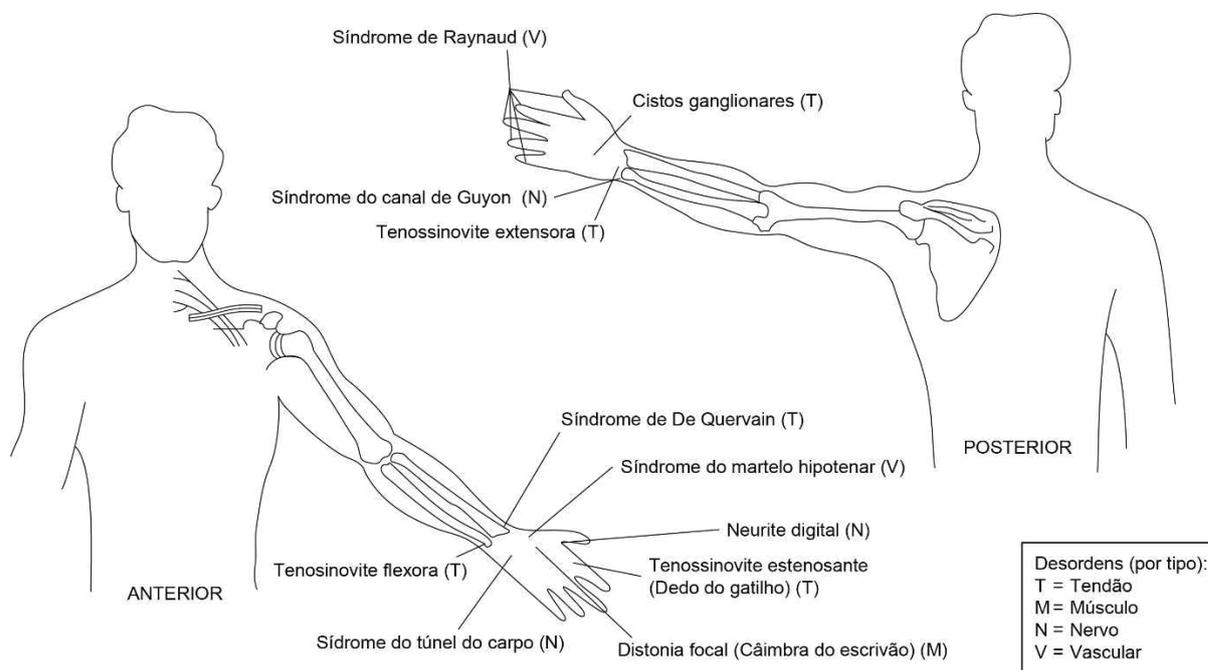
Com relação à lesão dos tecidos, a hipótese é a que tarefas repetitivas levam primeiro à lesão tecidual e, em seguida, inflamação aguda. Normalmente, essa resposta ativaria mecanismos celulares relacionados à cicatrização. No entanto, em lesões por esforço repetitivo, o ciclo contínuo de trauma no tecido induzido pelo desempenho contínuo de uma tarefa repetitiva e/ou intensiva dificulta a reparação. Em vez disso, uma resposta inflamatória crônica é estimulada juntamente com uma resposta fibrogênica¹. Se a exposição à tarefa for intensa o suficiente para provocar lesão, as respostas inflamatórias são induzidas, seguidas muitas vezes por fibrose. (BARBE; BARR, 2006, p. 425).

As estruturas das extremidades superiores são particularmente vulneráveis à lesão dos tecidos moles. Uma das razões principais é que quase todo tipo de trabalho requer o uso constante e ativo dos braços e das mãos (STACK; OSTROM; WILHELMSSEN, 2016, p. 304). Do ponto de vista anatômico, os distúrbios osteomusculares podem ser classificados em seis tipos básicos: tendão, músculo, nervo, vascular, articulação, e osso/cartilagem (FREIVALDS,

¹ Fibrogênese: Produção ou desenvolvimento de fibras.

2004, p. 236). A Figura 2 apresenta as desordens mais comuns na região das mãos e punhos relacionadas ao trabalho. Já a Figura 3, apresenta as principais artérias, nervos e músculos das mãos na vista posterior e anterior.

Figura 2 – Distúrbios osteomusculares das mãos e punhos que podem ser relacionados ao trabalho.



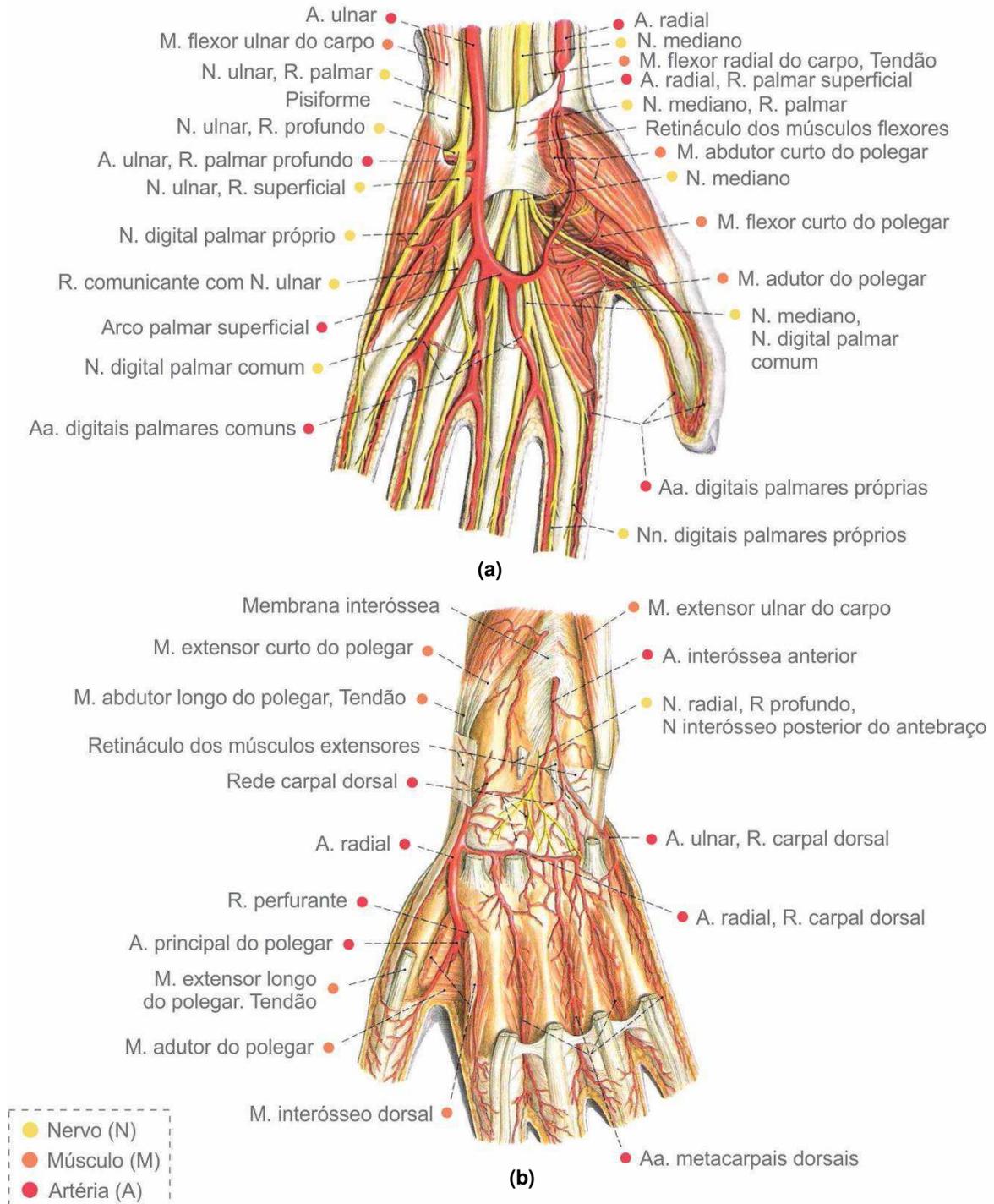
Fonte – Adaptado de Freivalds (2004, p. 235).

Os tecidos reagem às lesões desencadeando mecanismos geneticamente programados que visam à reposição dos elementos afetados e à restauração da função, que segue uma ordem constante, sem alterações importantes conforme a causa. Esse processo implica na ocorrência de inflamação, reparação, remodelação e maturação tecidual (FERNANDES; PEDRINELLI; HERNANDEZ, 2011, p. 248; TEIXEIRA *et al.*, 2001, p. 73). Além disso, a gravidade da lesão é dependente da força, frequência e duração da exposição repetitiva (BARR; BARBE; CLARK, 2004, p. 9).

Inicialmente, a lesão tecidual é discreta e localizada e estimula uma resposta inflamatória aguda que se manifesta de forma uniforme, padronizada ou estereotipada, qualquer que seja a causa (BARBE; BARR, 2006, p. 424; BARR; BARBE; CLARK, 2004, p. 5). Estudos em animais nas últimas duas décadas indicam a presença de um processo inflamatório no início do desenvolvimento de lesões musculoesqueléticas por uso excessivo/repetitivo, antes dos sinais evidentes de lesão tecidual, tanto em tendões como em músculos (BARBE; BARR, 2006, p. 426; BARR; BARBE; CLARK, 2004, p. 4; SCOTT; BACKMAN; SPEED, 2015, p. 833). O processo inflamatório, sob determinado ponto de vista, pode ser visto como um mecanismo de

defesa do organismo atuando na destruição, diluição e isolamento do agente agressor, além de abrir caminho para os processos reparativos do tecido afetado (BECHARA; SZABÓ, 2006, p. 01).

Figura 3 – Artérias e nervos da mão. a) vista anterior. b) vista posterior.



Fonte – Adaptado de Putz e Pabst (2000, p. 252).

Durante a resposta inflamatória, diversas substâncias são liberadas pelos tecidos danificados, provocando alterações secundárias nos tecidos não lesionados ao redor (HALL; GUYTON, 2011, p. 452). Existem alguns fenômenos básicos comuns a qualquer tipo de inflamação e não importando qual seja o agente inflamatório. Os fenômenos (fases) da inflamação aguda são os descritos no Quadro 2 de acordo com Brasileiro Filho (2006, p. 134).

Quadro 2 – Fenômenos do processo inflamatório.

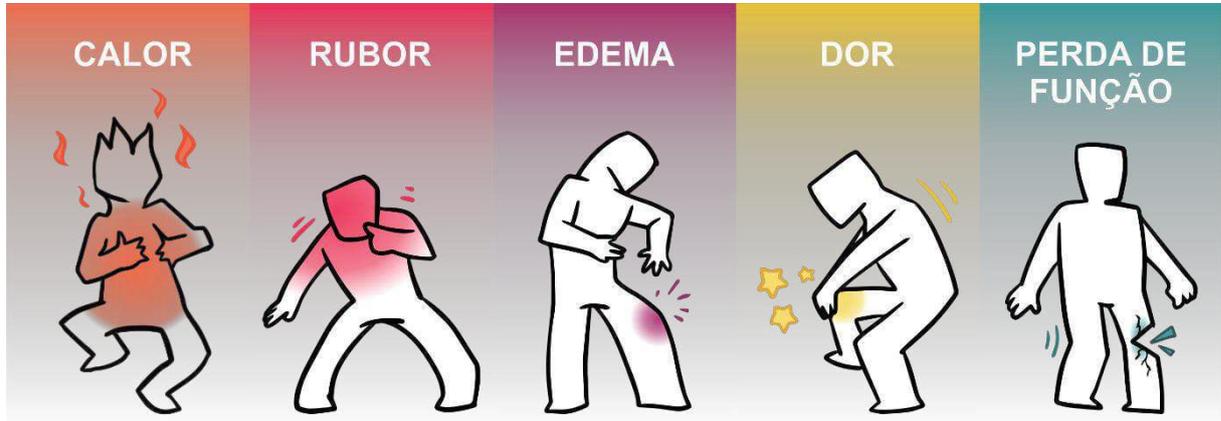
FASE	DESCRIÇÃO
Fase irritativa	Os fenômenos irritativos consistem no conjunto de modificações provocadas pelo agente inflamatório que resultam na liberação de mediadores químicos responsáveis pelos fenômenos subsequentes da inflamação.
Fase vascular	Os fenômenos vasculares são representados por modificações hemodinâmicas e reológicas da microcirculação comandadas pelos mediadores químicos liberados durante os fenômenos irritativos.
Fase exsudativa	Constam da saída dos elementos do sangue – plasma e células – do leito vascular para o interstício (do latim exsudare, a palavra exsudar significa passar através de).
Fase alterativa	Composta por células com alterações degenerativas reversíveis ou não (neste caso, originando um material necrótico), derivadas da ação direta do agente agressor ou das modificações funcionais e anatômicas consequentes das três fases anteriores.
Fase reparativa	Aumento na quantidade dos elementos teciduais - principalmente células, resultado das fases anteriores. O objetivo é destruir o agente agressor e reparar o tecido agredido.

Fonte – Adaptado de Brasileiro Filho (2006, p. 134).

Estas fases são caracterizadas pelos achados clínicos de calor, rubor, edema, dor no local lesionado e perda de função (Figura 4). Esses sinais são decorrentes da vasodilatação dos vasos sanguíneos locais, com o consequente aumento do fluxo sanguíneo local; aumento da permeabilidade dos capilares, permitindo o extravasamento de grande quantidade de fluídos e células para os espaços tissulares (HALL; GUYTON, 2011, p. 452; LEVINSON, 2010, p. 64). Dessa forma, o calor e o rubor são provenientes da fase vascular; o edema, fases exsudativa e alterativa; a dor, fases irritativa, vascular e exsudativa; já a perda de função, é decorrente do

edema (principalmente em articulações, impedindo a movimentação) e da dor, que dificultam as atividades locais.

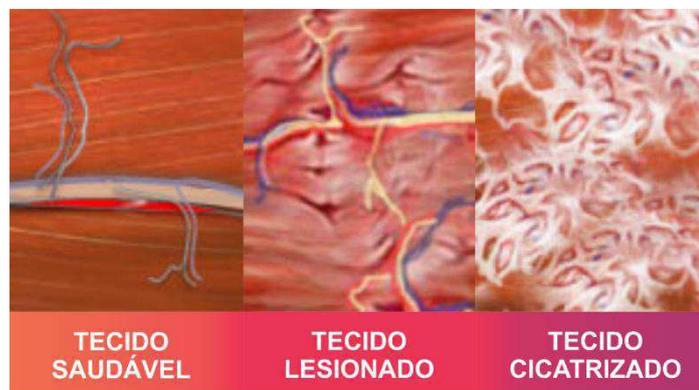
Figura 4 – Sinais cardinais da inflamação.



Fonte – Autoria própria.

A inflamação aguda pode resolver com a reparação de tecidos na presença de pouca repetitividade e força. Exposição continuada ao estímulo inicial (tal como uma tarefa altamente repetitiva) pode conduzir à inflamação crônica e, em seguida, para um estado fibrótico crônico (Figura 5). Alterações fibróticas dentro dos tecidos podem, posteriormente, aumentar a susceptibilidade desses tecidos a um novo prejuízo com a exposição continuada, mesmo diminuindo os níveis de repetição e força (BARR; BARBE; CLARK, 2004, p. 9).

Figura 5 – Progressão de lesão no tecido muscular.



Fonte – Adaptado de MendMeShop (2014).

Observa-se na ilustração acima claramente a diferença entre o tecido saudável (não lesionado) e o cicatrizado. À medida que o tecido cicatricial se forma, o músculo torna-se mais frágil e menos flexível. Mesmo com uma cicatrização ideal, há sempre menos elasticidade em um músculo previamente lesionado, o que aumenta a suscetibilidade de novas lesões.

2.3 COMPORTAMENTO TÉRMICO HUMANO

Graças à homeostase, o ser humano possui a capacidade de manter sua temperatura interna praticamente constante. Termicamente, o corpo humano é considerado um modelo de dois compartimentos: um central mais quente e outro periférico mais frio (CAMPBELL, 2011, p. 240). A temperatura central é mantida dentro de um pequeno intervalo, a cerca de 36-38 °C quando medida por via oral e, aproximadamente, 0,6°C mais alta, quando medida por via retal (ARENS; ZHANG, 2006, p. 585; HALL; GUYTON, 2011, p. 913).

A parte central é constituída pelo cérebro e as cavidades abdominal e torácica, que contêm os grandes órgãos que, sob condições de repouso, são os principais produtores de calor. Os tecidos periféricos - a pele e gordura subcutânea, principalmente dos braços e das pernas - são mais frios e agem como isolante para o compartimento central. Sob condições normais de conforto térmico, a temperatura das questões periféricas é de cerca de 5-6 °C mais baixa do que a do compartimento central (CAMPBELL, 2011, p. 240). A temperatura da pele, em contraste com a temperatura central, se eleva e diminui de acordo com a temperatura a seu redor. A temperatura da pele é importante quando se refere à capacidade da pessoa perder calor para o ambiente (HALL; GUYTON, 2011, p. 913). A temperatura corporal se eleva durante o exercício e varia com as temperaturas extremas do ambiente porque os mecanismos regulatórios da temperatura não são perfeitos (HALL; GUYTON, 2011, p. 913).

A temperatura do corpo é regulada quase inteiramente por mecanismos de *feedback* neurais e quase todos esses mecanismos operam por meio de centros regulatórios da temperatura, localizados no hipotálamo. Para que esses mecanismos de *feedback* operem, recebem informações de receptores de temperatura central e periférica situados no compartimento central e no compartimento externo do corpo (CAMPBELL, 2011, p. 242; IAAF, 2012, p. 178; HALL; GUYTON, 2011, p. 918). Os receptores sensíveis à temperatura na região central são encontrados no hipotálamo, medula espinhal, vísceras abdominais e grandes veias. Os receptores periféricos estão na pele e respondem seletivamente a estímulos frios ou quentes (CAMPBELL, 2011, p. 242).

A maior parte da produção de calor do corpo é no fígado, cérebro e coração, e nos músculos esqueléticos durante o exercício (ARENS; ZHANG, 2006, p. 561; HALL; GUYTON, 2011, p. 914). Além disso, a eficiência do trabalho dos músculos é cerca de 15%, com 85% do total de energia liberada na forma de calor (ARENS; ZHANG, 2006, p. 562). Dependendo da temperatura do ambiente, este calor é transferido, através da rede de vasos sanguíneos e de tecidos, para a pele, de onde ele é eliminado para o meio ambiente ou conservado no

compartimento central, através da circulação (ARENS; ZHANG, 2006, p. 561; CAMPBELL, 2011, p. 240; HALL; GUYTON, 2011, p. 914). A circulação sanguínea é um mecanismo chave para a regulação da temperatura corporal (JIJI, 2009, p. 304).

2.3.1 Mecanismos de troca de calor

Quando o sangue flui através de um tecido ou um órgão, ele traz combustível e oxigênio e, também, remove os resíduos. Um desses resíduos é o calor produzido pelo metabolismo desse tecido ou órgão, como já visto na seção anterior. O sangue, portanto, ganha calor, que é transferido pela circulação para a pele, onde é perdido para o ambiente (HOUDAS; RING, 1982, p. 60).

Quatro mecanismos são responsáveis pela troca de calor na superfície da pele: condução, convecção, radiação e evaporação (IAAF, 2012, p. 178). Como pode ser observado na Figura 6, os mecanismos de troca de calor do corpo incluem a transferência de calor sensível na superfície da pele (via condução, convecção e radiação – ondas longas e de ondas curtas), transferência de calor latente (via evaporação da umidade e difusão através da pele, e através de evaporação do suor na superfície), e de troca sensível e latente através da respiração dos pulmões, no entanto, seu papel é insignificante no homem, com exceção do recém-nascido (ARENS; ZHANG, 2006, p. 560; HOUDAS; RING, 1982, p. 60).

A transferência de calor por condução ocorre quando a superfície do corpo entra em contato com as moléculas de objetos mais frios ou quentes. Em geral, o corpo perde somente pequenas quantidades de calor em decorrência desse processo (MCARDLE, 2001, p. 235). Uma pessoa de pé tem cerca de 3% de sua área de superfície corporal em contacto com o chão. Para uma pessoa sentada ou deitada, a área de contato da superfície do assento ou cama é na ordem de 8 a 12% da superfície total do corpo, dependendo de como seja a superfície de contato (ARENS; ZHANG, 2006, p. 578).

Figura 6 – Mecanismos de troca de calor do corpo com o ambiente.



Fonte – Adaptado de McArdle (2001, p. 641).

De outro modo, se a transferência de calor for entre um gás ou fluido, o processo é chamado de convecção. A troca de calor por convecção depende, primeiramente, da diferença de temperatura entre a pele e o ar ambiente, além da extensão do movimento do ar (KROEMER; GRANDJEAN, 2005, p. 281). Troca de calor por convecção em ar parado a partir do corpo humano é dominado inevitavelmente por uma pluma flutuante de ar lento que se desenvolve ao lado das superfícies do corpo aquecido e eleva-se ao longo do corpo transportando calor, vapor de água e bioefluentes com ele (ARENS; ZHANG, 2006, p. 579).

A evaporação é o mecanismo mais importante do equilíbrio térmico. Ocorre nos pulmões e na superfície da pele, sob a forma de suor (IIDA, 2005, p. 493). A perda de calor pelo suor ocorre continuamente, uma vez que alguma quantidade de suor sempre evapora da pele, consumindo calor (KROEMER; GRANDJEAN, 2005, p. 282). Na evaporação, o calor é transferido para a água na superfície cutânea. Quando a água ganha calor suficiente (energia), ela é convertida em gás (vapor d'água), levando calor para longe do corpo. Esse processo é responsável por aproximadamente 25% da perda de calor em repouso (MCARDLE, 2001, p. 235).

A radiação é o principal meio de dissipar o excesso de calor em repouso no ser humano. O calor é liberado sob a forma de raios infravermelhos a partir de um corpo mais quente para um mais frio. A perda ou ganho de calor por radiação depende do gradiente de temperatura entre a pele e o meio ambiente. Para um corpo nu à temperatura ambiente (21-25 °C), cerca de

60% do excesso de calor é perdido por este meio (CAMPBELL, 2011, p. 241; IAAF, 2012, p. 178).

O calor também pode ser adquirido a partir do ambiente por meio da pele. A radiação solar e a radiação de ondas longas de superfícies mais quentes do que a temperatura da pele, aquecem-na em função da cor e emissividade destas superfícies. A capacidade de absorção da pele à radiação solar varia de acordo com a cor da pele nos espectros visível e infravermelho próximo (ARENS; ZHANG, 2006, p. 562; 583).

2.3.2 Papel da pele na troca de calor

A pele fornece a primeira barreira entre o organismo e o meio ambiente, e sua temperatura é amplamente determinada pelo fluxo sanguíneo cutâneo (ARENS; ZHANG, 2006, p. 565; GOLD *et al.*, 2010, p. 161).

Há duas maneiras pelas quais o calor é transferido entre a região central e a pele: condução do tecido e convecção do sangue. Conforme já descrito, a condução ocorre quando dois sólidos em diferentes temperaturas estão em contato. No corpo, o calor é conduzido entre as células dos órgãos. Entretanto, o papel da convecção do sangue é consideravelmente mais importante do que o da condução do tecido (HOUDAS; RING, 1982, p. 59).

Vasos sanguíneos estão profusamente distribuídos por baixo da pele. O plexo venoso cutâneo², suprido pelo influxo de sangue dos capilares da pele, é mostrado na Figura 7. Além disso, nas áreas mais expostas do corpo, tais como mãos, pés e orelhas, o sangue também é suprido por anastomoses arteriovenosas³ (GUYTON; HALL, 2011, p. 914). A presença dessas estruturas aumenta o fluxo sanguíneo e, conseqüentemente, a perda de calor para o ambiente através das veias superficiais da pele (CAMPBELL, 2011, p. 240).

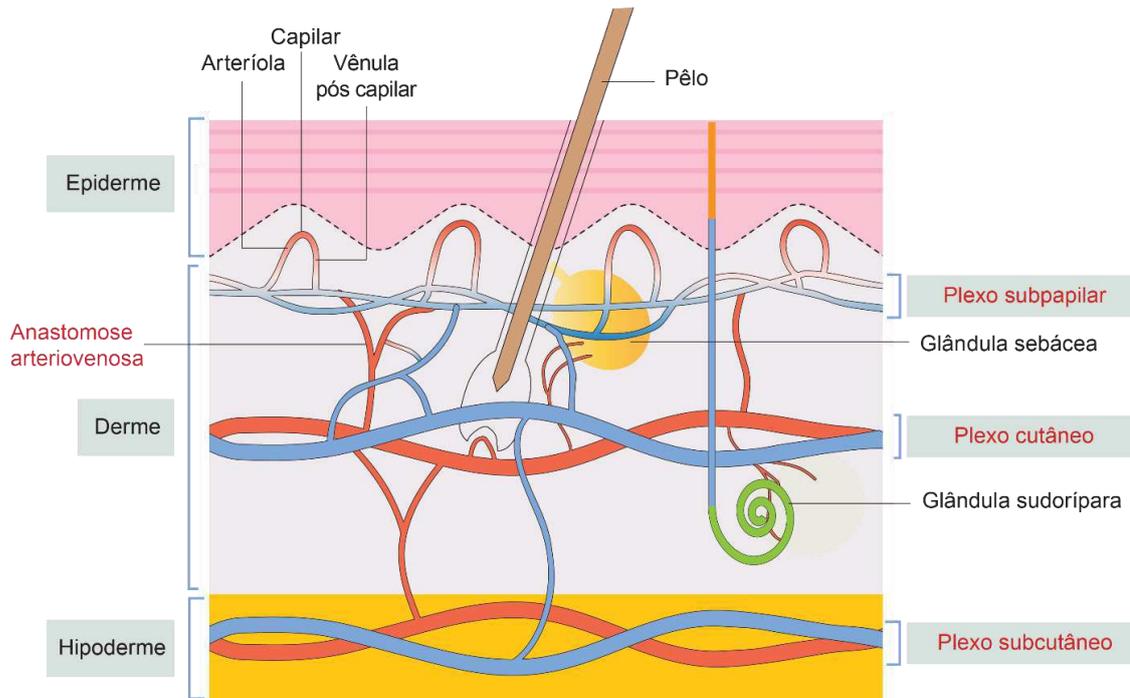
Em sua maioria, a transferência de calor do sangue ocorre através da grande área de superfície do plexo venoso. O fluxo sanguíneo para o plexo venoso é alimentado por arteríolas que, por serem ricamente inervadas com nervos vasoconstritores simpáticos, possuem capacidade de vasodilatação e vasoconstrição significativa. A velocidade do fluxo sanguíneo no plexo venoso da pele pode variar de forma extensa – de valores próximos a zero até cerca de 30% do débito cardíaco⁴.

² Um extenso sistema de veias interligadas que normalmente contém a maior fração de volume sanguíneo cutâneo (MOHRMAN; HELLER, 2014, p. 151).

³ São conexões diretas entre artérias e veias menores (STANDRING, 2016, p. 131).

⁴ O débito cardíaco médio de um adulto em repouso é aproximadamente 5 L/min (HALL; GUYTON, 2011, p. 241).

Figura 7 – Suprimento de sangue para a pele.



Fonte – Adaptado de Kierszenbaum e Tres (2016, p. 368).

A alta velocidade do fluxo na pele faz com que o calor seja conduzido do centro do corpo para a pele com grande eficiência, enquanto a redução da velocidade do fluxo para a pele pode diminuir a condução do calor do centro do corpo até valores bastante baixos. Sendo a pele um dos maiores órgãos do corpo humano, a constrição venosa pode deslocar uma quantidade considerável de sangue para o reservatório venoso central. Sendo assim, a pele se constitui em um sistema de controle de calor eficiente e o fluxo sanguíneo é o mecanismo mais eficaz para a transferência de calor da região central do corpo para a pele (ARENS; ZHANG, 2006, p. 572; HALL; GUYTON, 2011, p. 914; MOHRMAN; HELLER, 2014, p. 151).

CAPÍTULO III

3 RADIAÇÃO TÉRMICA

A finalidade deste capítulo é elaborar uma revisão na literatura a respeito dos mecanismos da troca de calor por meio da radiação térmica. Assim sendo, expõe-se as definições de radiação térmica, o conceito de corpo negro, as principais leis físicas que explicam o fenômeno e suas propriedades.

3.1 PRINCÍPIOS DA RADIAÇÃO TÉRMICA

A fonte de radiação emitida por um corpo está relacionada à energia liberada como resultado de oscilações ou transições dos muitos elétrons que constituem a matéria. Estas oscilações são, por sua vez, sustentadas pela energia interna e, portanto, pela temperatura da matéria. Assim, associa-se a emissão de radiação térmica com condições termicamente excitadas no interior da matéria (HOWELL; MENGÜÇ; SIEGEL, 2016, p. 1; INCROPERA *et al.*, 2011, p. 768).

Em 1800, William Herschel, astrônomo real do Rei Jorge III de Inglaterra, descobriu a radiação infravermelha por acaso quando procurava um filtro óptico para reduzir o brilho da imagem do sol nos telescópios durante as observações solares (CARAMALHO, 2012, p. 7). Embora o cientista italiano Marsilio Landriani (1746 – 1815), durante uma experiência semelhante em 1777, já tinha observado mais ou menos o mesmo fenômeno do cientista inglês, foi Herschel o primeiro a reconhecer que deveria existir um ponto onde o efeito térmico atingia um valor máximo e que as medições limitadas à porção visível do espectro não tinham conseguido localizar (CARAMALHO, 2012, p. 8).

Em 1864, o fundamento teórico da radiação foi estabelecido pelo físico James Clerk Maxwell, que postulou que as cargas aceleradas ou as variações de correntes elétricas dão origem a campos elétricos e magnéticos. Estes campos em movimento rápido são chamados ondas eletromagnéticas ou radiação eletromagnética e representam a energia emitida pela

matéria como resultado das mudanças nas configurações eletrônicas dos átomos ou moléculas (ÇENGEL; GHAJAR, 2015, p. 716).

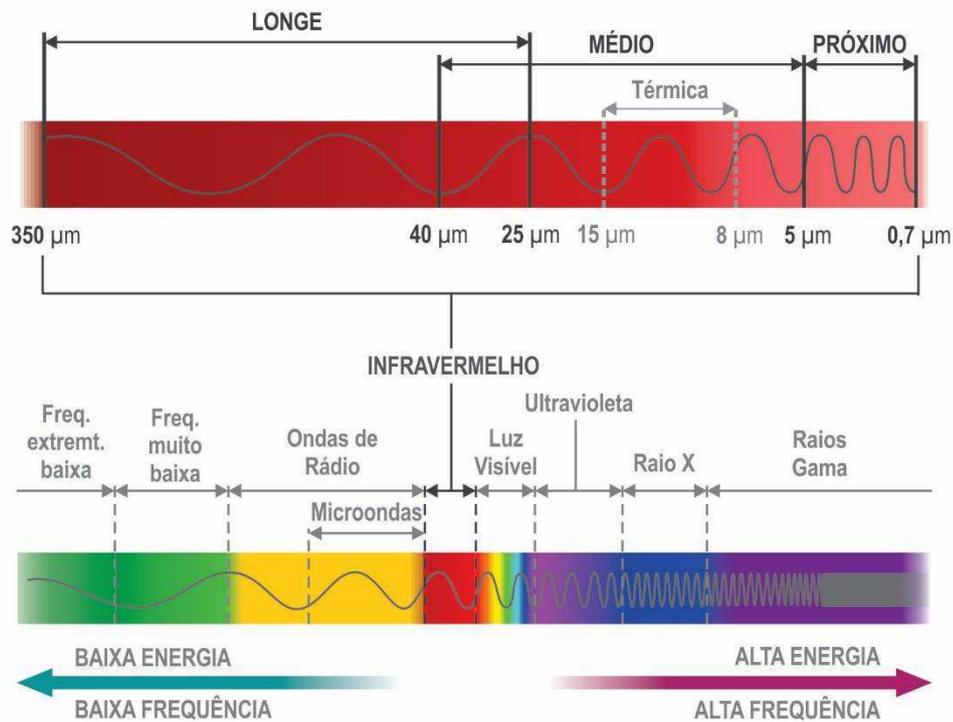
Em 1887, Heinrich Hertz demonstrou experimentalmente a existência de tais ondas. As ondas eletromagnéticas transportam energia da mesma forma que as outras, e todas as ondas eletromagnéticas, no vácuo, viajam à velocidade da luz que é $c_0 = 2,9979 \times 10^8 \text{ m/s}$. As ondas eletromagnéticas são caracterizadas por sua frequência ν ou comprimento de onda λ . Essas duas propriedades do meio estão relacionadas pela Eq. 1, onde c é a velocidade de propagação de uma onda nesse meio (ÇENGEL; GHAJAR, 2015, p. 716; INCROPERA *et al.*, 2011, p. 769, tradução nossa). A unidade de comprimento de onda é geralmente o micrômetro (μm), ou micron, onde $1 \mu\text{m} = 10^{-6}\text{m}$ (ÇENGEL; GHAJAR, 2015, p. 716; INCROPERA *et al.*, 2011, p. 769). A frequência (o número de oscilações por segundo) de uma onda eletromagnética pode variar de 10^{-6} de Hz a 10^{24} Hz ou superior, dependendo da fonte (ÇENGEL; GHAJAR, 2015,p. 717).

$$\lambda = \frac{c}{\nu} \quad (1)$$

A interação entre os corpos emissores e absorventes através das ondas eletromagnéticas é a essência da transferência de energia radiativa (HOWELL; MENGÜÇ; SIEGEL, 2016, p. 1). A propagação de energia radiativa pode ser considerada sob dois pontos de vista: a mecânica quântica e a teoria clássica das ondas eletromagnéticas. A mecânica quântica, em seu sentido estrito, é quase impossível de se aplicar a problemas complexos de engenharia. Contudo, com a sua orientação, os portadores de energia de radiação podem ser descritos como quanta de radiação ou fótons. Desse modo, a teoria das ondas eletromagnéticas é a mais comumente utilizada para estudar problemas de radiação térmica. (HOWELL; MENGÜÇ; SIEGEL, 2016, p. 7; INCROPERA *et al.*, 2011, p. 769).

Apesar das ondas eletromagnéticas possuírem, em geral, as mesmas características, seu comportamento varia significativamente de acordo com os diferentes comprimentos de onda. A radiação eletromagnética encontrada na prática cobre uma extensa faixa de comprimentos de onda, variando de menos de $10^{-10}\mu\text{m}$ para raios cósmicos a mais de $10^{10}\mu\text{m}$ para ondas de energia elétrica. O espectro eletromagnético também inclui raios gama, raios X, radiação ultravioleta, luz visível, radiação infravermelha, radiação térmica, micro-ondas e ondas de rádio, como mostrado na Figura 8 (CARAMALHO, 2012, p. 15; ÇENGEL; GHAJAR, 2015, p. 717).

Figura 8 – Espectro de ondas eletromagnéticas.



Fonte – Adaptado de Dove (2011).

O tipo de radiação eletromagnética que é pertinente à transferência de calor é a radiação térmica emitida como resultado de transições de energia de moléculas, átomos e elétrons de uma substância. A temperatura é uma medida de importância dessas atividades ao nível microscópico, e a taxa de emissão de radiação térmica aumenta com o aumento da temperatura. A radiação térmica é emitida continuamente por toda a matéria cuja temperatura esteja acima do zero absoluto. Ou seja, tudo ao nosso redor como paredes, móveis e seres vivos constantemente emite (e absorve) radiação (ÇENGEL; GHAJAR, 2015, p. 717).

A radiação térmica é também definida como a porção do espectro eletromagnético que se estende de cerca de 0,1 a 100 μm , uma vez que a radiação emitida pelos corpos devido à sua temperatura cai quase inteiramente neste intervalo de comprimento de onda. Dessa maneira, a radiação térmica inclui toda a radiação visível e infravermelha (IR) assim como uma porção da radiação ultravioleta (UV) (ÇENGEL; GHAJAR, 2015, p. 717).

A radiação emitida pelos corpos à temperatura ambiente está na região infravermelha do espectro, que se estende de 0,76 a 100 μm (ÇENGEL; GHAJAR, 2015, p. 718). A faixa dos infravermelhos é frequentemente subdividida em quatro faixas menores: infravermelho próximo; infravermelho médio; infravermelho distante e infravermelho muito distante como mostra o Quadro 3 (CARAMALHO, 2012, p. 17; WANG; ZHAO, 2016, p. 2). Em estudos de

transferência de calor, o interesse se encontra na energia emitida pelos corpos devido à sua temperatura. Logo, este trabalho limita-se às considerações quanto à radiação térmica e as relações tratadas estão restritas apenas à esta radiação, não sendo aplicáveis a outras formas de radiação eletromagnética (ÇENGEL; GHAJAR, 2015, p. 718).

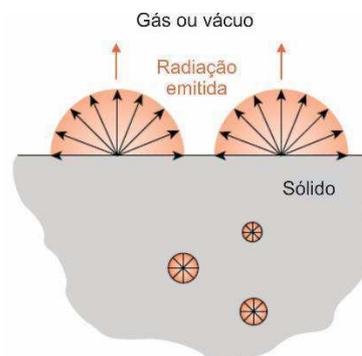
Quadro 3 – Faixas de onda de infravermelho.

Faixa	Comprimento
Infravermelho próximo	0,75 – 3 μm
Infravermelho médio	3 – 6 μm
Infravermelho longe	6 – 15 μm
Infravermelho muito longe	15 – 1000 μm

Fonte – Wang e Zhao (2016, p. 2).

Em sólidos, líquidos e gases a radiação é absorvida ou transmitida por todo o volume da matéria, isto é, a radiação é um fenômeno volumétrico. Entretanto, nos sólidos opacos (não transparentes) a radiação emitida pelas regiões do interior é em grande parte absorvida pelas moléculas adjacentes. Dessa forma, a radiação que é emitida a partir de um sólido ou de um líquido origina-se de moléculas que estão a uma distância de aproximadamente 1 μm da superfície exposta. Por esta razão, a emissão de um sólido ou um líquido para um gás adjacente ou vácuo pode ser visto como um fenômeno de superfície, vide Figura 9 (ÇENGEL; GHAJAR, 2015, p. 718; INCROPERA *et al.*, 2011, p. 769).

Figura 9 – A radiação térmica é um fenômeno de superfície.

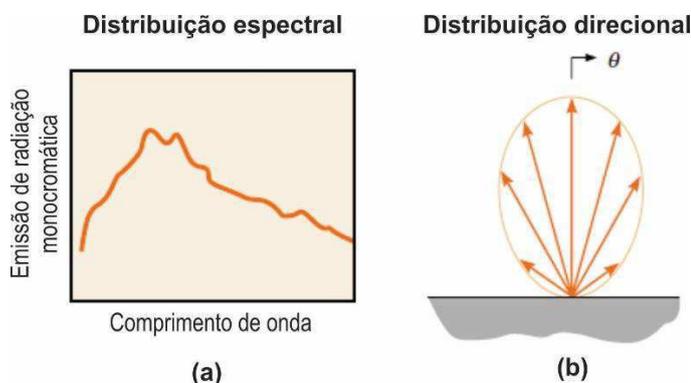


Fonte – Adaptado de Çengel e Ghajar (2015, p. 719)

A radiação emitida que sai de uma superfície é sempre de natureza espectral e direcional, o que significa que ela pode mudar tanto em função do comprimento de onda como da direção (HOWELL; MENGÜÇ; SIEGEL, 2016, p. 9). Ainda, tanto a magnitude da radiação em

qualquer comprimento de onda e a distribuição espectral variam com a natureza e a temperatura da superfície emissora como pode ser observado na Figura 10 (INCROPERA *et al.*, 2011, p. 770).

Figura 10 – Radiação emitida por uma superfície. a) Distribuição espectral. b) Distribuição direcional.



Fonte – Adaptado de Incropera *et al.* (2011, p. 770).

3.2 RADIAÇÃO DO CORPO NEGRO

Como já dito anteriormente, um corpo a uma temperatura finita emite radiação em todas as direções em uma vasta faixa de comprimentos de onda (HOWELL; MENGÜÇ; SIEGEL, 2016, p. 12). A quantidade de energia de radiação emitida a partir de uma superfície a um determinado comprimento de onda depende do material do corpo e da condição da sua superfície, bem como da temperatura da superfície. Portanto, diferentes corpos podem emitir diferentes quantidades de radiação por unidade de superfície, mesmo quando estão na mesma temperatura (ÇENGEL; GHAJAR, 2015, p. 719). Contudo, para avaliar a radiação emitida por uma superfície real opaca, é necessário introduzir o conceito de corpo negro (INCROPERA *et al.*, 2011, p. 782).

Um corpo negro consiste num objeto que absorve e emite radiação de forma perfeita (CARAMALHO, 2012, p. 17; ÇENGEL; GHAJAR, 2015, p. 719). Um corpo negro absorve toda a radiação incidente, independentemente do comprimento de onda e direção (ÇENGEL; GHAJAR, 2015, p. 719; INCROPERA *et al.*, 2011, p. 782). Sendo assim, por ser um absorvedor ideal, ele serve como um padrão com o qual materiais reais podem ser comparados, pois eles nunca absorvem toda a energia em todos os comprimentos de onda (HOWELL; MENGÜÇ; SIEGEL, 2016, p. 12). Ainda, em uma temperatura e comprimento de onda determinados, nenhuma superfície pode emitir mais energia do que um corpo negro em todas as direções e em cada comprimento de onda. (ÇENGEL; GHAJAR, 2015, p. 719; INCROPERA *et al.*, 2011, p.

782; HOWELL; MENGÜÇ; SIEGEL, 2016, p. 12). Além disso, um corpo negro emite energia de radiação uniformemente em todas as direções por unidade de área normal da direção de emissão, isto é, um corpo negro é um emissor difuso⁵ (ÇENGEL; GHAJAR, 2015, p. 719; INCROPERA *et al.*, 2011, p. 782).

Embora um corpo negro pareça negro a olho nu, uma distinção deve ser feita entre o corpo negro idealizado e uma superfície negra comum. Considerando que a radiação visível ocupa uma faixa muito estreita do espectro de 0,4 a 0,76 μm , não podemos fazer julgamentos sobre a escuridão de uma superfície com base em observações visuais (ÇENGEL; GHAJAR, 2015, p. 719). Aparente a utilização imprópria do termo “negro” para um objeto que emite radiação de forma perfeita é explicada pela Lei de Kirchhoff (Gustav Robert Kirchhoff – 1824 – 1887), que determina que um corpo capaz de absorver toda a radiação em qualquer comprimento de onda é igualmente capaz na emissão de radiação (CARAMALHO, 2012, p. 17).

Adiante, tem-se em consideração três expressões que descrevem a radiação emitida por um corpo negro: lei de Planck, lei do deslocamento de Wien, lei de Stefan-Boltzmann (CARAMALHO, 2012, p. 18).

3.2.1 Lei ou distribuição de Planck

Em 1901, Max Planck determinou a intensidade espectral de um corpo negro I_λ , em conjunto com sua famosa teoria quântica. A equação de Planck para a intensidade espectral sintetiza todas as leis e fórmulas previamente estabelecidas para a radiação do corpo negro. (CARUSO; OGURI, 2007, p. 327; ÇENGEL; GHAJAR, 2015, p. 720). Ela é conhecida como lei de Planck e é expressa como:

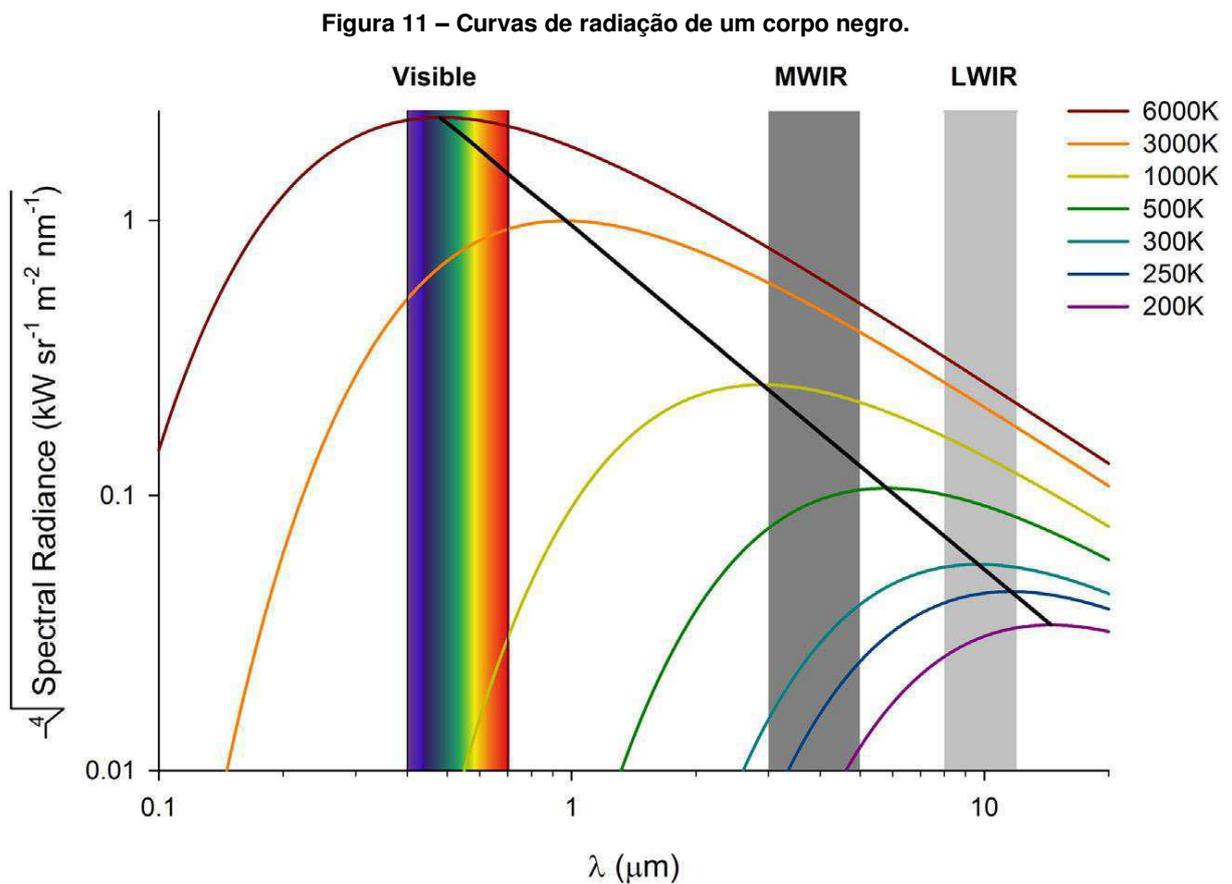
$$I_{b\lambda}(\lambda, T) = \frac{2hc_0^2}{\lambda^5[\exp(hc_0/\lambda kT)-1]} \text{ (W/m}^2 \cdot \mu\text{m)} \quad (2)$$

Onde, $h = 6,626 \times 10^{-34}$ J·s é a constante de Planck, $k = 1,381 \times 10^{-23}$ J/K é a constante de Boltzmann, T é a temperatura absoluta da superfície em Kelvin (K), λ é o comprimento de onda da radiação emitida, e $c_0 = 2,998 \times 10^8$ m/s é a velocidade da luz no vácuo (INCROPERA *et al.*, 2011, p. 783). Esta lei é válida para uma superfície no vácuo ou em um gás (ÇENGEL; GHAJAR, 2015, p. 720). Uma vez que o corpo negro é um emissor difuso, pode-se reescrever a Eq. 2 da seguinte forma:

⁵ O termo difuso significa "independente da direção".

$$E_{b\lambda}(\lambda, T) = \frac{C_1}{\lambda^5 [\exp(C_2/\lambda T) - 1]} \quad (W/m^2 \cdot \mu m) \quad (3)$$

Onde, $C_1 = 2\pi hc_0^2$ e $C_2 = hc_0/k$. A natureza espectral da lei de Planck é observada na Figura 11, onde a potência emissora espectral hemisférica é mostrada como uma função do comprimento de onda para várias temperaturas. É possível observar que a energia total irradiada, que é a energia espectral integrada em todos os comprimentos de onda, aumenta com a temperatura. (HOWELL; MENGÜÇ; SIEGEL, 2016, p.20).



3.2.2 Lei do deslocamento de Wien

A lei do deslocamento de Wien afirma que "o comprimento de onda (λ_M) correspondente à máxima densidade espectral de energia da radiação emitida por um corpo negro é inversamente proporcional à sua temperatura" (CARUSO; OGURI, 2007, p. 310). Esta relação foi originalmente desenvolvida por Willy Wien em 1894 usando a termodinâmica clássica, mas

também pode ser obtida pela diferenciação da Eq. 3 em relação a λ , mantendo T constante e ajustando o resultado igual a zero (ÇENGEL; GHAJAR, 2015, p. 721):

$$\lambda_{max}T = C_3 = 2897,8 \mu m \cdot K \quad (4)$$

Na Figura 11, o pico da curva desloca-se para comprimentos de onda mais curtos à medida que a temperatura aumenta. O comprimento de onda em que o pico ocorre para uma temperatura especificada é dado pela Eq. 4 que é conhecida como lei de deslocamento de Wien (ÇENGEL; GHAJAR, 2015, p. 721). Ainda, o poder emissivo máximo é inversamente proporcional à temperatura, deslocando para comprimentos de onda menores à medida que a temperatura aumenta (HOWELL; MENGÜÇ; SIEGEL, 2016, p. 23). Isto é, quanto maior a temperatura de um corpo negro, menor o comprimento de onda emitida por ele (SILVA, 2014, p. 22).

3.2.3 Lei de Stefan-Boltzmann

Até aqui, viu-se como obter a energia por unidade de comprimento de onda que um corpo negro irradia no vácuo em cada comprimento de onda. Agora, a intensidade total é determinada, incluindo a radiação para todos os comprimentos de onda (HOWELL; MENGÜÇ; SIEGEL, 2016, p. 24). De acordo com Silva (2014, p. 23), ao integrar a fórmula de Planck Eq. 3 sobre $\lambda = 0$ até $\lambda = \infty$, é possível obter o poder emissivo total radiante do corpo negro que é dado por:

$$E_b = \pi I_b = \int_0^{\infty} E_{\lambda,b}(\lambda) d\lambda = \int_0^{\infty} I_{\lambda,b}(\lambda) d\lambda \quad (5)$$

Onde, E_b é o poder emissivo hemisférico total do corpo negro (W/m^2), σ é a constante de Stefan-Boltzmann = $5,67051 \times 10^{-8}$ ($W/m^2 \cdot K^4$), e T é a temperatura absoluta em Kelvin (K). Resolvendo-se a Eq. 5, obtém-se a seguinte equação:

$$E_b(T) = \sigma T^4 (W/m^2) \quad (6)$$

A Eq. 6 representa a lei de Stefan-Boltzmann e dá a potência emissora total de corpo negro E_b . Assim, permite o cálculo da quantidade de radiação emitida em todas as direções e

em todos os comprimentos de onda simplesmente a partir do conhecimento da temperatura do corpo negro (INCROPERA *et al.*, 2011, p. 785).

3.3 PROPRIEDADES RADIATIVAS DAS SUPERFÍCIES REAIS

Como mencionado antes, a transferência de calor através da radiação térmica em materiais opacos é um fenômeno de superfície, ou seja, a radiação é emitida ou absorvida dentro dos primeiros microns da superfície, e, portanto, trata-se de propriedades radiativas de superfícies para tais materiais (ÇENGEL; GHAJAR, 2015, p. 732). Já tendo definido o conceito de corpo negro e suas propriedades, sabendo também que se trata de um corpo ideal em relação a emissão e absorção, pode-se utilizá-lo como referência para comparação e avaliação das características radiativas de superfícies reais. Os próximos itens deste capítulo tratarão das propriedades de emissividade, absorvidade, refletividade e transmissividade.

3.3.1 Emissividade

A emissividade⁶ de uma superfície representa a razão entre a radiação emitida pela superfície a uma dada temperatura e a radiação emitida por um corpo negro à mesma temperatura. Pode ser espectral e, em geral, depende da temperatura e direção da superfície. Esta propriedade é denotada por ε , e varia entre zero e um, $0 \leq \varepsilon \leq 1$. É uma medida de quão perto uma superfície real se aproxima de um corpo negro, para o qual $\varepsilon = 1$ (ÇENGEL; GHAJAR, 2015, p. 732; HOWELL; MENGÜÇ; SIEGEL, 2016, p. 54; INCROPERA *et al.*, 2011, p. 792).

É importante reconhecer que, em geral, a radiação espectral emitida por uma superfície real difere da distribuição de Planck e não é constante. Além disso, a distribuição direcional pode ser diferente da difusa. Deste modo, a emissividade pode assumir valores diferentes de acordo com o comprimento de onda, direção e temperatura. Portanto, diferentes emissividades podem ser definidas para uma superfície, dependendo dos efeitos considerados (ÇENGEL; GHAJAR, 2015, p. 732; INCROPERA *et al.*, 2011, p. 792).

⁶ Neste trabalho, utiliza-se a terminação *-ividade*, ao invés de *-ância*, para propriedades radiantes de materiais como, por exemplo, *emissividade* no lugar de *emitância*. Apesar de esforços para reservar a terminação *-ividade* para superfícies ópticamente lisas e não contaminadas, tal diferenciação não é feita em grande parte da literatura e, portanto, nenhuma é feita no presente texto (INCROPERA *et al.*, 2011, p. 792, grifo nosso).

A emissividade direcional espectral $\varepsilon_{\lambda,\theta}(\lambda, \theta, \phi, T)$ de uma superfície à temperatura T pode ser definida como a razão entre a intensidade da radiação emitida no comprimento de onda λ e na direção de θ e ϕ e a intensidade da radiação emitida por um corpo negro com os mesmos valores de T e λ (INCROPERA *et al.*, 2011, p. 793). Na prática, é geralmente mais conveniente trabalhar com propriedades de radiação médias em todas as direções, chamadas propriedades hemisféricas (ÇENGEL; GHAJAR, 2015, p. 733; HOWELL; MENGÜÇ; SIEGEL, 2016, p. 54). Dessa forma, a emissividade hemisférica total é definida em termos da energia de radiação emitida em todos os comprimentos de onda em todas as direções como

$$\varepsilon(T) = \frac{E(T)}{E_b(T)} \quad (7)$$

A radiação é um fenômeno complexo e a consideração da dependência de propriedades de comprimento de onda e direção, supondo que existam dados suficientes, torna ainda mais complicado. Assim, as aproximações difusa e cinza⁷ são frequentemente utilizadas em cálculos de radiação. Portanto, para uma superfície cinza difusa, os valores totais de absorção e emissividade direcional-espectral e hemisférica são todos iguais, e a absorvidade total hemisférica é independente da natureza da radiação incidente (ÇENGEL; GHAJAR, 2015, p. 734; HOWELL; MENGÜÇ; SIEGEL, 2016, p. 69). A emissão de radiação de uma superfície real difere da distribuição de Planck. Uma superfície cinzenta deve emitir tanta radiação quanto a superfície real que representa à mesma temperatura. Assim, as áreas sob as curvas de emissão das superfícies real e cinza devem ser iguais.

Para Ignatov, Mosin e Stoyanov (2014, p. 15), na região do infravermelho de comprimento de onda longo (8 – 14 μm) a pele humana irradia como um corpo negro, independentemente da idade, grau de pigmentação e outras características. Portanto, a emissividade da pele humana pode ser considerada igual a 1 unidade absoluta. Na prática, está provado que a diferença entre as características de emissão da pele humana e corpo negro ainda existe, no entanto, é pequena e depende essencialmente da influência do ambiente.

Entretanto, em quase sua totalidade, a literatura concorda que a emissividade para a pele na região infravermelha é praticamente constante, com um valor de $0,98 \pm 0,01$, independente do comprimento de onda entre 3 e 14 μm (STEKETEE, 1973, p. 691; TANDA, 2016, p. 104).

⁷ Uma superfície é dita difusa quando ε não depende da direção e cinza quando ε não depende do comprimento de onda (HOWELL; MENGÜÇ; SIEGEL, 2016, p. 69).

3.3.2 Absortividade, Refletividade e Transmissividade

Considerando a radiação térmica incidente (G) sobre um meio de espessura finita, em geral, podem ocorrer três processos que evitam que um objeto real se comporte como um corpo negro: parte da irradiação será refletida para longe do meio (ρ), uma fração será absorvida nas camadas interiores (α) e o resto será transmitido através do corpo (τ) (CARAMALHO, 2012, p. 21; MODEST, 2013, p. 21).

Como toda a radiação deve ser refletida, absorvida ou transmitida, conclui-se que

$$\rho + \alpha + \tau = 1 \quad (8)$$

Se o meio é suficientemente espesso para ser opaco, então $\tau = 0$ e, conseqüentemente, $\rho + \alpha = 1$. Estas três propriedades são adimensionais e podem variar em magnitude entre os valores 0 e 1. Uma vez um corpo negro absorve toda a radiação recebida, para tal superfície $\alpha = 1$ e $\rho = \tau = 0$ (INCROPERA *et al.*, 2011, p. 803; MODEST, 2013, p. 22).

A absortividade é definida como a fração da energia incidente sobre um corpo e que é absorvida por ele. A radiação incidente depende da intensidade espectral na fonte da energia incidente (HOWELL; MENGÜÇ; SIEGEL, 2016, p. 63). A radiação incidente depende das condições radiantes da fonte de energia incidente. A distribuição espectral da radiação incidente é independente da temperatura ou natureza física da superfície absorvente a menos que a radiação emitida pela superfície é refletida de volta para a superfície (PERIN, 2009, p. 15). A absortividade hemisférica total, α , representa uma média integrada tanto na direção como no comprimento de onda. É definida como a fração da irradiação total absorvida por uma superfície

$$\alpha \equiv \frac{G_{\text{absorvida}}}{G} \quad (9)$$

A refletividade ρ é uma propriedade que define a fração da radiação térmica incidente que é refletida por uma superfície, ou seja, a razão entre a energia refletida e a energia incidente (SILVA, 2014, p. 27). As propriedades reflexivas de uma superfície são mais complicadas de especificar do que a emissividade ou absortividade. Isso ocorre porque a energia refletida depende não apenas do ângulo em que a energia incidente incide sobre as superfícies, mas também da direção que está sendo considerada para a energia refletida (HOWELL; MENGÜÇ; SIEGEL, 2016, p. 70). A reflexividade hemisférica total ρ é então definida como

$$\rho \equiv \frac{G_{refletida}}{G} \quad (10)$$

As superfícies podem ser classificadas como difusas ou especulares, de acordo com a maneira como elas refletem a radiação. A reflexão difusa ocorre se a intensidade da radiação refletida é independente do ângulo de reflexão, independentemente da direção da radiação incidente. De forma contrária, a reflexão especular ocorre se toda a reflexão estiver na direção de θ_2 , que é igual ao ângulo incidente θ_1 (INCROPERA *et al.*, 2011, p. 804). Embora nenhuma superfície seja perfeitamente difusa ou especular, a condição difusa é melhor aproximada por superfícies rugosas, e a condição especular por superfícies polidas como espelhos (PERIN, 2009, p. 16).

Um material semitransparente possui interações complexas com a energia radiante (SILVA, 2014, p.28). Embora o tratamento da resposta de um material semitransparente à radiação incidente seja um problema complicado, a transmissividade total τ pode ser expressa como

$$\tau \equiv \frac{G_{transmitida}}{G} \quad (11)$$

CAPÍTULO IV

4 TERMOGRAFIA E SUAS APLICAÇÕES

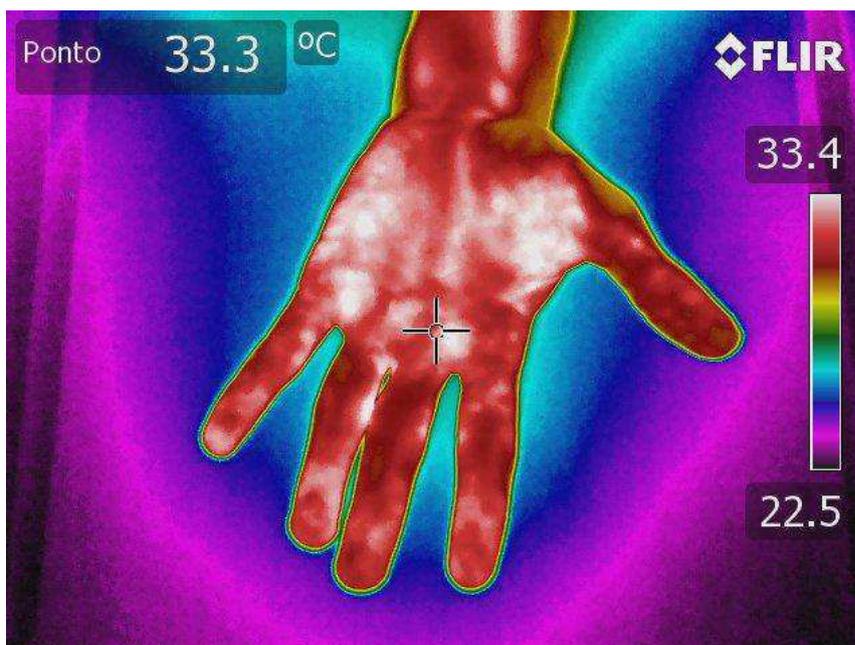
A partir da compreensão dos conceitos físicos expostos no capítulo anterior, esta seção dedica-se à termografia e algumas questões técnicas que a cercam. Assim como, também, um breve panorama das principais aplicações da termografia na medicina nos últimos anos e as metodologias utilizadas.

4.1 TÉCNICA DA TERMOGRAFIA

A termografia por infravermelho é uma técnica segura, não invasiva e de baixo custo que permite um registro rápido e não invasivo da energia radiante que é liberada do corpo. É uma técnica em rápida evolução na ciência e na indústria devido ao enorme progresso feito nas últimas duas décadas em tecnologias do sensor de infravermelho, eletrônica e informática. Envolve a exploração de um detector de radiação infravermelha em um objeto. A informação recolhida é processada e, então, é produzida uma saída na forma da distribuição de temperatura por todo o objeto, e este, deve estar a uma temperatura entre $-20\text{ }^{\circ}\text{C}$ e $+1500\text{ }^{\circ}\text{C}$ (FERNÁNDEZ-CUEVAS *et al.*, 2015, p. 29; MOLLMANN, K.; VOLLMER, 2010, p. 1; MORRIS; LANGARI, 2016, p. 437). A esta distribuição de temperatura dá-se o nome de termograma. Os termogramas são exibições visuais da quantidade de energia infravermelha emitida, transmitida e refletida a partir da superfície do objeto. (Figura 12) (IGNATOV; MOSIN; STOYANOV, 2014, p. 16; TATTERSALL, 2016, p. 79).

Os primeiros termogramas produzidos surgiram antes dos dispositivos de imagem térmica e captavam em taxas de evaporação de água ou óleo sensíveis à temperatura. É creditado a Hipócrates (300 a.C.) a descrição da versão inicial de uma representação bidimensional da temperatura cutânea usando um tecido de linho úmido cobrindo uma área de pele para produzir uma impressão de temperaturas de superfície através da mudança na cor do tecido (OTSUKA; TOGAWA, 1997, p. 230; TATTERSALL, 2016, p. 79).

Figura 12 – Exemplo de um termograma.



Fonte – Autoria própria.

O primeiro detector infravermelho moderno de fotodetector de sulfureto de chumbo, foi originalmente desenvolvido para aplicações militares, em torno da Segunda Guerra Mundial (LAHIRI *et al.*, 2012, p. 222; ROGALSKI, 2012, p. 305). A termografia utilizada atualmente, surgiu como uma tecnologia na década de 1960 desenvolvida pelos militares dos Estados Unidos inicialmente para vigilância noturna e detecção de assinaturas de calor, graças ao desenvolvimento bem-sucedido de detectores infravermelhos de alto desempenho (ROGALSKI, 2012, p. 305; TATTERSALL, 2016, p. 79).

Para imagens por infravermelho, apenas uma pequena faixa do espectro de infravermelho (IV) é usada. Tipicamente, três faixas espectrais são definidas para a termografia: a região de onda longa (*Long wave - LW*) de cerca de 7 a 14 μm , a região de onda intermediária (*Medium wave - MW*) de cerca de 3 a 5 μm e a região de ondas curtas (*Short wave - SW*) de 0,9 a 1,7 μm . Câmeras comerciais estão disponíveis para estas três faixas. A restrição a esses comprimentos de onda resulta de considerações sobre a quantidade de radiação térmica esperada, da física dos detectores e das propriedades de transmissão da atmosfera (MOLLMANN, K.; VOLLMER, 2010, p. 9). Câmeras de ondas curtas são aplicadas em trabalhos de investigação, restauração de peças de arte, aplicações militares, etc.; onda média, inspeção em equipamentos através de vidros e acrílicos; ondas longas, exame de equipamentos no exterior de instalações com presença do sol, ou seja, em locais expostos a reflexos solares (CARAMALHO, 2012, p. 26).

Outra classificação diz respeito ao tipo de detector. Há câmeras com detectores refrigerados, contendo uma unidade de refrigeração e detectores não refrigerados, operando na temperatura ambiente. Ainda com relação aos detectores, são divididos em: detectores de ponto (single) – pirômetros infravermelhos; detectores lineares – scanners de linha; e de matriz (FPA, *Focal Plane Array*) – câmeras termográficas, ou termovisores, construídas como matrizes, por exemplo, 640x480 detectores individuais (pixels) (CARAMALHO, 2012, p. 28; MINKINA; DUDZIK, 2009, p. 30). A Figura 13 ilustra o esquema do funcionamento de um termovisor.

Figura 13 – Esquema de funcionamento de um termovisor.

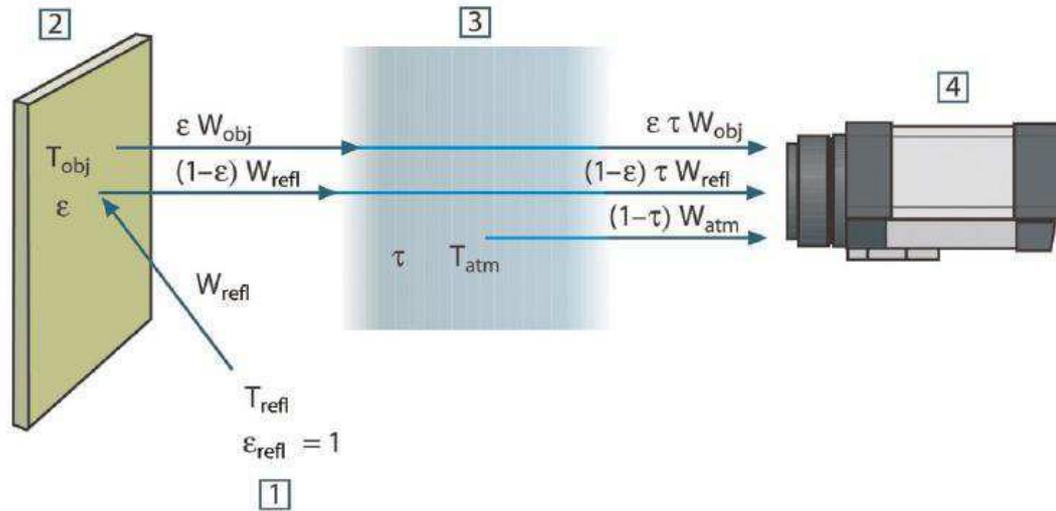


Fonte – Adaptado de Caramalho (2012, p. 31).

Na Figura 13, a energia infravermelha (A) proveniente de um objeto é focada por um conjunto de lentes (B) sobre um detector de infravermelhos (C). O detector envia a informação ao sensor (D) para processar a imagem. O sensor converte os dados provenientes do detector em uma imagem (E) que pode ser vista no visor integrado ao equipamento (CARAMALHO, 2012, p. 31).

Seguindo o esquema representado na Figura 14, a FLIR (2013, p. 102) propõe o seguinte equacionamento, o qual utiliza em seus equipamentos. Supondo que a energia de radiação recebida a partir de uma fonte (w) de temperatura de corpo negro (T_{fonte}) em curta distância gera um sinal de saída (U_{fonte}) proporcional a entrada da potência.

Figura 14 – Uma representação esquemática da situação geral da medição termográfica.



Fonte – Flir (2013, p. 102).

$$U_{fonte} = CW(T_{fonte}) \quad (1)$$

Na Figura 14, U_{fonte} será igual a CW_{fonte} e C é uma constante. Para a emissão refletida = $(1-\epsilon)\tau W_{refl}$, sendo $(1-\epsilon)$ a reflexão do objeto e T_{refl} são as fontes ambientais de temperatura; a emissão a partir da atmosfera = $(1-\tau)\tau W_{atm}$, sendo $(1-\tau)$ a emitância da atmosfera e T_{atm} a temperatura da atmosfera. Sobre posse desses dados é formulada a Eq. 2.

$$W_{tot} = \epsilon \tau W_{obj} + (1-\epsilon) \tau W_{refl} + (1-\tau) W_{atm} \quad (2)$$

Com algumas manipulações matemáticas, pode-se multiplicar a Equação 3, por C e substituir os produtos pelo U correspondente a qual, ficará:

$$U_{tot} = \epsilon \tau U_{obj} + (1-\epsilon) \tau U_{refl} + (1-\tau) U_{atm} \quad (3)$$

Resolvendo a Equação 4 em função de U_{obj} , é possível obter a fórmula de medição geral utilizada em equipamentos termográficos da empresa Flir Systems.

$$U_{obj} = \frac{1}{\epsilon \tau} U_{tot} - \frac{1-\epsilon}{\epsilon} U_{refl} - \frac{1-\tau}{\epsilon \tau} U_{atm} \quad (4)$$

Onde, os termos da equação U_{obj} é a tensão de saída calculada pela câmera para o corpo negro em temperatura T_{obj} ; U_{tot} é a tensão de saída medida do equipamento para o caso real, U_{refl} é a

tensão de saída teórica da câmera para corpo negro de temperatura T_{ref} conforme calibragem e U_{atm} corresponde a tensão de saída teórica da câmera o corpo negro de temperatura T_{atm} segundo sua calibração.

Dessa forma, será necessário o fornecimento de alguns parâmetros para o cálculo: emissividade do objeto (ϵ); umidade relativa; distância até o objeto (D_{obj}); temperatura ambiente refletida (T_{refl}); temperatura ambiente (T_{atm}) (CARAMALHO, 2012, p. 35).

4.1.1 Parâmetros considerados

A radiação infravermelha emitida por uma superfície depende das condições experimentais, tais como: umidade, fluxo de ar, temperatura ambiente, entre outros. Por isso, há a necessidade para experimentos de termografia, especialmente em aplicações médicas onde as mudanças de temperatura estão dentro de alguns graus, ser realizados em ambientes controlados. Estes fatores podem influenciar tanto a avaliação ou a interpretação das imagens térmicas (FERNÁNDEZ-CUEVAS *et al.*, 2015, p. 29; LAHIRI *et al.*, 2012, p. 223).

A temperatura ambiente é muito importante para a maioria das aplicações da termografia em humanos. A maioria das referências sugerem uma faixa de temperatura de 18 - 25 °C porque é provável o sujeito tremer em temperaturas mais baixas e suar em temperaturas mais altas (FERNÁNDEZ-CUEVAS *et al.*, 2015, p. 30). Garagiola e Giani (1990, p. 268), descreveram 21 °C como a temperatura ambiente perfeita, pois é a temperatura na qual os valores de emissão infravermelha da pele são os mais altos. Além disso, outra questão que está relacionada com a temperatura ambiente é o período de aclimatização ou de equilíbrio. O tempo que é necessário para alcançar uma estabilidade adequada na temperatura da pele (T_{pele}) é ajustado em aproximadamente 15 min (IACT, 2002). Um estudo recente de Marins *et al.* (2014, p. 35) analisou diretamente o tempo ideal de aclimatização para a avaliação da termografia em seres humanos. Concluiu-se que o período ótimo é variável em homens e mulheres jovens, mas o período mínimo de aclimatização deve ser de 10 min.

Para os objetos biológicos, que são corpos cinzentos ($\epsilon < 1$), uma porção (isto é, $1 - \epsilon$) da radiação que chega ao termovisor será resultante do próprio ambiente de fundo. A maioria dos ambientes não é uniforme em temperatura, assim, a temperatura de fundo pode ser difícil de estimar com precisão. Cada cena termográfica é potencialmente influenciada pela radiação refletida, já que os objetos naturais não se comportam precisamente como corpos negros. Em termos de termografia, a temperatura refletida utilizada em modelos matemáticos para estimar a temperatura superficial refere-se à temperatura agregada do ambiente que incide sobre o

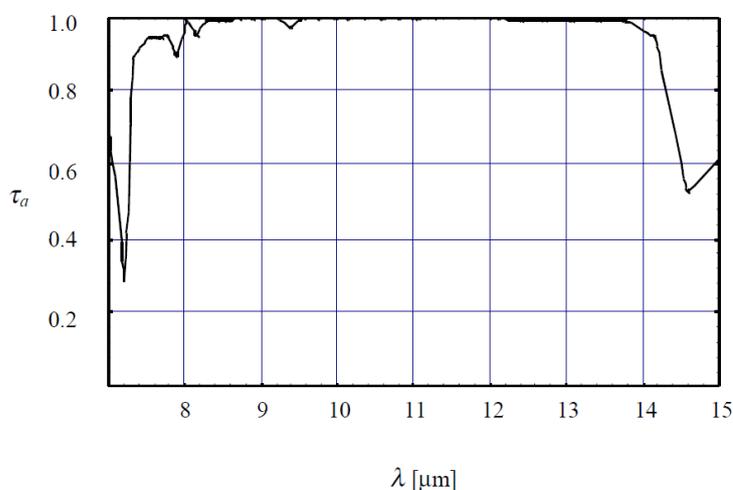
objeto de interesse (TATTERSALL, 2016, p. 83). Desse modo, este parâmetro é usado para compensar a radiação refletida no objeto (FLIR, 2013, p. 90).

A umidade relativa do ar pode influenciar a avaliação de um termograma de duas maneiras: primeiro, há um efeito direto da umidade relativa na temperatura da pele; em segundo lugar, as partículas de vapor têm um potencial (mínimo) para liberar emissões infravermelhas (FERNÁNDEZ-CUEVAS *et al.*, 2015, p. 31). Atmaca e Yigit (2006, p. 452), investigaram os efeitos da umidade relativa sobre a temperatura da pele e demonstraram que não houve influência significativa à temperatura da pele se a temperatura ambiente fosse mantida dentro de uma faixa aceitável de conforto térmico.

Em contrapartida, a atmosfera pode distorcer significativamente esta informação por causa de quatro fenômenos: absorção, dispersão, emissão e turbulência. Os dois primeiros fenômenos causam atenuação da radiação óptica de propagação, o terceiro adiciona radiação e o quarto causa distorção da imagem dos objetos emissores (CHRZANOWSKI, 2001, p. 39).

A atmosfera seca é composta por vários gases naturais. Dos quais, são compostos principalmente por dióxido de carbono, ozônio e vapor de água, que influenciam a energia radiante detectada pelo sensor de câmera termográfica (CARAMALHO, 2012, p. 25; MOLLMANN, K.; VOLLMER, 2010, p. 31; TATTERSALL, 2016, p. 83). São duas as faixas do infravermelho térmico em que a transmissão é mais elevada: 3-5 μm e 8-13 μm (Figura 15) (CARAMALHO, 2012, p. 25).

Figura 15 – Transmissão atmosférica τ_a na faixa espectral 7-15 μm .



Fonte – Chrzanowski (2001, p. 42).

Para a faixa de comprimentos de onda detectados pelas câmeras de onda longa, o vapor de água é o absorvente mais importante da radiação (TATTERSALL, 2016, p. 83). Cerca de

80% da radiação infravermelha emitida pela pele humana está na faixa de 8-15 μ m comprimento de onda, isto é, na faixa de onda longa (RAJMANOVA; NUDZIKOVA; VALA, 2015, p. 494). A maioria dos softwares de câmeras termográficas pode compensar o fato de que a transmissividade da atmosfera também depende da umidade relativa (FLIR, 2013, p. 90).

A distância entre o objeto e a câmera infravermelha é um modificador importante da heterogeneidade térmica medida. A distância de disparo causa erros e subestima as temperaturas da superfície (FAYE; DANGLES; PINCEBOURDE, 2016, p. 9). No *software* da câmera, este parâmetro é usado para compensar a radiação do alvo absorvida pela atmosfera entre o objeto e a câmera, e também, a radiação da própria atmosfera detectada pela câmera (FLIR, 2013, p. 30).

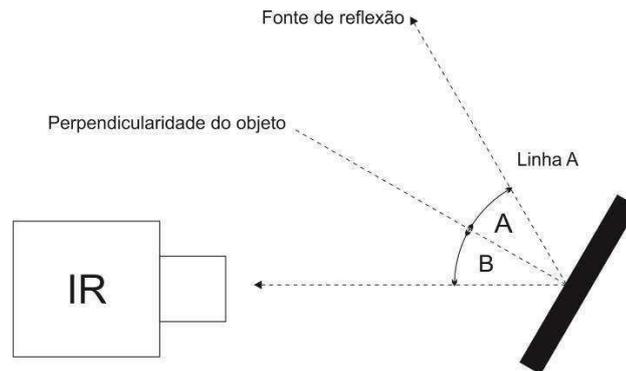
A emissividade é o parâmetro mais importante nos experimentos termográficos quantitativos. Depende do tipo de material e da qualidade da superfície analisada. Como visto anteriormente, é uma medida da quantidade de radiação emitida por um objeto, em comparação com a de um corpo negro à mesma temperatura (FLIR, 2013, p. 87).

Por fim, deve-se levar em consideração o ângulo entre o objeto e a lente da câmera. De forma geral, se o ângulo for mantido abaixo de 30°, então os efeitos sobre a emissividade são insignificantes, mas acima disso, a emissividade começa a cair precipitadamente e precisa ser medida e corrigida durante a fase de análise (HOLST, 2000, p. 188; TATTERSALL, 2016, p. 85).

4.2 METODOLOGIAS APLICADAS PARA DETERMINAR A TEMPERATURA APARENTE REFLETIDA

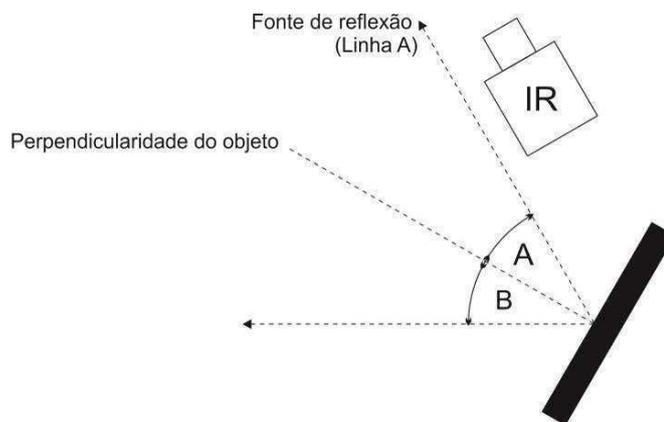
O método de ensaio aplicados à termografia estão relacionados a medição da temperatura aparente refletida de uma superfície. Pois a temperatura refletida é igual a intensidade da radiação emitida em onda eletromagnética. Então, a NBR 16292 (2014, p. 1-5) descreve dois métodos o indireto e o direto.

O método indireto assume que a refletância do refletor de infravermelho utilizado é igual a 1, ou seja, a refletância do corpo negro. A Figura 16 mostra o esquema de como deve-se estimar ou medir o ângulo de reflexão e o ângulo de incidência a partir da posição da qual a câmara termográfica visualiza o objeto. Onde, A é o ângulo de reflexão; B o ângulo de incidência; Ângulo A é igual ao ângulo B.

Figura 16 – Método refletor.

Fonte – NBR 16292 (2014, p. 4).

Para os ensaios com o método direto, deve-se posicionar a câmara contrária ao objeto e na mesma direção do ângulo da fonte de reflexão e utilizar uma função de medição apropriada como área, para notar a temperatura aparente da fonte de reflexão, conforme esquema na Figura 17.

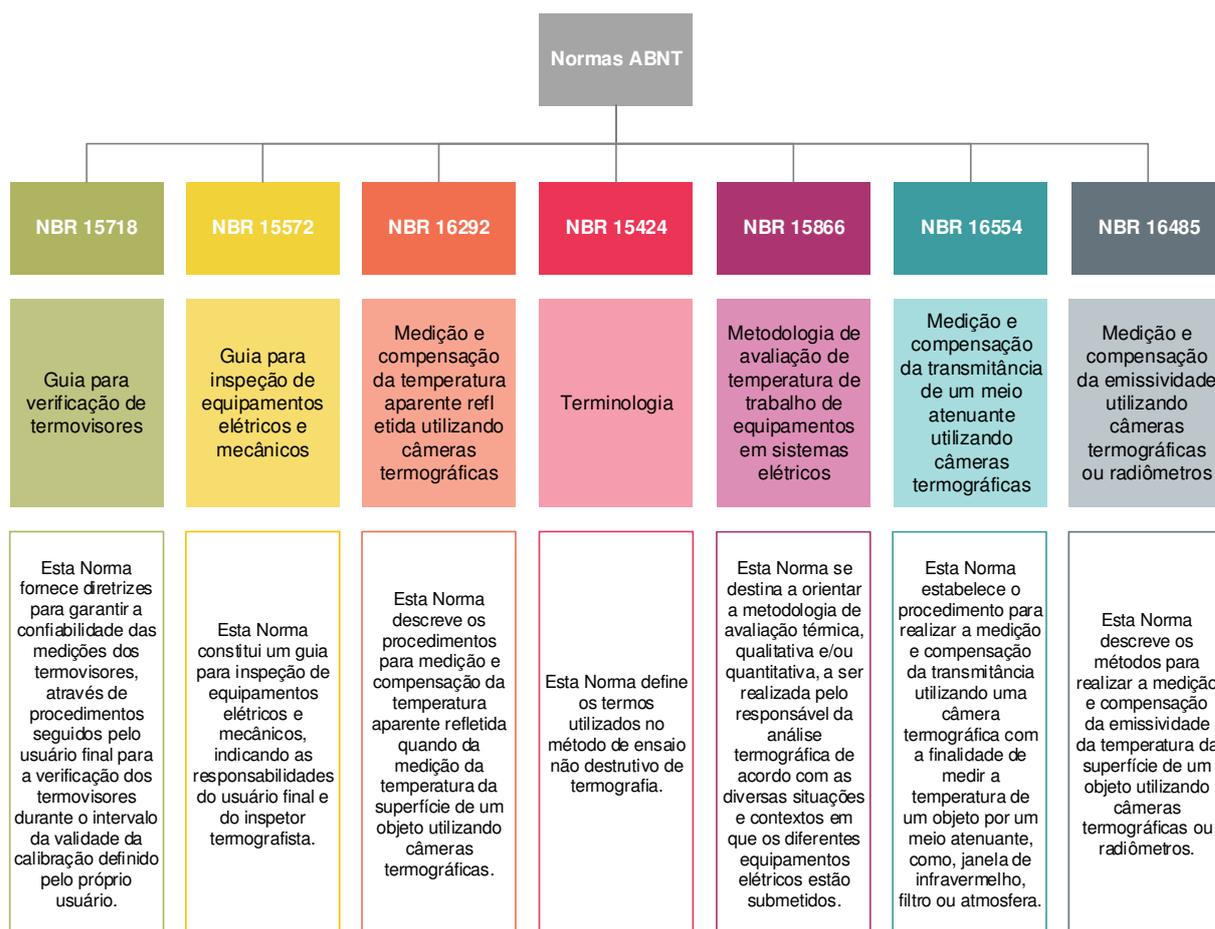
Figura 17 – Método direto.

Fonte – NBR 16292 (2014, p. 5).

Onde, A é o ângulo de reflexão, B o ângulo de incidência e o Ângulo A é igual ao ângulo B. A escolha do método pode influenciar no registro termográfico, pois as emissividades dos materiais podem não ser registradas com veracidade e ocorrer acúmulo de erros em conjunto com o uso de variáveis.

Além da NBR 16292:2014, a Associação Brasileira de Normas Técnicas – ABNT também dispõem de outras para regularizar o emprego da técnica da termografia. O esquema da Figura18 apresenta as normas em vigência atualmente.

Figura 18 – Normas ABNT que tratam sobre termografia.



Fonte – Adaptado de Da Silva Júnior (2017, p. 44).

4.3 TERMOGRAFIA COMO MÉTODO DE DIAGNÓSTICO

O estudo da temperatura tem aplicações difundidas em toda a ciência, indústria e também na medicina. A termografia é utilizada como um método de investigação para o diagnóstico pré-clínico precoce e controle durante o tratamento de desequilíbrios homeostáticos (RAJMANOVA; NUDZIKOVA; VALA, 2015, p. 492).

Historicamente, a temperatura provou ser um indicador muito bom da saúde. A associação entre a temperatura do corpo humano e a doença é quase tão antiga quanto a própria medicina. Desde 400 BC, a temperatura tem sido utilizada para o diagnóstico clínico (LAHIRI *et al.*, 2012, p. 222; RING; AMMER, 2012, p. R37). Hardy (1934, p. 620), descreveu o papel fisiológico da emissão infravermelha do corpo humano e propôs que a pele humana pode ser considerada como um radiador corpo negro. Ele estabeleceu a importância diagnóstica da medição de temperatura pela técnica de infravermelho que abriu caminho para o uso da termografia nas ciências médicas.

Como os padrões térmicos anormais são facilmente reconhecíveis pela termografia infravermelha, um diagnóstico precoce é possível a partir destas imagens térmicas (LAHIRI *et al.*, 2012, p. 225). Isto levou à viabilidade do estabelecimento da termografia para o estudo das anomalias de temperatura. No entanto, a medição da radiação térmica do corpo humano na faixa do infravermelho dá a verdadeira temperatura para apenas a camada superior da pele com espessura de aproximadamente 1 μm . Depois disto, a radiação térmica é refletida de volta para o corpo (IGNATOV; MOSIN; STOYANOV, 2014, p. 16).

A termografia tem sido amplamente utilizada desde o início dos anos 1960 em diferentes áreas. Durante as primeiras décadas após seu desenvolvimento, a pesquisa sobre o uso da termografia em humanos foi principalmente focada em suas aplicações como uma ferramenta de diagnóstico. Avanços técnicos recentes nas câmeras termográficas tornaram possíveis novas aplicações humanas da termografia. Ela tem sido usada para estudar um número de doenças onde a temperatura da pele pode refletir a presença de inflamação nos tecidos subjacentes, ou onde o fluxo sanguíneo é aumentado ou diminuído devido a uma anormalidade clínica. A princípio, a imagem térmica pode ser aplicada na medicina como um teste de diagnóstico ou como medida de resultado para ensaios clínicos (FERNÁNDEZ-CUEVAS *et al.*, 2015, p. 29; RING; AMMER, 2012, p. R37).

As aplicações médicas da termografia são extensas, particularmente nos campos da reumatologia, da neurologia, da oncologia, da fisioterapia e da medicina esportiva (RAJMANOVA; NUDZIKOVA; VALA, 2015, p. 492). Por exemplo, quando uma articulação é agudamente inflamada, o aumento de calor pode ser prontamente detectado pelo toque. Contudo, ocorrem alterações sutis na temperatura da superfície da articulação, e o aumento e diminuição da temperatura pode ter uma expressão direta de redução ou exacerbação da inflamação (RING; AMMER, 2012, p. R37).

Além disso, há três áreas onde a termografia é muito útil. Uma delas, com já visto, são as doenças inflamatórias que significa detecção precoce de doenças cardiovasculares, artrite, reumatismo, queimaduras profundas, dor crônica etc. Em seguida, são as doenças renovasculares. Neste caso, um câncer pode ser diagnóstico antes de qualquer alteração anatômica. A última é a neurologia, em que a câmera termográfica pode detectar lugares onde a corrente sanguínea não flui (RAJMANOVA; NUDZIKOVA; VALA, 2015, p. 492).

O Quadro 4 apresenta uma amostra das pesquisas desenvolvidas utilizando a termografia nos últimos cinco anos e quais variáveis forem levadas em consideração em cada uma delas.

Tomando como exemplo algumas das pesquisas brasileiras no quadro anterior, tem-se que Dibai Filho *et al.* (2012) procuraram analisar a temperatura do músculo trapézio superior usando termografia em mulheres com e sem dor no pescoço, chegando à conclusão que as mulheres com dor no pescoço não apresentaram redução ou assimetria da temperatura do músculo trapézio superior quando comparadas com um grupo sem dor. Bandeira (2013) analisou a utilização da termografia como método de apoio ao diagnóstico de lesões musculares em atletas de rúgbi durante atividades de treino e jogo, onde conclui que, apesar de não obter nenhum resultado significativamente estatístico, a termografia pode e deve ser utilizada como método de apoio ao diagnóstico de lesão muscular em atletas, recomendando-se a utilização da análise por inspeção visual.

Por sua vez, Souza (2014) investigou a viabilidade do uso da imagem infravermelha para análise, triagem e acompanhamento de tratamento de lesões benignas em mamas. Em conclusão, verificou-se que, através da metodologia de gradientes conjugados, a termografia apresentam taxas de falsos negativos da mesma ordem de métodos tradicionais como a ultrassonografia e a mamografia. Já Chaves *et al.* (2015), buscaram verificar se a termografia pode ser usada como método para avaliar a cicatrização de úlceras de pressão e concluiu que há a sugestão de uma relação entre a temperatura e a área das úlceras de pressão, propondo que a termografia seja utilizada como método auxiliar para a avaliação dos processos de cicatrização.

Por fim, Morais *et al.* (2016) avaliaram uma metodologia desenvolvida para rastrear lesões mamárias através da termografia, concluindo que tal método pode ser aplicado como exame de triagem não invasiva para indivíduos com queixa de mama, indicando se o paciente deve ser submetido a uma biópsia ou não.

Observando o Quadro 4, é possível perceber que existe a necessidade do desenvolvimento e evolução nos procedimentos metodológicos dos testes utilizando a termografia. Boa parte dos estudos sequer mencionam algumas das principais variáveis do processo.

CAPÍTULO V

5 MATERIAIS E MÉTODOS

O objetivo deste capítulo é apresentar os procedimentos metodológicos utilizados no desenvolvimento desta pesquisa. A princípio, apresenta-se a classificação da pesquisa e, em seguida, o procedimento metodológico detalhado empregado no desenvolvimento da mesma.

5.1 CARACTERIZAÇÃO DA PESQUISA

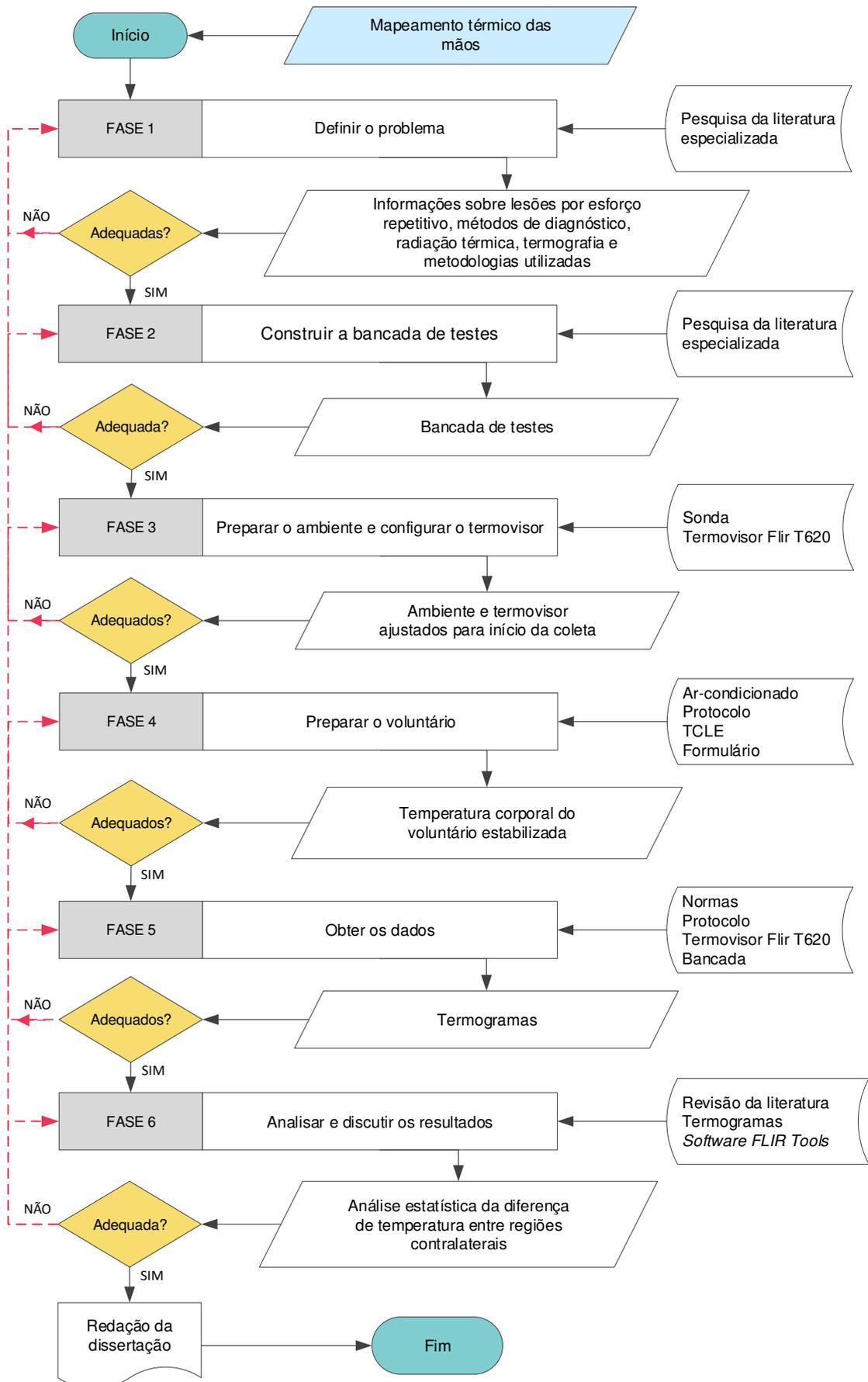
Quanto aos seus objetivos, esta pesquisa é exploratória, uma vez que está relacionada à pesquisa bibliográfica sobre o tema termografia. Também é descritiva por descrever as características do fenômeno da termografia e estabelecer relações entre as variáveis da técnica. E ainda, é explicativa por explicar como é possível fazer um mapeamento térmico das mãos utilizando a termografia.

Em relação aos procedimentos técnicos, a pesquisa é bibliográfica, dado que se apoia em trabalhos de natureza científica como artigos e dissertações de destaque nas áreas de termografia e lesão por esforço repetitivo. E é experimental uma vez que se vale do registro, análise e interpretação dos termogramas para explicar a distribuição térmica da superfície cutânea das mãos.

5.2 PROCEDIMENTO METODOLÓGICO

A necessidade que conduziu o trabalho foi a de realizar um mapeamento térmico da região das mãos e punhos através da termografia. A partir deste ponto, deu-se início às atividades de pesquisa. Desse modo, cinco fases principais foram desenvolvidas: Fase 1 – Definição do problema; Fase 2 – Projetar e construir a bancada de testes; Fase 3 – Preparar o ambiente e configurar o termovisor; Fase 4 – Obter os dados; Fase 5 – Analisar os dados. A Figura 19 apresenta um fluxograma dos procedimentos metodológicos utilizados no desenvolvimento desse trabalho.

Figura 19 – Fluxograma do procedimento metodológico aplicado.



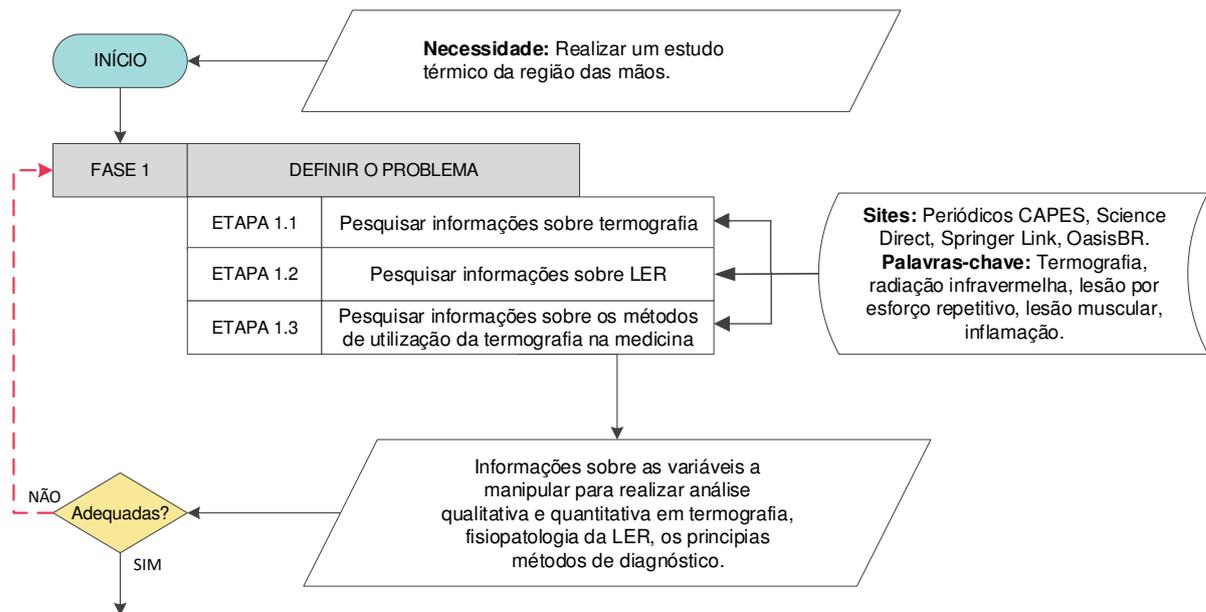
Fonte – Autoria própria.

Cada uma destas fases são desdobradas em etapas, que correspondem a atividades menos complexas quando comparadas às atividades principais, tornando mais fácil cada procedimento de maneira cronológica e organizada e apresentando suas respectivas ferramentas de auxílio ao desenvolvimento das mesmas (DA SILVA, 2016, p. 78). Assim, com a definição das fases listadas no fluxograma da Figura 19, teve início a execução de cada etapa conforme descrito nos itens a seguir. Esta pesquisa foi aprovada pelo Comitê de Ética da Universidade Federal de Campina Grande (UFCG) sob o registro do CAAE: 63717417.5.0000.5182.

5.3 DEFINIÇÃO DO PROBLEMA

A fase inicial teve por objetivo a busca por esclarecer a necessidade original. Para tanto foi desdobrada em quatro etapas: Etapa 1.1 – Pesquisar informações sobre termografia; Etapa 1.2 – Pesquisar informações sobre LER e Etapa 1.3 – Pesquisar informações sobre os métodos de utilização da termografia na medicina. A sequência destas etapas pode ser vista na Figura 20.

Figura 20 – Sequência metodológica da Fase 1.



Fonte – Autoria própria.

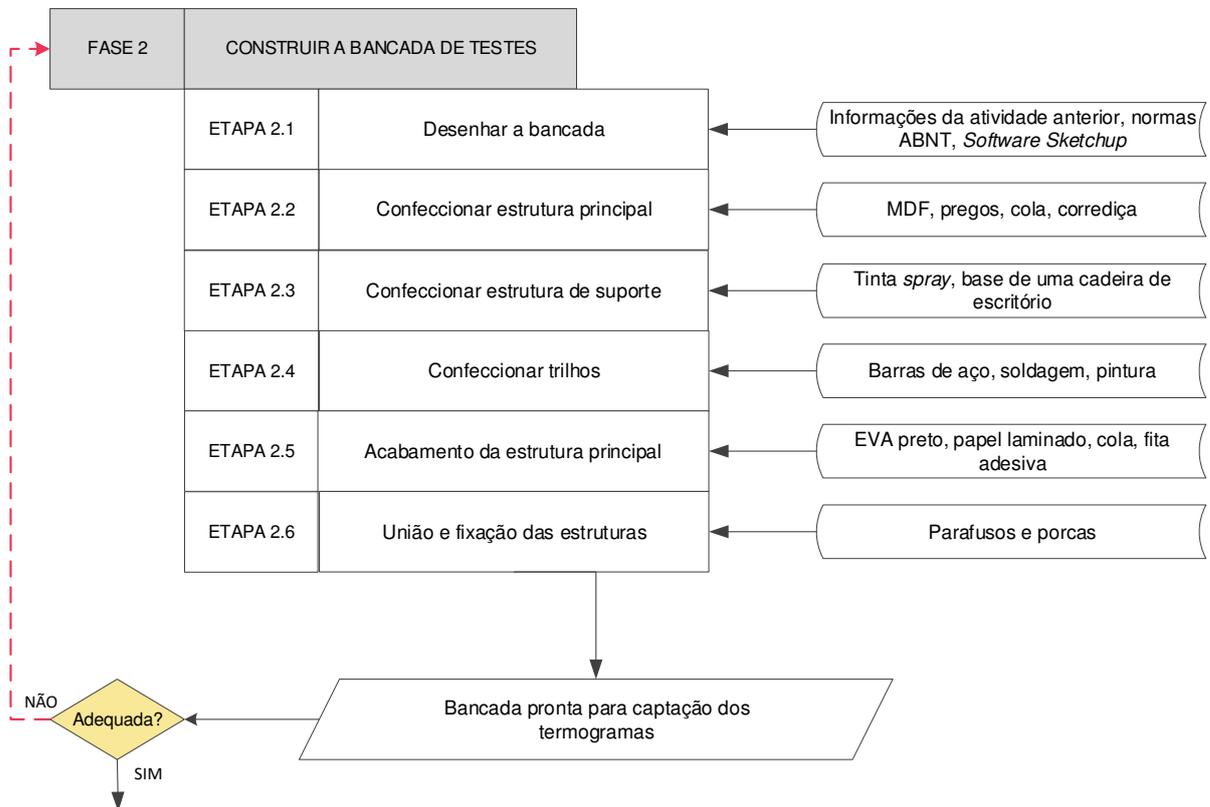
As buscas foram realizadas nos sites de busca científicos: Periódicos CAPES, Science Direct, Springer Link e OasisBR, utilizando as seguintes palavras-chave: termografia, radiação térmica infravermelha, lesão por esforço repetitivo, lesão muscular, inflamação. A partir das

informações encontradas, foram estabelecidas as variáveis a manipular para realizar os testes termográficos qualitativos e quantitativos, como também, a metodologia a ser utilizada.

5.4 CONSTRUÇÃO DA BANCADA DE TESTES

Esta fase contemplou as etapas de construção de uma bancada de testes para captação dos termogramas (Figura 21). A Fase 2 se subdivide em seis etapas: Etapa 2.1 – Desenho da bancada; Etapa 2.2 – Confeccionar a estrutura principal; Etapa 2.3 – Confeccionar a estrutura de suporte; Etapa 2.4 – Confeccionar trilhos; Etapa 2.5 Acabamento da estrutura principal e Etapa 2.6 – União e fixação das estruturas.

Figura 21 – Sequência metodológica da Fase 2.



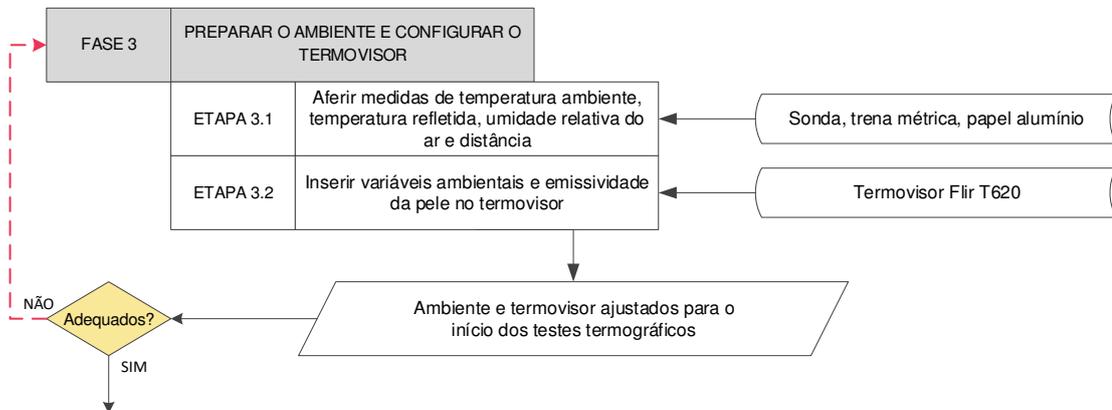
Fonte – Autoria própria.

O desenho da estrutura principal foi desenvolvido no *software SketchUp* e em seguida enviado para confecção. As etapas 2.2 e 2.4 foram realizadas através da contratação de serviço de terceiros.

5.5 PREPARAÇÃO DO AMBIENTE E CONFIGURAÇÃO DO TERMOVISOR

Para a realização dos testes, foi utilizado o Laboratório de Engenharia e Segurança do Trabalho (LEEST) vinculado ao departamento de Engenharia Mecânica da UFCG. As etapas envolvidas nesta fase podem ser observadas na Figura 22.

Figura 22 – Sequência metodológica da Fase 3.



Fonte – Autoria própria.

O aparelho ar-condicionado do laboratório serviu para controlar a temperatura ambiente e a umidade relativa do ar (BRIOSCHI, 2011, p. 52). Para aferir estes valores, foi utilizada uma sonda Minipa modelo MT-241 (Figura 23a). A sonda é posicionada no interior da bancada próximo ao local de posicionamento das mãos e possui um tempo de equalização de 10 min para começar o registro desses parâmetros.

Para o registro das imagens térmicas, foi utilizado o termovisor Flir T620 com lente 13.1mm/45° (Figura 24a) e um tripé (Figura 24b). O termovisor deve ser posicionado na posição horizontal e a uma distância de 0,8 m entre a região de interesse (ROI) e a lente da câmera. Para assegurar essa distância se faz uso de uma trena métrica (Figura 23b).

Figura 23 – Sonda (a) e trena métrica (b).



(a)

Fonte – Autoria própria.

(b)

Figura 24 – Termovisor Flir T620 (a) e tripé (b).



(a)

(b)

Fonte – Flir (2013) e autoria própria.

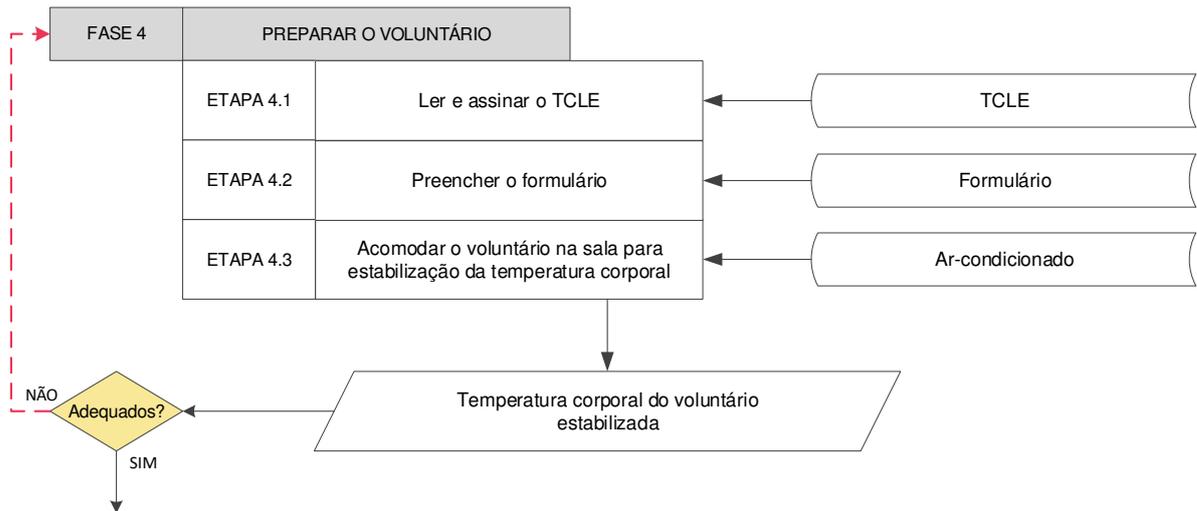
O método de medição utilizado para a temperatura ambiente refletida é o método refletor, seguindo as diretrizes da NBR 16292 e do manual do fabricante do termovisor (ABNT, 2014, p. 2; FLIR, 2013, p. 89), com o auxílio de um aparato feito de papel alumínio e isopor.

Uma vez que as variáveis ambientais (temperatura do ambiente, temperatura ambiente refletida, umidade relativa do ar) atingiram os parâmetros desejados, tais valores são introduzidos na interface da câmera termográfica juntamente com os valores da distância e emissividade, cujo valor utilizado é 0,98 para a pele humana (STEKETEE, 1973, p. 691; TANDA, 2016, p. 104).

5.6 PREPARAÇÃO DO VOLUNTÁRIO

Para inclusão neste estudo, os indivíduos preencheram os seguintes requisitos: ter mais de 18 anos de idade, não apresentar distúrbios inflamatórios, não estar fazendo uso regular de medicamentos que influenciem o exame termográfico, assinatura do TCLE e não apresentar pelos ou alterações (ferimentos, por exemplo) na região de interesse (ROI). A Figura 25 apresenta as etapas envolvidas na preparação do voluntário.

Figura 25 – Sequência metodológica da Fase 4.



Fonte – Autoria própria.

Previamente à realização do teste termográfico, faz-se necessário a leitura do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE) (APÊNDICE A) e a assinatura do mesmo sobre o desenvolvimento da pesquisa. Em seguida, outras informações pertinentes à realização do teste termográfico são preenchidas em um formulário específico (vide APÊNDICE B).

Anteriormente ao dia do teste, o voluntário é instruído quanto algumas orientações contidas no APÊNDICE C. Tais orientações obedecem às diretrizes e protocolos para obtenção e avaliação de imagens termográficas em humanos da Faculdade de Educação Física e Ciências do Esporte da Universidade Técnica de Madri, Academia Americana de Termologia – AAT e Academia Internacional de Termologia Clínica (QUINTANA *et al.*, 2015; AAT, 2015; IACT, 2002):

- Evitar atividade física: dependendo da intensidade da atividade, pode haver um aumento no ciclo cardíaco, ativando a circulação e aumentando a temperatura da pele;
- Evitar massagens ou tratamentos corporais: massagem, acupuntura, crioterapia, entre outras terapias, tem efeitos diretos sobre a temperatura da pele;
- Evitar alterações nos hábitos de sono e/ou refeição e refeições muito calóricas: esses fatores podem alterar o metabolismo e interferir no padrão normal de temperatura do indivíduo;
- Evitar consumir café, álcool ou estimulantes: a cafeína tem ação vaso dilatadora e provoca aumento na temperatura da pele;
- Não fumar: a nicotina age como vasoconstritor e causa diminuição na temperatura da pele;

- Evitar aplicação de cremes, loções, óleos e *sprays* na região a ser avaliada: esses produtos alteram a emissividade da pele.

No dia agendado para o teste, o voluntário é instruído a retirar qualquer adorno na região de estudo, não friccionar e/ou encostar as mãos umas nas outras ou em qualquer superfície e acomodado em uma cadeira na posição sentada, como mostra a Figura 26, onde aguardava durante 15 minutos com o intuito de estabilizar a temperatura corporal (BRIOSCHI, 2011, p. 56; MARINS *et al.*, 2014, p. 34).

Figura 26 – Posição do voluntário durante a estabilização da temperatura corporal.

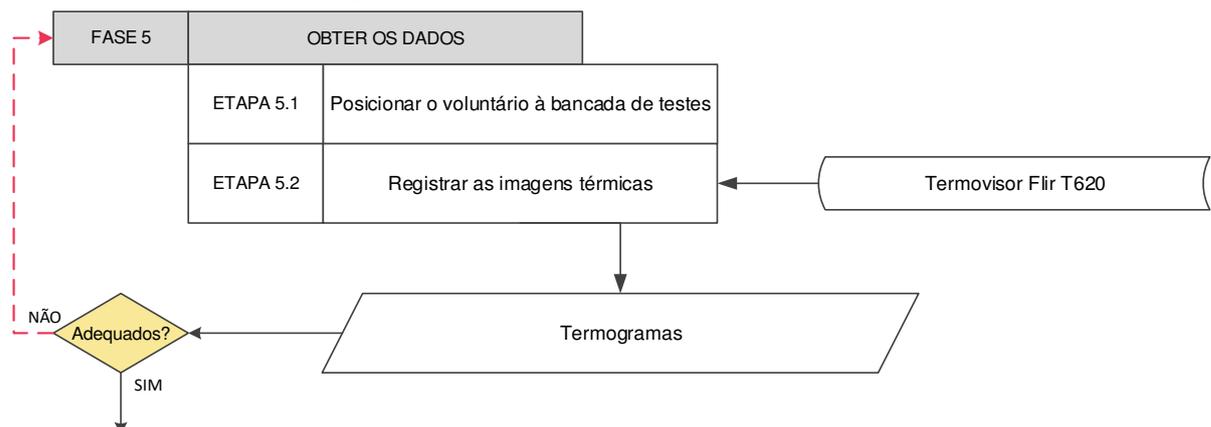


Fonte – Autoria própria.

5.7 OBTENÇÃO DOS DADOS

A sequência metodológica desta fase está esquematizada na Figura 27.

Figura 27 – Sequência metodológica da Fase 5.



Fonte – Autoria própria.

Passado o tempo de estabilização da temperatura corporal, orienta-se o voluntário quanto ao posicionamento à bancada de testes. Onde, dois termogramas são obtidos de cada indivíduo: vista posterior das mãos direita e esquerda, vista anterior das mãos direita e esquerda. A Figura 28 mostra o momento de um registro termográfico.

Figura 28 – Captação do termograma.

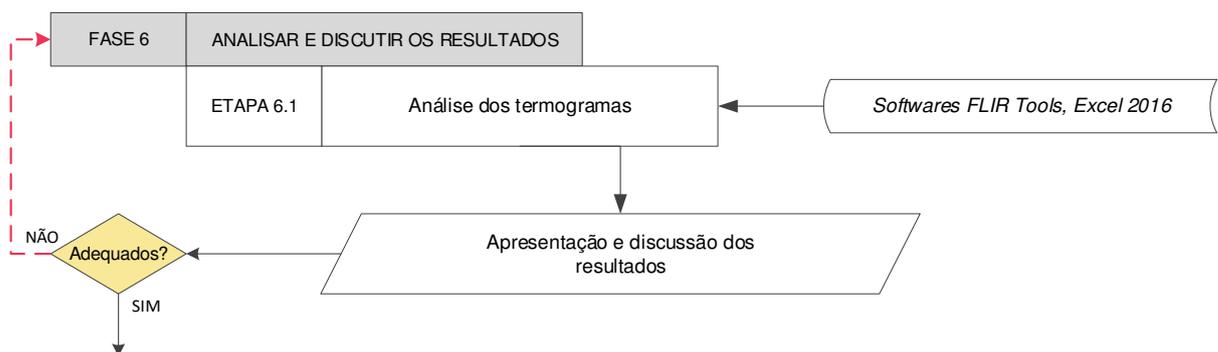


Fonte – Autoria própria.

5.8 MÉTODO DE ANÁLISE DOS DADOS EXPERIMENTAIS

Após o registro dos termogramas, estes são analisados com o auxílio do *software FLIR Tools* e avaliados segundo as variáveis registradas durante a realização do exame. A Figura 29 ilustra a seqüência metodológica seguida na Fase 6.

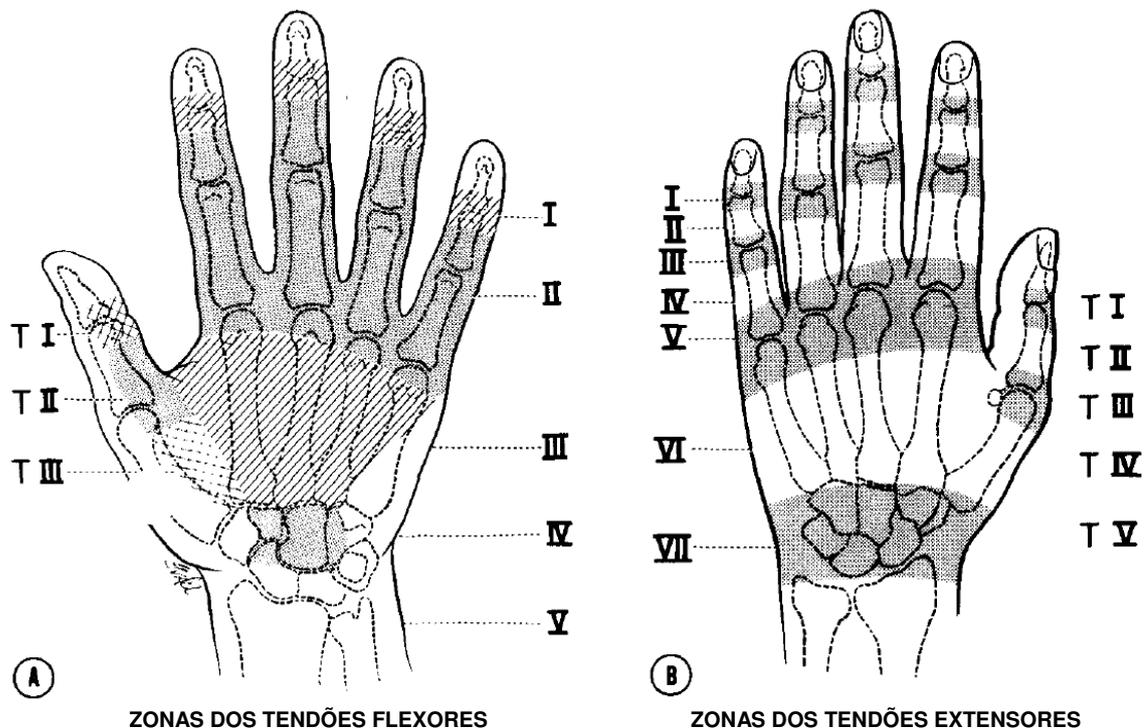
Figura 29 – Sequência metodológica da Fase 6.



Fonte – Autoria própria.

Para análise dos termogramas no *software FLIR Tools*, os pontos de interesse são definidos tendo por base os principais distúrbios osteomusculares apresentados no capítulo 2 (Figura 2) e as zonas de Verdán⁸ (KLEINERT E VERDAN, 1983, p. 795) como mostra a Figura 30.

Figura 30 – Zonas de Verdán.



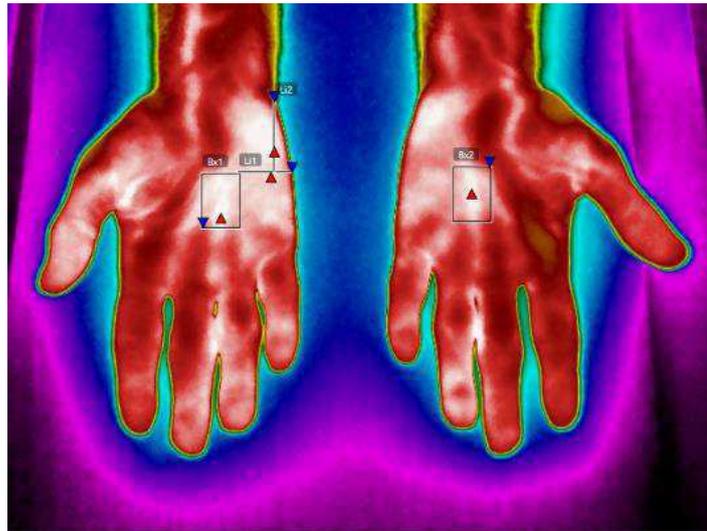
Fonte – Kleinert e Verdán (1983, p. 795).

Visando encontrar a região com maior correspondência no membro contralateral, inicialmente, deve ser definido um círculo de seleção da região de interesse na mão direita. Em seguida, utilizando duas linhas (uma horizontal e outra vertical) como referência, estas são transportadas para o outro membro e assim encontra-se a região equivalente no membro lateral, como mostra a Figura 31. Este procedimento se repete para todas as ROIs estudadas.

Quanto à paleta de cores a ser utilizada no software, recomenda-se uma que proporcione maior variedade de cores. Quanto à análise estatística, deve-se utilizar um teste de normalidade para verificar a distribuição dos dados e, partir desse resultado, determinar quais testes de hipóteses se adequam melhor aos dados obtidos.

⁸ Sistema de Kleinert e Verdán para classificação em zonas para lesões de tendões flexores e extensores em nível de punho e mão.

Figura 31 – Encontrando regiões correspondentes no membro contralateral.



Fonte – Autoria própria.

CAPÍTULO VI

6 RESULTADOS E DISCUSSÕES

O objetivo deste capítulo é apresentar os resultados e as discussões a partir da metodologia descrita no capítulo anterior.

6.1 DEFINIÇÃO DO PROBLEMA

Um resumo das ações desenvolvidas nas etapas da Fase 1 se encontra no Quadro 5. Nele estão indicados os *sites* de busca, as palavras-chave, o número de trabalhos encontrados a partir das palavras-chave, a seleção daqueles publicados nos últimos cinco anos e a quantidade de trabalhos selecionados para auxiliar a compor este documento.

Quadro 5 – Quadro de informações pesquisadas.

Sites de busca utilizados	Palavras-chave	Nº de trabalhos encontrados nos sites	Nº de trabalhos apresentados nos últimos 5 anos	Nº de trabalhos selecionados para compor a pesquisa
Periódicos Capes, Science Direct, Springer Link, OasisBR.	Termografia, radiação infravermelha, lesão por esforço repetitivo, lesão muscular, inflamação.	1135	172	94

Fonte – Autoria própria

Como resultado, obteve-se informações a respeito da técnica da termografia, da LER/DORT e, por fim, dos métodos de utilização da termografia na medicina. Os principais trabalhos encontrados sobre esses assuntos estão no Quadro 6.

Quadro 6 – Principais trabalhos por assunto.

ASSUNTO	FONTES
Termografia	(TATTERSALL, 2016), (MARINS <i>et al.</i> , 2014b), (FAYE; DANGLES; PINCEBOURDE, 2016), (IGNATOV; MOSIN; STOYANOV, 2014), (CARAMALHO, 2012), (CHRZANOWSKI, 2001), (MINKINA; DUDZIK, 2009), (MOLLMANN, K.; VOLLMER, 2010).
LER	(TEIXEIRA <i>et al.</i> , 2001), (BARBE; BARR, 2006), (BARR, 2004).
Termografia na medicina	(BRIOSCHI, 2011), (MAGAS, 2012), (BANDEIRA, 2013), (HADDAD, 2014), (FERNÁNDEZ-CUEVAS <i>et al.</i> , 2015), (LELES, 2015).

Fonte – Autoria própria.

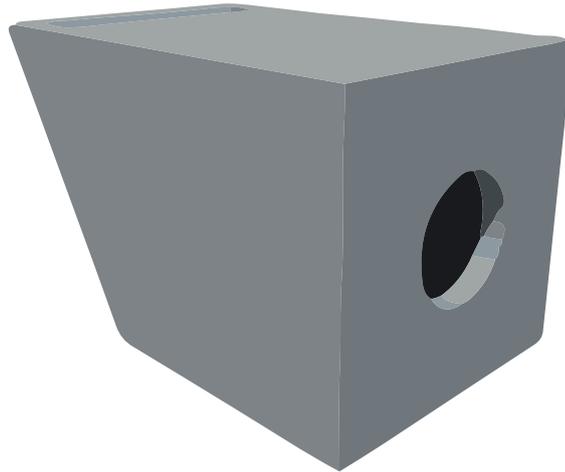
Com base nas informações sobre termografia, foi possível determinar quais variáveis são importantes durante a realização dos testes, sendo elas: umidade relativa do ar, temperatura ambiente, temperatura ambiente refletida e a distância; sobre LER, conhecer os principais distúrbios que acometem os membros superiores e determinar as zonas de interesse; sobre a aplicação da termografia na medicina, conhecer os protocolos aceitos para realização dos testes termográficos.

6.2 CONSTRUÇÃO DA BANCADA DE TESTES

Com o intuito de reduzir ao máximo a incidência da temperatura refletida do ambiente sobre o objeto da pesquisa, idealizou-se uma bancada de testes para isolamento. O formato ideal para esse fim seria o esférico, devido à forma como a radiação é emitida pelos corpos (ÇENGEL; GHAJAR, 2015, p. 719; HOWELL; MENGÜÇ; SIEGEL, 2016, p. 18). Entretanto, em virtude da dificuldade de confeccionar uma estrutura nesse formato, entre outras limitações técnicas, chegou-se ao modelo da Figura 32.

A estrutura principal necessitava de duas aberturas: uma na parte superior para introdução das mãos e outra na parte frontal onde se encaixaria a lente do termovisor. Além disso, tendo em vista que há variação anatômica do tamanho das mãos entre os indivíduos, também surgiu a necessidade de variar distância entre a lente e o objeto, pois a distância focal varia de acordo com o tamanho da região de foco.

Figura 32 – Modelo da estrutura principal da bancada de testes.



Fonte – Autoria própria.

A finalização da estrutura principal se deu por meio do revestimento da parte interna com EVA (etil-vinil-acetato) preto e, da parte externa, com papel alumínio. Fez-se uso do EVA por ser um material que possui baixíssima refletividade ($\rho = 0,02$) e na cor preta por ser a cor em que existe ausência de reflexão da luz (RADWAN; EMAM; AHMED, 2017, p. 480). Já o papel alumínio foi escolhido por possuir uma superfície altamente refletiva e, com isso, procurou-se refletir de volta a temperatura ambiente. Ainda, estes materiais são leves, de fácil manuseio e de custo acessível.

Para montagem da estrutura de suporte, foi reaproveitada parte das peças de uma cadeira de escritório. Os trilhos foram dimensionados a partir do rodízio da cadeira reaproveitada. Tendo todas as partes sido concluídas, a bancada foi montada e fixada com parafusos. A Figura 33 mostra o resultado final.

Figura 33 – Bancada de testes finalizada.



Fonte – Autoria própria.

Figura 34 – Aparato utilizado para medição da temperatura ambiente refletida.



Fonte – Autoria própria.

A Figura 34 mostra o aparato confeccionado em isopor e papel alumínio para a estimativa da temperatura aparente refletida. Uma folha de alumínio foi fixada a uma placa de isopor e utilizada de acordo com a NBR 16292 (ABNT, 2014).

Mesmo sabendo que a temperatura ambiente refletida é um dado importante na aquisição de imagens termográficas, sendo um parâmetro que influencia na precisão e análise do termograma e até existindo normas para estimativa da mesma, notou-se a ausência desse parâmetro na metodologia empregada nos estudos pesquisados. Dentre os trabalhos pesquisados que citaram algum tipo de isolamento durante os testes termográficos (BOLZAN, 2014; ČURKOVIĆ *et al.*, 2015; HERNANDEZ-CONTRERAS *et al.*, 2016; MAGAS, 2012), apenas Priego Quesada *et al.* (2015, p. 29) justifica que um painel antirreflexo foi usado atrás do voluntário para minimizar os efeitos da temperatura refletida. Deste modo, torna-se difícil maior discussão sobre o assunto devido à falta de informação na literatura.

Apesar disso, Fernández-Cuevas *et al.* (2015, p. 31) aponta, entre os fatores ambientais que podem influenciar o uso da termografia em humanos, o ambiente de realização do teste como fonte de radiação infravermelha. Ademais, Áires Júnior ([s.d.]⁹) encontrou diferenças de até 1 °C entre termogramas da região da face obtidos com e sem isolamento, esta última situação

⁹ Pesquisa de doutorado em andamento do Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Processos (UFCG) em parceria com o Laboratório de Ergonomia e Engenharia de Segurança do Trabalho – LEEST (UFCG).

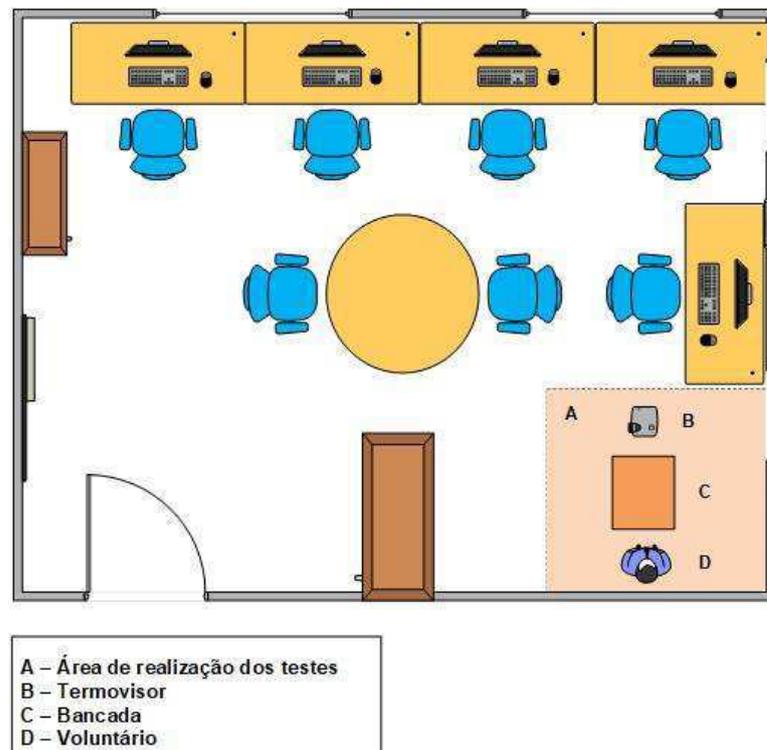
apresentando temperatura mais baixa em relação à primeira. Torna-se claro que mais pesquisas nessa área são necessárias.

6.3 PREPARAÇÃO DO AMBIENTE E CONFIGURAÇÃO DO TERMOVISOR

Com base nas informações obtidas na primeira fase, a preparação do ambiente se deu através do controle das variáveis: umidade relativa do ar, temperatura ambiente, temperatura ambiente refletida e distância.

Os parâmetros de temperatura ambiente e a umidade relativa do ar foram mantidos entre 22 – 24 °C e 40 – 50%, respectivamente (BRIOSCHI, 2011, p. 52). Todos os testes foram realizados entre 8h da manhã e 12h da tarde com intuito de evitar uma maior carga de radiação solar (QUINTANA *et al.*, 2015, p. 5). Além da utilização da bancada, todas as janelas do laboratório estavam fechadas com persianas para diminuir a incidência de raios solares e, por consequência, a temperatura ambiente refletida. A distância entre o objeto de estudo e a lente da câmera foi fixada em 0,8 m. Escolheu-se essa distância por ser a menor distância focal para todos os voluntários. A Figura 35 mostra um esquema da organização da sala onde os testes foram realizados.

Figura 35 – Organização do laboratório.



Fonte – Autoria própria.

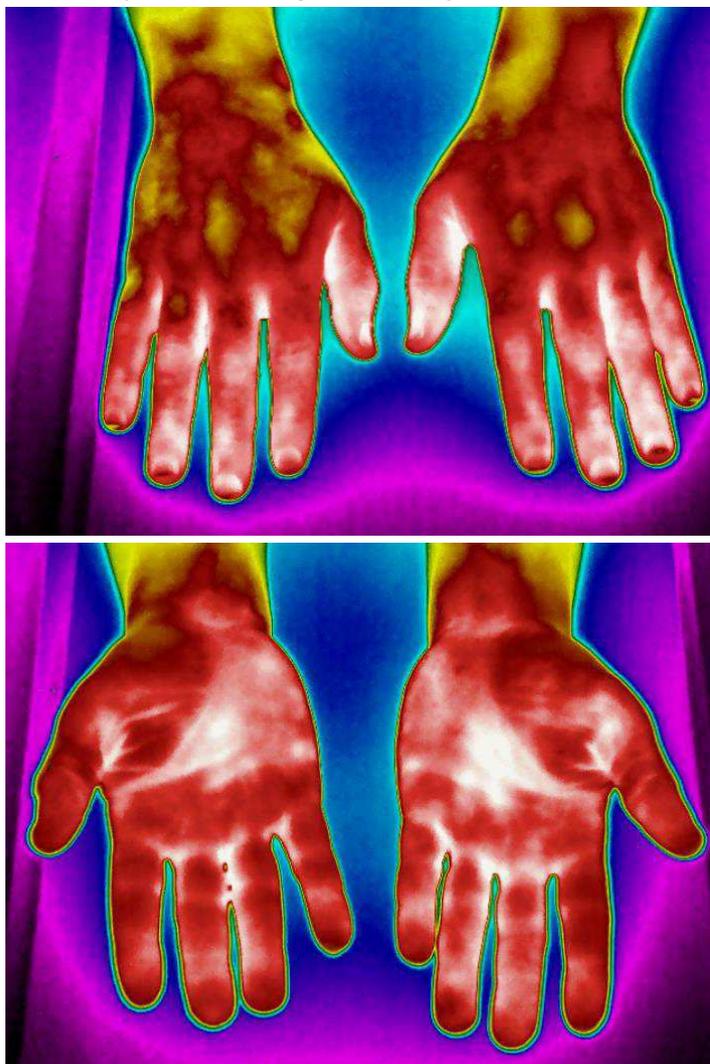
6.4 PREPARAÇÃO DO VOLUNTÁRIO

A população da pesquisa foi composta por acadêmicos da graduação e da pós-graduação de ambos os gêneros da UFCG. A amostra possuiu caráter aleatório e foi composta inicialmente por 43 voluntários, dos quais 21 permaneceram na pesquisa devido aos critérios de inclusão, sendo 11 do gênero masculino, 10 do gênero feminino e faixa etária $25,2 \pm 4,0$ anos.

6.5 DADOS OBTIDOS

Como resultado da fase da coleta de dados, que se deu entre os meses de março e maio de 2017, foram obtidos 42 termogramas. A Figura 36 exemplifica dois termogramas obtidos, um da vista posterior e outro da vista anterior.

Figura 36 – Exemplo de termogramas obtidos.



Fonte – Autoria própria.

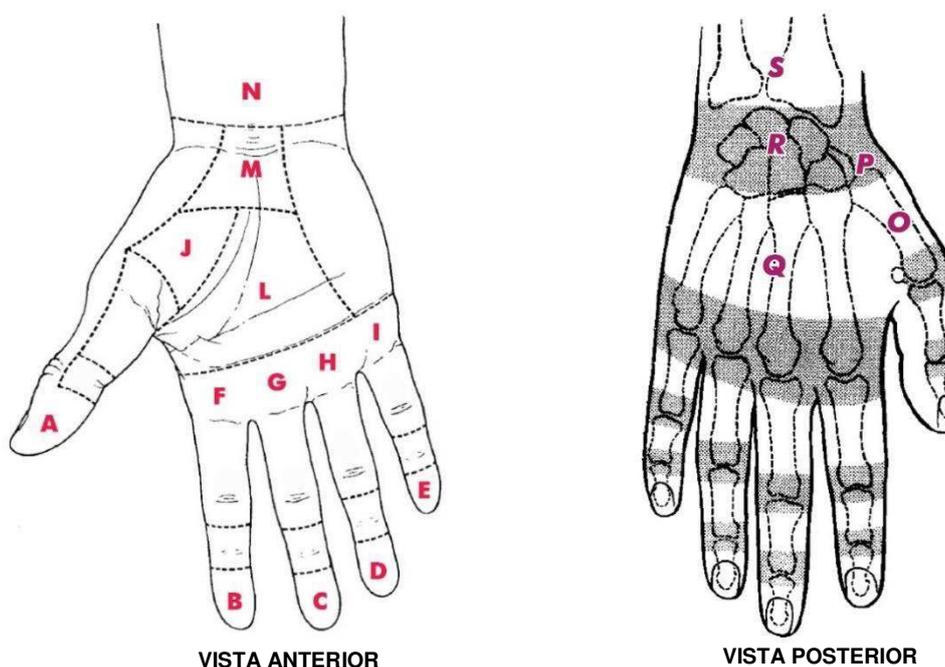
De antemão, foi possível fazer uma análise qualitativa dos termogramas através do gradiente térmico representado pelas cores, onde a cor roxa indica temperaturas mais baixas e a branca temperaturas mais elevadas. Observando o exemplo da Figura 36, foi avaliada a simetria na distribuição das cores entre os membros contralaterais. A análise quantitativa, por meio de testes estatísticos, determinou a validade das observações.

6.6 ANÁLISE DOS DADOS EXPERIMENTAIS

Para tabulação e organização dos dados obtidos, confecção dos gráficos e tabelas, além da análise estatística, foi utilizado o *software Excel 2016* juntamente com o suplemento *Action Stat*. Quanto à análise estatística, o teste de Shapiro-Wilk mostrou que as temperaturas médias não apresentam distribuição gaussiana. Portanto, o teste de Wilcoxon foi utilizado para verificar o nível de significância das diferenças $\Delta T_{\text{médias}}$ contralaterais; e o teste de Mann-Whitney, para as diferenças $\Delta T_{\text{médias}}$ entre gênero. O nível de significância para todos os testes foi estabelecido em 5%.

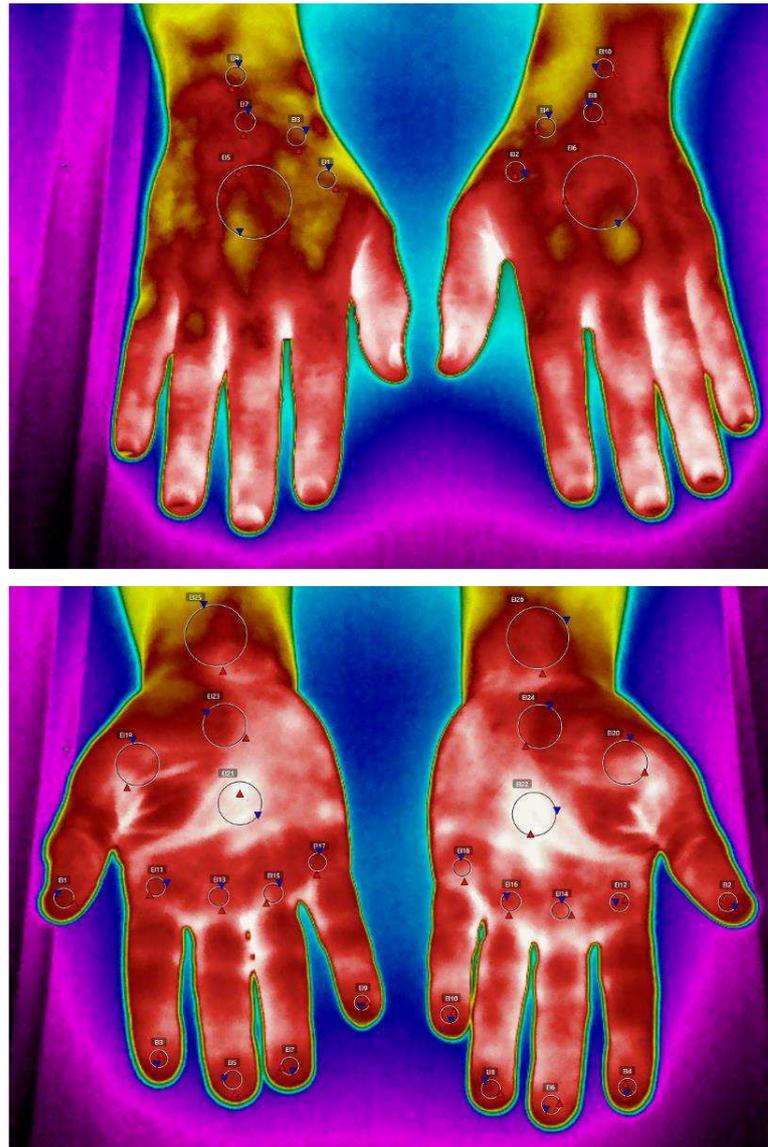
Seguindo a metodologia apresentada, foram estabelecidas dezoito regiões de interesse entre as vistas anterior e posterior, ilustradas na Figura 37. Com base nessas regiões de interesse, deu-se a análise dos termogramas. A Figura 38 exibe termogramas de ambas as vistas após a demarcação das ROIs.

Figura 37 – Regiões de interesse da pesquisa.



Fonte – Adaptado de Tubiana e Beveridge (1986, p. 92) e Kleinert e Verdan (1983, p. 795).

Figura 38 – ROIs delimitadas em termogramas da vista posterior e anterior.



Fonte – Autoria própria.

Adotou-se a temperatura média das ROIs como medida para análise dos termogramas (HADDAD, 2014, p. 52). A razão pela qual as $T_{\text{médias}}$ obtidas não apresentam distribuição gaussiana pode ser explicada pelo fato da temperatura da pele depender de fatores anatômicos, como a presença de irregularidades na superfície, presença de diferentes tipos de tecido subcutâneo, entre outros. Esses fatores podem influenciar a distribuição da temperatura da pele de uma área específica do corpo e, assim, torna-se frequente encontrar uma distribuição térmica não gaussiana dentro de uma ROI selecionada (LUDWIG *et al.*, 2014, p. 5).

As tabelas 1 e 2 apresentam as temperaturas médias e desvios-padrão de cada ROI e suas respectivas diferenças médias de temperatura contralateral e p-valor. A simetria contralateral foi avaliada a partir da diferença média das temperaturas de cada ponto.

Tabela 1 – Temperaturas médias (°C) e desvios-padrão das ROIs considerando a diferença média da vista anterior.

ROIs	Direita		Esquerda		$\Delta T_{\text{média}}$		p-valor
	Média	DP	Média	DP	Média	DP	
A	29,6	4,6	29,3	4,6	0,3	0,3	0,0028*
B	29,2	4,9	29,1	4,9	0,3	0,3	0,1209
C	29,1	5,0	28,9	4,9	0,2	0,2	0,0593
D	28,9	5,1	28,9	5,1	0,2	0,2	0,9773
E	29,0	5,1	29,1	5,0	0,2	0,2	0,6256
F	31,1	3,0	31,0	3,0	0,2	0,2	0,1836
G	31,3	2,8	31,2	2,9	0,3	0,2	0,2431
H	31,3	3,0	31,2	3,1	0,2	0,2	0,9377
I	31,0	3,1	31,1	3,2	0,2	0,2	0,4656
J	31,5	2,7	31,4	2,7	0,3	0,2	0,0331*
L	32,5	2,1	32,4	2,2	0,2	0,1	0,0001*
M	31,8	1,9	31,7	2,0	0,3	0,2	0,0359*
N	32,3	1,3	32,2	1,4	0,3	0,2	0,3437

*Significativamente estatístico ($p < 0,05$).

Fonte – Autoria própria.

Tabela 2 – Temperaturas médias (°C) e desvios-padrão das ROIs considerando a diferença média da vista posterior.

ROIs	Direita		Esquerda		$\Delta T_{\text{média}}$		p-valor
	Média	DP	Média	DP	Média	DP	
O	31,2	1,9	31,0	2,0	0,4	0,2	0,0127*
P	31,5	1,5	31,2	1,5	0,4	0,3	0,0014*
Q	31,4	1,7	31,2	1,8	0,3	0,2	0,0106*
R	31,6	1,5	31,3	1,5	0,4	0,2	0,0014*
S	31,3	1,5	31,1	1,5	0,3	0,2	0,067

*Significativamente estatístico ($p < 0,05$).

Fonte – Autoria própria.

A simetria da temperatura bilateral é justificada pelo conceito de proporcionalidade entre áreas do corpo contralaterais (BRIOSCHI, 2003, p. 152). As temperaturas médias encontradas são consistentes com outros trabalhos da literatura, identificando diferenças térmicas entre os membros do lado direito e esquerdo em populações saudáveis (GATT *et al.*, 2015, p. 5; KOLOSOVAS-MACHUCA; GONZÁLEZ, 2011, p. 328; MARINS *et al.*, 2014, p. 4; NIU,

2001, p. 461; UEMATSU *et al.*, 1988, p. 554; VARDASCA *et al.*, 2007, p. 21; ZAPROUDINA *et al.*, 2008, p. e540). Entretanto, faz-se necessário uma observação quanto a isto. Os estudos citados avaliaram o padrão térmico e a simetria corporal de indivíduos através de ROIs por todo o corpo e, assim, essas regiões anatômicas foram avaliadas de forma genérica. Por esta razão, os pontos L e Q foram os que mais se alinharam com os dados encontrados na literatura (Tabela 3). A Figura 39 exemplifica padrões de ROIs trabalhados em outras pesquisas.

Tabela 3 – $\Delta T_{\text{médias}}$ (°C) em diferentes estudos com indivíduos saudáveis.

Pesquisas	ROIs	
	L*	Q**
Este estudo (n=21)	0,2	0,3
Uematsu <i>et al.</i> (1988) (n=90)	0,3	0,36
Niu <i>et al.</i> (2001) (n=37)	0,24	0,31
Kolosovas-Machuca e González (2011) (n=25)	0,1	0,1
Zaproudina <i>et al.</i> (2008) (n=16)	0,22	0,22
Chudecka e Lubkowska (2015) (n=200)	0,25	0,26

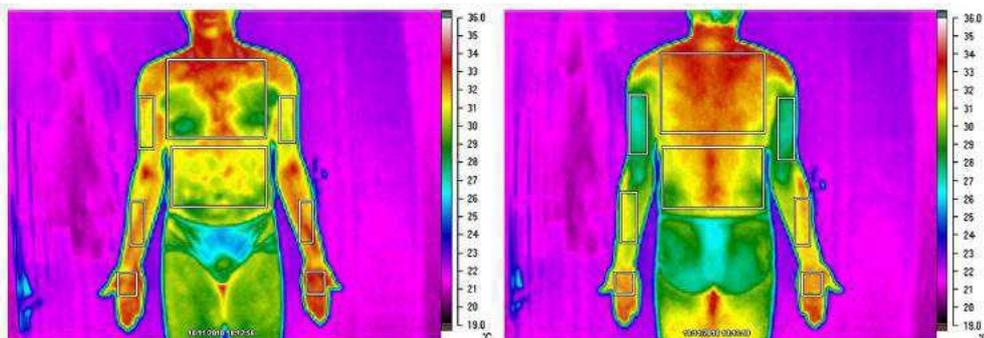
*Área central da mão vista anterior

**Área central da mão vista posterior

Fonte – Autoria própria.

A falta de padronização na seleção das ROIs em estudos termográficos como, também, o número reduzido de trabalhos publicados utilizando a termografia para avaliação das mãos especificamente, tornam difícil discussões mais profundas a respeito das temperaturas médias e $\Delta T_{\text{médias}}$ entre regiões contralaterais para as demais ROIs avaliadas nesta pesquisa. Problema análogo foi encontrado por Haddad (2014, p. 69) ao realizar um estudo sobre a distribuição térmica da superfície cutânea facial através da termografia.

Figura 39 – Exemplos de ROIs analisadas em pesquisa sobre simetria térmica de corporal.



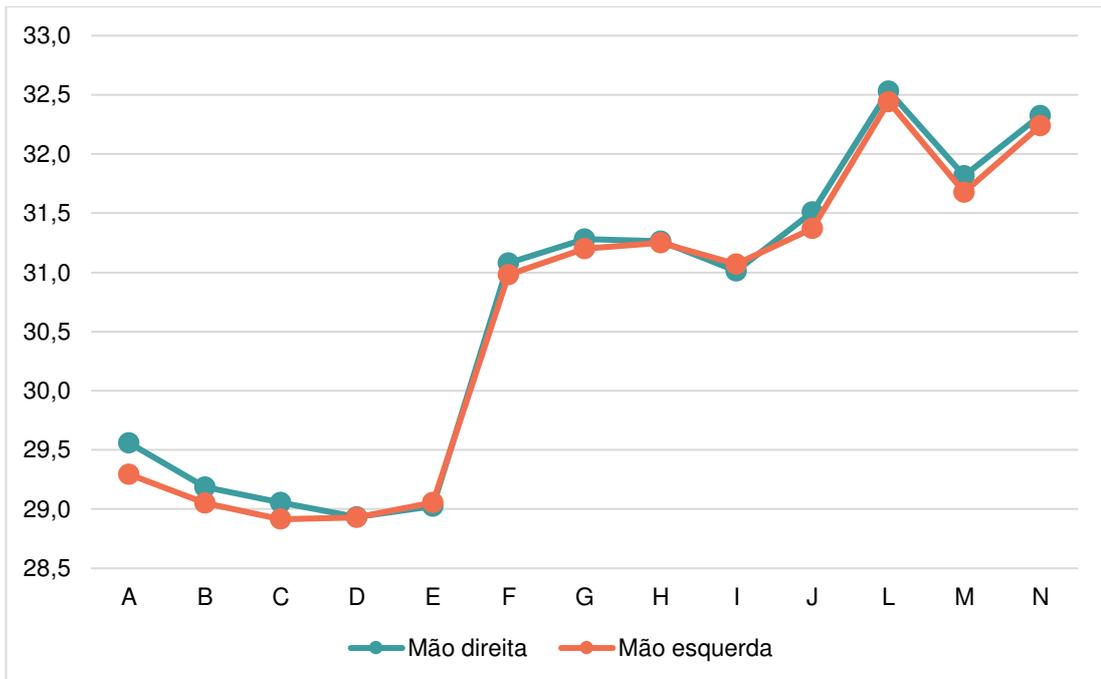
Fonte – Marins *et al.* (2014, p. 3).

Contudo, foi possível observar que as $\Delta T_{\text{média}}$ absolutas para todas as ROIs não ultrapassaram o valor de 0,3 °C na vista anterior e 0,4 °C na vista posterior com desvios padrão máximos de 0,3 °C em ambas as vistas. Estes resultados estão em concordância com a literatura (KOLOSOVAS-MACHUCA; GONZÁLEZ, 2011, p. 328; MARINS *et al.*, 2014, p. 4; NIU, 2001, p. 461; UEMATSU *et al.*, 1988, p. 554; VARDASCA *et al.*, 2007, p. 21). Ainda, os dados encontrados sugeriram, de maneira geral, uma $\Delta T_{\text{média}}$ contralateral normal a ser considerada como 0,3 °C, semelhante aos resultados encontrados por Marins *et al.* (2014, p. 6) ao estudar o padrão de distribuição térmica corporal para uma população saudável de adultos brasileiros.

A $\Delta T_{\text{média}}$ contralateral pode ser um critério importante de avaliação. Hildebrandt, Raschner e Ammer (2010, p. 4710) identificaram $\Delta T_{\text{média}}$ contralateral assimétrica como indicador pré-sintomático de lesões por uso excessivo e considerou a termografia como um método efetivo na prevenção de lesões em atletas. Fazendo uso do mesmo indicador, um time de futebol profissional espanhol conseguiu uma redução de 90% no número de absenteísmo nos dias de treinamento causado por lesões entre os jogadores. De forma análoga, a termografia pode ser empregada na prevenção de distúrbios musculoesqueléticos nos membros superiores. Além disso, Gatt *et al.* (2015, p. 7) defendem que conhecer a distribuição normal de temperatura das regiões anatômicas humanas pode ser útil quando se avalia pacientes com patologia.

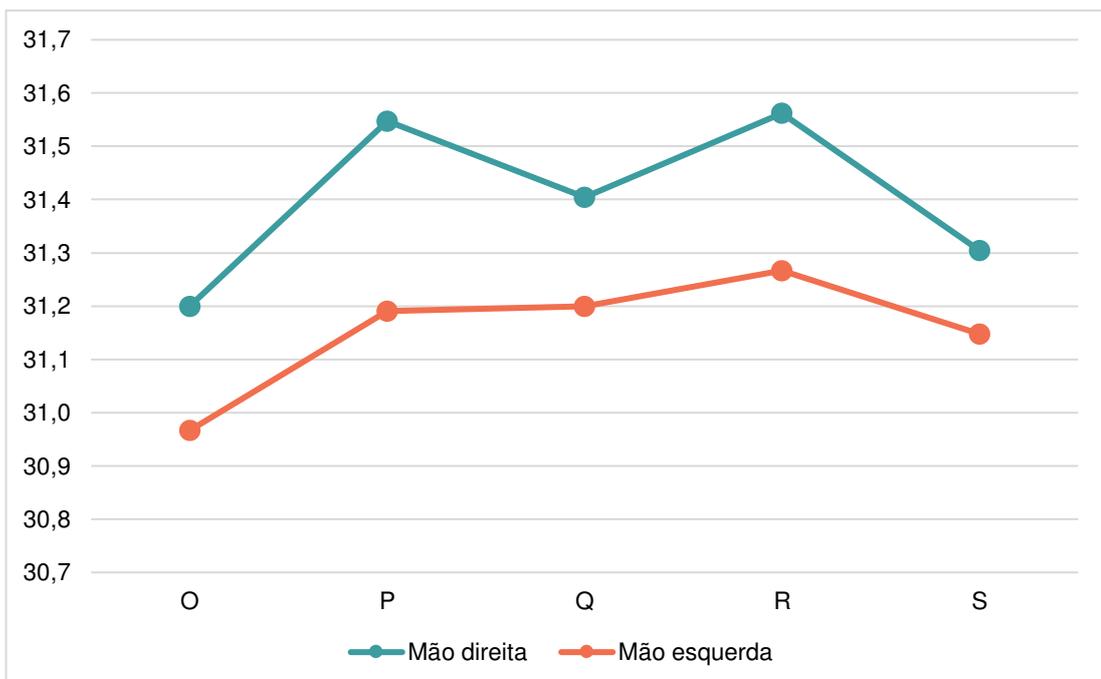
A temperatura da superfície da pele pode ser influenciada por vários fatores externos e internos. Ritmo circadiano, consumo calórico, atividade física, estado emocional, umidade relativa do ar e temperatura atmosférica são exemplos de fatores que podem exercer um impacto significativo na temperatura da pele. Em particular, nas extremidades, mesmo que ocorram pequenas alterações vasculares, estas produzirão grandes mudanças na temperatura da superfície cutânea (SALISBURY *et al.*, 1983, p. 494). Áreas altamente expostas do corpo, como dedos, mãos, pés e orelhas, possuem um mecanismo de controle vascular adicional (anastomose arteriovenosa) que pode proporcionar ampla variação de temperatura e perda de calor (CHUDECKA; LUBKOWSKA, 2015, p. 86). As Figuras 40 e 41 mostram as temperaturas médias das ROIs em forma de gráfico considerando os lados direito e esquerdo do corpo.

Figura 40 – Gráfico das temperaturas médias da vista anterior.



Fonte – Autoria própria.

Figura 41 – Gráfico das temperaturas médias da vista posterior.



Fonte – Autoria própria.

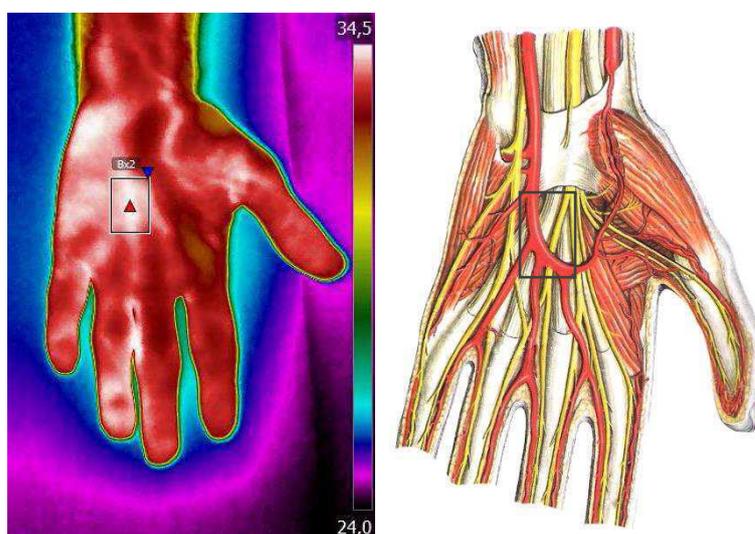
Em ambas as vistas, as temperaturas médias do lado direito se mostraram mais elevadas em relação as do lado esquerdo. Majoritariamente, os voluntários deste estudo apresentaram dominância no membro direito. Marins *et al.* (2014b, p. 33) encontrou dados semelhantes,

embora não tenham registado informações sobre os membros dominantes dos voluntários. Lastras *et al.* (2014) constataram maiores temperaturas nos membros dominantes em atletas. Determinar as $\Delta T_{\text{média}}$ contralaterais dos membros dominantes pode ser importante para uma melhor compreensão dos perfis térmicos normais em postos de trabalho que ocasionam sobrecarga em determinados grupos musculares.

Na Figura 40, observou-se que o polegar é consistentemente mais quente do que os outros dedos com uma diminuição progressiva da temperatura do dedo indicador até o dedo mínimo. Uma possível explicação para isso poderia ser que o polegar é o mais curto de todos os dedos e, portanto, está mais próximo do núcleo do corpo em comparação com os outros dedos (GATT *et al.*, 2015, p. 7). Este argumento também pode explicar a tendência de aumento contínuo da temperatura média das ROIs das extremidades em relação às mais próximas do antebraço, ou seja, a temperatura aumenta à medida que se aproxima do centro do corpo (CAMPBELL, 2011, p. 240).

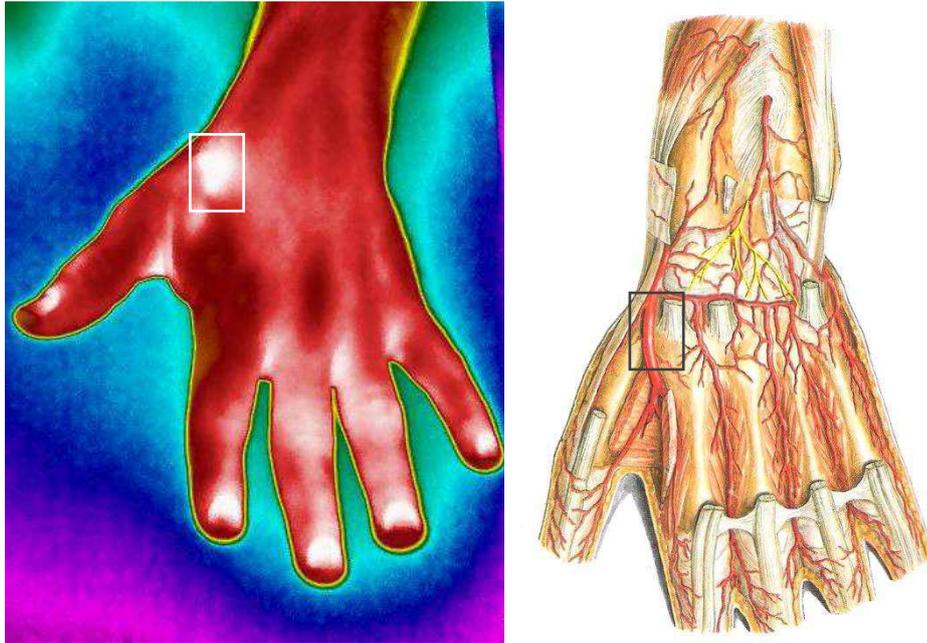
Os pontos mais quentes encontrados foram o L na vista anterior e o P na vista posterior. Quanto ao primeiro, isto pode se dar pelo fato de que nessa área se encontra o arco palmar superficial, formado principalmente pela artéria ulnar. Assim, entende-se que a irradiação térmica nesta região é causada pelo fluxo sanguíneo mais intenso (Figura 42). Na vista posterior, a região P encontra-se localizada sobre a artéria radial que é o vaso mais calibroso nessa vista. Do mesmo modo, a região R apresenta valores de temperatura média similares aos da região anterior. Isto provavelmente se deve ao fato de que nessa área se encontra uma rede de pequenos vasos chamada rede carpal dorsal (Figura 43) havendo boa irrigação sanguínea.

Figura 42 – Comparativo entre termograma e estruturas anatômicas da vista anterior.



Fonte – Adaptado de Putz e Pabst (2000, p. 245).

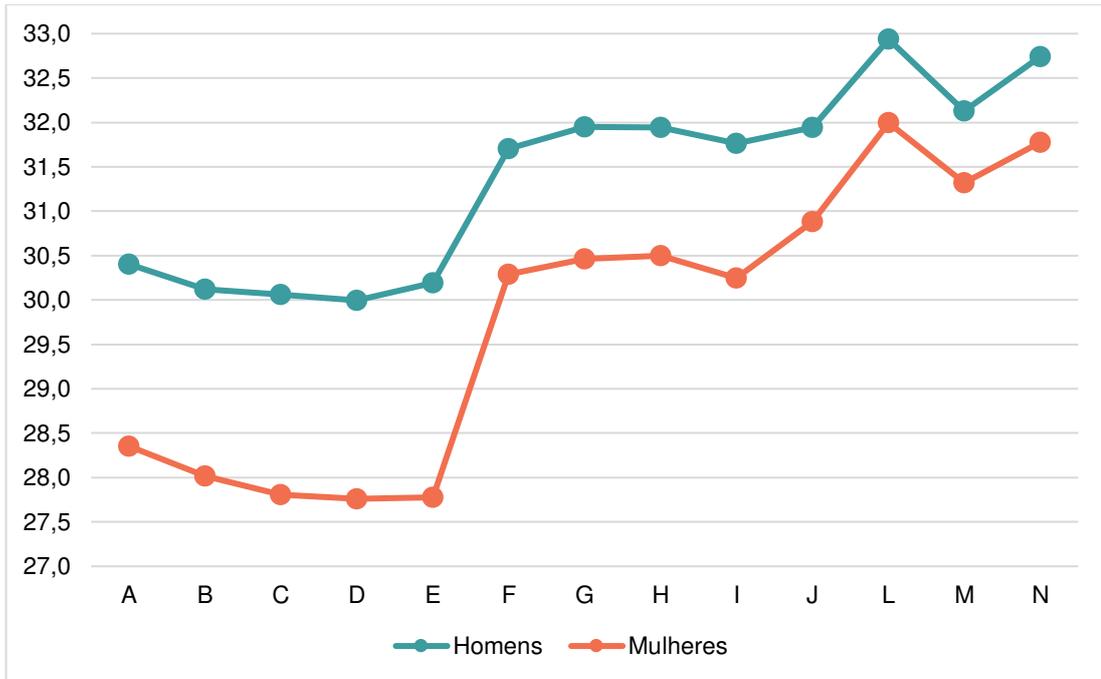
Figura 43 – Comparativo entre termograma e estruturas anatômicas da vista posterior.



Fonte – Adaptado de Putz e Pabst (2000, p. 248)

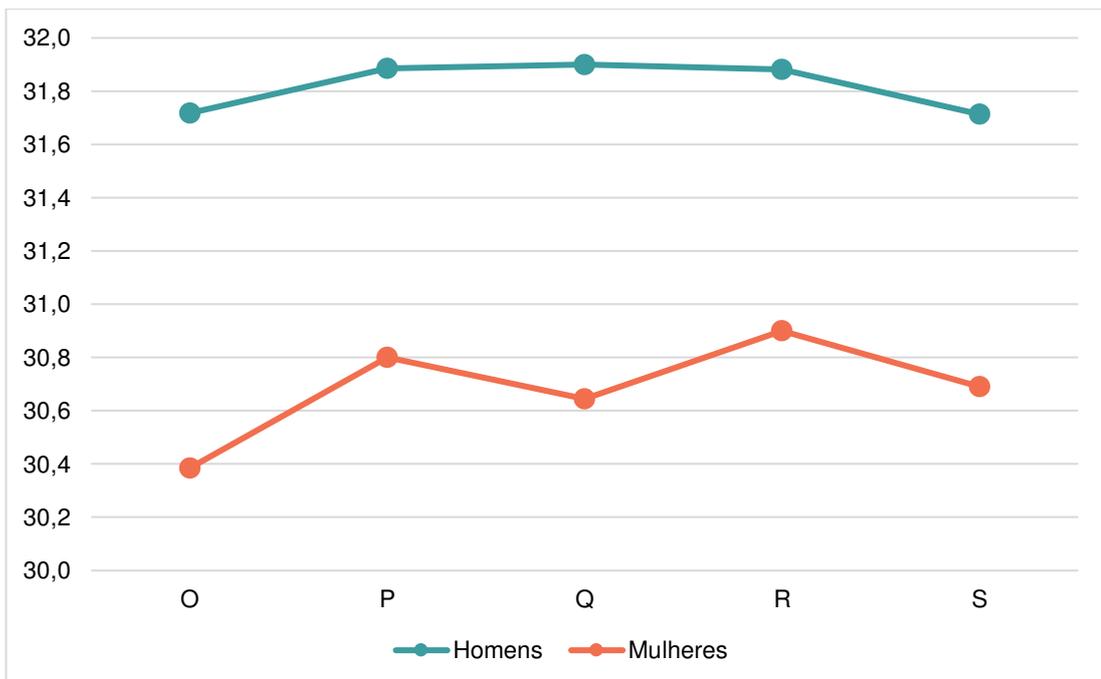
As tabelas 4 e 5 apresentam $\Delta T_{\text{média}}$ entre ROIs contralaterais considerando a diferença de gênero e suas respectivas significâncias estatísticas em ambas as vistas. Nenhuma das $\Delta T_{\text{média}}$ entre os gêneros das ROIs estudadas apontou significância estatística. Isto está em conformidade com os achados de Marins *et al.* (2014, p. 6) que não encontrou diferenças significativas nas regiões ventral e dorsal da mão, ventral da perna, abdômen e parte inferior das costas entre os gêneros. Niu (2001, p. 464) também não observou diferenças significativas entre gêneros nas regiões da vista dorsal da mão e abdômen ao estudar o padrão simétrico da temperatura corporal de adultos chineses saudáveis. Bem como Chudecka e Lubkowska (2015, p. 83) que realizaram um mapeamento térmico em jovens poloneses saudáveis e não encontraram diferenças significativas entre os gêneros para as áreas anterior e posterior da mão. Neste último, nas outras regiões analisadas do corpo, os valores das temperaturas médias nas mulheres foram significativamente menores do que nos homens. As Figuras 44 e 45 apresentam graficamente as temperaturas das ROIs por gênero.

Figura 44 – Gráfico das temperaturas médias por gênero da vista anterior.



Fonte – Autoria própria.

Figura 45 – Gráfico das temperaturas médias por gênero da vista posterior.



Fonte – Autoria própria.

Tabela 4 – Temperaturas médias (°C) e desvios-padrão das ROIs considerando a diferença de gênero da vista anterior.

ROIs		Homens		Mulheres		ΔT_{HxM}	p-valor
		Média	DP	Média	DP		
A	Mão direita	30,5	4,5	28,5	4,6	2,0	0,3237
	Mão esquerda	30,3	4,4	28,2	4,8	2,1	0,2448
B	Mão direita	30,2	4,8	28,1	5,1	2,1	0,2746
	Mão esquerda	30,0	4,7	28,0	5,2	2,1	0,4383
C	Mão direita	30,1	4,9	27,9	5,1	2,2	0,2596
	Mão esquerda	30,0	4,8	27,7	5,1	2,3	0,2311
D	Mão direita	30,0	4,9	27,8	5,3	2,2	0,2816
	Mão esquerda	30,0	4,9	27,8	5,2	2,3	0,2744
E	Mão direita	30,2	4,9	27,8	5,2	2,4	0,2597
	Mão esquerda	30,2	4,9	27,8	5,1	2,4	0,1805
F	Mão direita	31,8	2,7	30,3	3,3	1,4	0,3237
	Mão esquerda	31,7	2,8	30,2	3,3	1,4	0,3786
G	Mão direita	32,0	2,6	30,5	3,0	1,5	0,1806
	Mão esquerda	31,9	2,7	30,4	3,1	1,5	0,2047
H	Mão direita	32,0	2,7	30,5	3,2	1,5	0,2597
	Mão esquerda	31,9	2,8	30,5	3,3	1,4	0,3593
I	Mão direita	31,7	2,9	30,2	3,4	1,5	0,2746
	Mão esquerda	31,8	3,1	30,3	3,4	1,5	0,3239
J	Mão direita	32,1	2,6	30,9	2,8	1,1	0,4177
	Mão esquerda	31,8	2,7	30,9	2,7	1,0	0,5032
L	Mão direita	33,0	2,0	32,1	2,2	0,9	0,3593
	Mão esquerda	32,9	2,2	31,9	2,2	1,0	0,245
M	Mão direita	32,2	1,8	31,4	2,0	0,8	0,2743
	Mão esquerda	32,1	2,0	31,2	2,0	0,8	0,4177
N	Mão direita	32,8	1,1	31,8	1,4	1,0	0,1485
	Mão esquerda	32,7	1,2	31,7	1,5	1,0	0,105

Fonte – Autoria própria.

Tabela 5 – Temperaturas médias (°C) e desvios-padrão das ROIs considerando a diferença de gênero da vista posterior.

ROIs		Homens		Mulheres		ΔT_{HxM}	p-valor
		Média	DP	Média	DP		
O	Mão direita	31,8	1,7	30,5	2,0	1,3	0,0724
	Mão esquerda	31,6	1,9	30,2	2,0	1,4	0,0619
P	Mão direita	32,0	1,2	31,1	1,7	1,0	0,1586
	Mão esquerda	31,8	1,2	30,6	1,6	1,2	0,0714
Q	Mão direita	32,0	1,2	30,8	2,0	1,2	0,1205
	Mão esquerda	31,8	1,5	30,5	1,9	1,3	0,0568
R	Mão direita	32,0	1,2	31,1	1,7	1,0	0,1922
	Mão esquerda	31,7	1,3	30,8	1,7	1,0	0,2172
S	Mão direita	31,8	1,2	30,8	1,7	1,1	0,1126
	Mão esquerda	31,6	1,2	30,6	1,6	1,0	0,1693

Fonte – Autoria própria.

Esta diferença de temperatura entre homens e mulheres se deve à existência de uma massa muscular esquelética significativamente maior nos homens e menor porcentagem de gordura corporal nas mulheres (CHUDECKA; LUBKOWSKA, 2015, p. 86). Essa diferença de temperatura entre os gêneros também ocorre porque as mulheres perdem menos calor por unidade de área de superfície corporal (HADDAD, 2014, p. 67). Ainda, talvez um menor volume de sangue nas mulheres em relação aos homens possa limitar a troca de calor com o ambiente (KACIUBA-USCILKO; GRUCZA, 2001, p. 534).

A identificação dos padrões normais de distribuição de calor permite métodos alternativos de quantificação com base no padrão de distribuição de calor (SALISBURY *et al.*, 1983, p. 498). Dessa forma, os perfis térmicos são cruciais para evitar interpretações erradas dos termogramas, embora seja necessário aprofundar a caracterização desses perfis (MARINS *et al.*, 2015, p. 814).

CAPÍTULO VII

7 CONCLUSÕES FINAIS

Diante do problema exposto, da metodologia aplicada, dos resultados obtidos e das discussões efetuadas é possível concluir que a medição da temperatura superficial da pele da região das mãos utilizando a técnica da termografia mostrou-se viável e reproduzível.

A divisão da mão anterior e posterior em zonas, facilitou o processo de localização das regiões com maior probabilidade de surgimento de LER/DORT. A delimitação de tais regiões de interesse, otimizou o trabalho de análise dos termogramas e discussão dos resultados. Ao considerar as variáveis inerentes ao processo da termografia, foi possível obter imagens térmicas padronizadas e confiáveis.

Existe um estado marcante de equilíbrio térmico para ROIs contralaterais. Foi encontrado o valor de até 0,4 °C como um limite normal para $\Delta T_{\text{média}}$ contralateral nas mãos. O membro dominante possui maior temperatura média em relação ao seu correspondente lateral. O gênero não é um fator determinante para avaliação dos padrões térmicos das mãos. Regiões anatômicas diferentes forneceram perfis térmicos particulares, fazendo tabelas de referência específicas necessárias para estabelecer as condições normais para cada segmento corporal.

7.1 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

E como o trabalho não se encerra neste, recomenda-se os seguintes estudos, a saber:

- Avaliação da termografia como ferramenta de apoio no diagnóstico de LER/DORT na região das mãos com uma amostra mais expressiva que contenha portadores dos distúrbios musculoesqueléticos apresentados, utilizando a bancada de testes desenvolvida e a metodologia empregada;
- Aperfeiçoamento da bancada de testes para outros segmentos corporais;
- Investigação da influência do isolamento da área de interesse na qualidade dos termogramas;
- Investigação de perfis térmicos em regiões anatômicas específicas.

REFERÊNCIAS

Associação Brasileira de Normas Técnicas. **NBR 16292**: Medição e compensação da temperatura aparente refletida utilizando câmeras termográficas. Rio de Janeiro, 2014. 5 p.

ÁIRES JÚNIOR, F. A. F. **Desenvolvimento de metodologia de exame complementar para dores orofaciais musculares por meio da termografia**. 95 p. Universidade Federal de Campina Grande.

AMERICAN ACADEMY OF THERMOLOGY. *Guidelines for neuro-musculoskeletal thermography and infrared sympathetic skin response (SSR) studies*. Disponível em: <<http://aathermology.org/organization/guidelines/guidelines-for-neuro-musculoskeletal-thermography/>>. Acesso em: 28 dez. 2016.

ARENS, E. A.; ZHANG, H. *The skin's role in human thermoregulation and comfort*. In: PAN, N.; GIBSON, P. *Thermal and Moisture Transport in Fibrous Materials*. Cambridge: CRC Press, 2006. p. 560–602. DOI: 10.1533/9781845692261.3.560.

ATMACA, I.; YIGIT, A. *Predicting the effect of relative humidity on skin temperature and skin wettedness*. *Journal of Thermal Biology*, v. 31, n. 5, p. 442–452, 2006. DOI: 10.1016/j.jtherbio.2006.03.003.

BANDEIRA, F. *et al.* Pode a Termografia Auxiliar No Diagnóstico De Lesões Musculares Em Atletas De Futebol ? *Rev Bras Med Esporte*, v. 18, n. 4, p. 246–251, 2012. DOI: 10.1590/S1517-86922012000400006.

BANDEIRA, F. **A termografia no apoio ao diagnóstico de lesão muscular no esporte**. 2013. 104 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica) - Universidade Tecnológica do Paraná, Curitiba, 2013.

BARBE, M. F.; BARR, A. E. *Inflammation and the pathophysiology of work-related musculoskeletal disorders*. *Brain, Behavior, and Immunity*, v. 20, n. 5, p. 423–429, set. 2006. DOI: 10.1016/j.bbi.2006.03.001.

BARR, A. E.; BARBE, M. F.; CLARK, B. D. *Work-related musculoskeletal disorders of the hand and wrist: epidemiology, pathophysiology, and sensorimotor changes*. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*, v. 34, n. 10, p. 610–627, 2004. DOI: 10.2519/jospt.2004.1399.

BECHARA, G. H.; SZABÓ, M. P. J. **Processo inflamatório**. Jaboticabal, SPUNESP - Faculdade de Ciências Agrárias e Veterinárias, 2006. Disponível em: <<http://www.fcav.unesp.br/Home/departamentos/patologia/GERVASIOHENRIQUEBECHA>>

RA/inflam_aspectosvasculares2006.pdf> Acesso em: 10 nov. 2016.

BERNARD, B. P. *Musculoskeletal Disorders (MSDs) and Workplace Factors*. Cincinnati: NIOSH, 1997. Disponível em: < <http://www.cdc.gov/niosh/docs/97-141/pdfs/97-141.pdf>> Acesso em: 03 out. 2016.

BOLZAN, C. A. M. **Análise da temperatura cutânea durante teste incremental de esforço em nadadores**. 2014. 86 f. Dissertação (Mestrado em em Educação Física) - Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, 2014.

BRASILEIRO FILHO, G. (Org.). **Bogliolo patologia**. 7. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2006. ISBN: 85-277-1222-9.

BRIOSCHI, M. L.; YENG, L. T.; TEIXEIRA, M. J. Indicações da termografia infravermelha no estudo da dor. **DOR é coisa séria**. v. 5, n. 1, p. 8-14, jan. 2009.

BRIOSCHI, M. L. **Metodologia de normalização de análise do campo de temperaturas em imagem infravermelha humana**. 2011. 115 f. Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica) - Universidade Federal do Paraná, Curitiba, 2011.

CAMPBELL, I. *Body temperature and its regulation*. **Anaesthesia & Intensive Care Medicine**, v. 12, n. 6, p. 240–244, 2011. DOI: 10.1016/j.mpaic.2011.03.002.

CARAMALHO, A. **25 anos em termografia**. 1. ed. Portugal: Bubok, 2012. ISBN: 9789899779204.

CARUSO, F.; OGURI, V. **Física moderna: origens clássicas e fundamentos quânticos**. 1. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2007. ISBN: 85-352-1878-5.

ÇENGEL, Y. A.; GHAJAR, A. J. **HEAT AND MASS TRANSFER: FUNDAMENTALS & APPLICATIONS**. 5. ed. New York: McGraw-Hill Education, 2015. ISBN: 9780073398181.

CHAVES, M. E. A. *et al.* *Evaluation of healing of pressure ulcers through thermography: A preliminary study*. **Revista Brasileira de Engenharia Biomedica**, v. 31, n. 1, p. 3–9, 2015. DOI: 10.1590/2446-4740.0571.

CHRZANOWSKI, K. **Non-contact thermometry: measurement errors**. Warsaw: Polish Chapter of SPIE, 2001. ISBN: 83-904273-5-5.

CHUDECKA, M.; LUBKOWSKA, A. *Thermal maps of young women and men*. **Infrared Physics & Technology**, v. 69, p. 81–87, 2015.

ĆURKOVIĆ, S. *et al.* *Medical thermography (digital infrared thermal imaging - DITI) in paediatric forearm fractures - A pilot study.* **Injury**, p. 36–39, 2015.

DA SILVA, F. C. **Estudo termográfico de auxílio ao diagnóstico de falhas mecânicas em pistas de rolamento:** o caso dos rolamentos rígidos de uma carreira de esferas sem blindagem. 2016. 114 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) - Universidade Federal de Campina Grande, 2016.

DA SILVA JÚNIOR, J. J. **Análise de óleos lubrificantes sob a ótica da termografia em ensaios de atrito cisalhante.** 2017. 173 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) - Universidade Federal de Campina Grande, 2017.

DIBAI FILHO, A. V. *et al.* *Assessment of the Upper Trapezius Muscle Temperature in Women With and Without Neck Pain.* **Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics**, v. 35, n. 5, p. 413–417, 2012. DOI: 10.1016/j.jmpt.2012.04.006.

DOVE, L. L. **How infrared grills work.** Disponível em: <<http://home.howstuffworks.com/infrared-grill1.htm>>. Acesso em: 30 mar. 2017.

EU-OSHA. **Introduction to work-related musculoskeletal disorders**, 2007. Disponível em: <https://webcache.googleusercontent.com/search?q=cache:4tnG_iXSfGcJ:https://osha.europa.eu/sites/default/files/publications/documents/en/publications/factsheets/71/Factsheet_71_-_Introduction_to_work-related_musculoskeletal_disorders.pdf+&cd=1&hl=pt-BR&ct=>> Acesso em: 03 out. 2016.

EUROPEAN COMMISSION. **Musculoskeletal problems and functional limitation.** Oslo, 2013. Disponível em: <https://ec.europa.eu/health/ph_projects/2000/monitoring/fp_monitoring_2000_frep_01_en.pdf>. Acesso em: 05 out. 2016.

FAYE, E.; DANGLES, O.; PINCEBOURDE, S. *Distance makes the difference in thermography for ecological studies.* **Journal of Thermal Biology**, v. 56, p. 1–9, 2016. DOI: 10.1016/j.jtherbio.2015.11.011.

FERNANDES, T. L.; PEDRINELLI, A.; HERNANDEZ, A. J. Lesão muscular: fisiopatologia, diagnóstico, tratamento e apresentação clínica. **Revista Brasileira de Ortopedia**, v. 46, n. 3, p. 247–255, 2011.

FERNÁNDEZ-CUEVAS, I. *et al.* *Classification of factors influencing the use of infrared thermography in humans: A review.* **Infrared Physics & Technology**, v. 71, p. 28–55, 2015. DOI: 10.1016/j.infrared.2015.02.007.

FLIR. **User's manual Flir T6xx series**, 2013. Disponível em:

<<https://www.instrumart.com/assets/FLIR-T620-T640-Manual.pdf>> Acesso em: 01 set. 2016.

FREIVALDS, A. *Biomechanics of the upper limbs: mechanics, modeling, and musculoskeletal injuries*. Boca Raton: CRC Press LLC, 2004. ISBN: 0748409262.

GARAGIOLA, U.; GIANI, E. *Use of Telethermography in the Management of Sports Injuries*. *Sports Medicine*, v. 10, n. 4, p. 267–272, 1990. DOI: 10.2165/00007256-199010040-00005.

GATT, A. *et al. Thermographic Patterns of the Upper and Lower Limbs: Baseline Data*. *International Journal of Vascular Medicine*, v. 2015, p. 1–9, 2015.

GOLD, J. E. *et al. Skin temperature and muscle blood volume changes in the hand after typing*. *International Journal of Industrial Ergonomics*, v. 40, n. 2, p. 161–164, 2010. DOI: 10.1016/j.ergon.2009.07.001.

HADDAD, D. S. **Estudo da distribuição térmica da superfície cutânea facial por meio de termografia infravermelha: termoanatomia da face**. 2014. 108 f. Tese (Doutorado em Odontologia) - Universidade de São Paulo, São Paulo, 2014.

HALL, J. E.; GUYTON, A. C. **Tratado de fisiologia médica**. 12. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2011. ISBN: 978-85-352-4980-4.

HARDY, J. D. *The radiation of heat from the human body: III. The Human Skin as a Black-Body Radiator*. *The Journal of clinical investigation*, v. 13, n. 4, p. 615–620, 1934. DOI: 10.1172/JCI100609.

HEALTH AND SAFETY EXECUTIVE. **Work-related musculoskeletal disorder (WRMSDS) statistics**. Great Britain, 2015. Disponível em: <<http://www.hse.gov.uk/statistics/causdis/musculoskeletal/msd.pdf>>. Acesso em: 24 ago. 2016.

HERNANDEZ-CONTRERAS, D. *et al. Narrative review: Diabetic foot and infrared thermography*. *Infrared Physics & Technology*, v. 78, p. 105–117, 2016.

HILDEBRANDT, C.; RASCHNER, C.; AMMER, K. *An overview of recent application of medical infrared thermography in sports medicine in Austria*. *Sensors*, v. 10, n. 5, p. 4700–4715, 2010.

HOLST, G. C. **Common sense approach to thermal imaging**. Winter Park: JCD Publishing, 2000. ISBN: 0-8 194-3722-0.

HOUDAS, Y.; RING, E. F. J. *Human body temperature*. Boston: Springer, 1982. ISBN: 978-1-4899-0347-1.

HOWELL, J. R.; MENGÜÇ, M. P.; SIEGEL, R. *Thermal radiation heat transfer*. 6. ed. Boca Raton, FL: Taylor & Francis Group, 2016. ISBN: 978-1-4987-5774-4.

International Association of Athletics Federations. *IAAF medical manual*. IAAF, 2012. Disponível em: <[http://richwoodstrack.com/physiology/Medical Manual IAAF 2012.pdf](http://richwoodstrack.com/physiology/Medical%20Manual%20IAAF%202012.pdf)>. Acesso em: 03 out. 2016.

Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE). **Pesquisa Nacional de Saúde 2013**. Rio de Janeiro, 2014. Disponível em: <<ftp://ftp.ibge.gov.br/PNS/2013/pns2013.pdf>>. Acesso em: 30 set. 2016.

IGNATOV, I.; MOSIN, O.; STOYANOV, C. *Fields in Electromagnetic Spectrum Emitted from Human Body. Applications in Medicine*. *Journal of Health*, v. 7, p. 1–23, 2014.

IIDA, I. **Ergonomia projeto e produção**. 2ed. ed. São Paulo: EDITORA EDGARD BLÜCHER, 2005.

INCROPERA, F. P. *et al. Fundamentals of heat and mass transfer*. 7. ed. Jefferson City: John Wiley & Sons, Inc, 2011. ISBN: 9780470501979.

INTERNACIONAL ACADEMY OF CLINICAL THERMOLOGY. *Thermology guidelines, standards and protocols in clinical thermography imaging*. Disponível em: <<http://www.iact-org.org/professionals/thermog-guidelines.html>>. Acesso em: 13 out. 2016.

JJI, L. M. *Heat conduction*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2009. ISBN: 978-3-642-01266-2.

KACIUBA-USCILKO, H.; GRUCZA, R. *Gender differences in thermoregulation*. *Current opinion in clinical nutrition and metabolic care*, v. 4, n. 6, p. 533–6, nov. 2001.

KIERSZENBAUM, A. L.; TRES, L. L. *Histology and cell biology*. 4th. ed. Philadelphia: Elsevier Inc., 2016. ISBN: 9780323313308.

KLEINERT, H. E.; VERDAN, C. *Report of the Committee on Tendon Injuries (International Federation of Societies for Surgery of the Hand)*. *The Journal of Hand Surgery*, v. 8, n. 5, p. 794–798, 1983.

KOLOSOVAS-MACHUCA, E. S.; GONZÁLEZ, F. J. *Distribution of skin temperature in*

Mexican children. Skin Research and Technology, v. 17, n. 3, p. 326–331, 2011.

KROEMER, K. H. E.; GRANDJEAN, E. **Manual de ergonomia**: adaptando o trabalho ao homem. 5. ed. Porto Alegre: Bookman, 2005. ISBN: 978-85-363-0437-3

LAHIRI, B. B. *et al.* *Medical applications of infrared thermography: a review. Infrared Physics and Technology*, v. 55, n. 4, p. 221–235, 2012. DOI: 10.1016/j.infrared.2012.03.007.

LAST, J. M. *A dictionary of public health*. Oxford University Press, 2007. Disponível em: <<http://www.oxfordreference.com/view/10.1093/acref/9780195160901.001.0001/acref-9780195160901>>. Acesso em: 05 out. 2016.

LEE, J.; CHO, S. *Comparison of Work-Related Musculoskeletal Disorders between Sedentary Work and Standing Work in Korea. International Journal of u- and e- Service, Science and Technology*, v. 8, n. 10, p. 267–274, 2015. DOI: 10.14257/ijunesst.2015.8.10.26.

LELES, A. C. Q. **Desenvolvimento de procedimento e análise de imagens térmicas para a identificação do câncer de mama**. 2015. 84 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) - Universidade Federal de Uberlândia, 2015.

LEVINSON, W. **Microbiologia médica e imunologia**. 10. ed. Porto Alegre: AMGH, 2011. ISBN: 978-85-63308-72-6.

LOURINHO, M. G. *et al.* Riscos de lesão musculoesquelética em diferentes setores de uma empresa calçadista. **Fisioterapia e Pesquisa**, v. 18, n. 3, p. 252–257, set. 2011. DOI: 10.1590/S1809-29502011000300009.

LUDWIG, N. *et al.* *Skin temperature evaluation by infrared thermography: Comparison of image analysis methods. Infrared Physics & Technology*, v. 62, p. 1–6, 2014.

MAGAS, V. **Avaliação da termografia no diagnóstico de LER/DORT nas articulações do punho, carpo e metacarpo**. 2012. 109 f. Dissertação (Mestrado em Tecnologia em Saúde) - Pontifícia Universidade Católica do Paraná, Curitiba, 2012.

MARINS, J. C. B. *et al.* *Thermal body patterns for healthy Brazilian adults (male and female). Journal of Thermal Biology*, v. 42, p. 1–8, maio 2014a. DOI: 10.1016/j.jtherbio.2014.02.020.

MARINS, J. C. B. *et al.* *Time required to stabilize thermographic images at rest. Infrared Physics & Technology*, v. 65, p. 30–35, jul. 2014b. DOI: 10.1016/j.jtherbio.2014.02.020.

MARINS, J. C. B. *et al.* *Applications of Infrared Thermography in Sports a Review*. *Revista Internacional De Medicina Y Ciencias De La Actividad Fisica Y Del Deporte*, v. 15, n. 60, p. 805–824, 2015.

MCARDLE, W. **Fisiologia do exercício**. 5. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2001.

MCGEE, R.; BEVAN, S.; QUADRELLO, T. *Fit for work? Musculoskeletal disorders and the canadian labour market* the work foundation. [s.l: s.n.]. Disponível em: <http://www.conferenceboard.ca/Libraries/NETWORK_PUBLIC/CCDPM_report2_jul2011.sflb>. Acesso em: 30 set. 2016.

MENDMESHOP. *Shin splints*. Disponível em: <<http://www.mendmeshop.com/muscle/shin-splints.php>>. Acesso em: 31 mar. 2017.

MINISTÉRIO DA SAÚDE. **Ministério da Saúde LER/Dort dilemas, polêmicas e dúvidas**. Brasília, 2001. Disponível em: <bvssp.icict.fiocruz.br/lildbi/docsonline/get.php?id=091>. Acesso em: 24 ago. 2016.

MINISTÉRIO DA SAÚDE. **Dor relacionada ao trabalho**. Brasília, 2012. Disponível em: <http://bvssms.saude.gov.br/bvs/publicacoes/dor_relacionada_trabalho_ler_dort.pdf> Acesso em: 26 ago. 2016.

MINKINA, W.; DUDZIK, S. *Infrared thermography*. Chichester, UK: John Wiley & Sons, Ltd, 2009. ISBN: 9780470682234.

MODEST, M. F. *Radiative heat transfer*. 3. ed. New York: Elsevier, 2013. ISBN: 978-0-12-386944-9.

MOHRMAN, D.; HELLER, L. *Cardiovascular physiology*. 8. ed. New York: McGraw-Hill Education, 2014. ISBN: 9780071793124.

MOLLMANN, K.; VOLLMER, M. *Infrared thermal imaging: fundamentals, research and applications*. Weinheim: WILEY-VCH Verlag GmbH & Co. KGaA, 2010. ISBN: 978-3-527-40717-0.

MORAIS, K. C. C. *et al.* **Desenvolvimento de metodologia baseada na imagem infravermelha para triagem de lesão de mama**. 2015. 106 f. Tese (Doutorado em Engenharia e Ciência dos Materiais) - Universidade Federal do Paraná, Curitiba, 2015.

MORRIS, A. S.; LANGARI, R. *Temperature Measurement*. In: *Measurement and Instrumentation*. 2. ed. Amsterdam: Elsevier, 2016. p. 407–461. DOI: 10.1016/B978-0-12-800884-3.00014-9.

MUSTARD, C. A. *et al.* Time trends in musculoskeletal disorders attributed to work exposures in Ontario using three independent data sources, 2004-2011. **Occupational and environmental medicine**, v. 72, n. 4, p. 1–7, 2015. DOI: 10.1136/oemed-2014-102442.

National Institute for Occupational Safety and Health. **How to prevent musculoskeletal disorders**. Pub No. 2010–120, 2012. Disponível em: <<https://www.cdc.gov/niosh/docs/2012-120/pdfs/2012-120.pdf>>. Acesso em: 03 out. 2016.

NIU, H. Thermal Symmetry of Skin Temperature: Normative Data of Normal Subjects in Taiwan. **Chinese Medical Journal**, v. 64, n. March, p. 459–467, 2001.

ORGANIZAÇÃO MUNDIAL DO TRABALHO. **A prevenção das doenças profissionais**. Disponível em: <http://www.ilo.org/public/portugue/region/eurpro/lisbon/pdf/safeday2013_relatorio.pdf>. Acesso em: 26 ago. 2016.

OTSUKA, K.; TOGAWA, T. Hippocratic thermography. **Physiol. Meas.**, v. 18, p. 227–232, 1997. DOI: 10.1088/0967-3334/18/3/007.

PERIN, A. L. **Desenvolvimento de um equipamento para medição de emissividade**. 2009. 115 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2009.

PICOLOTO, D.; SILVEIRA, E. DA. Prevalência de sintomas osteomusculares e fatores associados em trabalhadores de uma indústria metalúrgica de Canoas - RS. **Ciência & Saúde Coletiva**, v. 13, n. 2, p. 507–516, 2008. DOI: 10.1590/S1413-81232008000200026.

PRIEGO QUESADA, J. I. *et al.* Relationship between skin temperature and muscle activation during incremental cycle exercise. **Journal of Thermal Biology**, v. 48, p. 28–35, 2015.

PUNNETT, L.; WEGMAN, D. H. Work-related musculoskeletal disorders: the epidemiologic evidence and the debate. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 14, n. 1, p. 13–23, 2004. DOI: 10.1016/j.jelekin.2003.09.015.

PUTZ, R.; PABST, R. (EDS.). **Sobotta**: atlas de anatomia humana. 21. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000.

QUINTANA, M. S. *et al.* Protocol for thermographic assessment in humans. In: **Pre-Congress XIII EAT Congress**. Madri: Universidade Politécnica de Madri, 2015.

RADWAN, A.; EMAM, M.; AHMED, M. Comparative Study of Active and Passive Cooling Techniques for Concentrated Photovoltaic Systems. In: **DINCER, I.; COLPAN, C. O.**;

KIZILKAN, O. (Eds.). . *Exergetic, Energetic and Environmental Dimensions*. 1. ed. San Diego: Elsevier Science Publishing Co Inc, 2017. p. 475–505.

RAJMANOVA, P.; NUDZIKOVA, P.; VALA, D. *Application and Technology of Thermal Imagine Camera in Medicine*. *IFAC-PapersOnLine*. v. 48, n. 4, p. 492-497, 2015. DOI: 10.1016/j.ifacol.2015.07.083.

RING, E. F. J.; AMMER, K. *Infrared thermal imaging in medicine*. *Physiological Measurement*, v. 33, n. 3, p. R33–R46, 1 mar. 2012. DOI: 10.1088/0967-3334/33/3/R33.

RÍOS, M. M. et al. *Termografía Infrarroja Y El Estudio De Riesgos De Lesiones Músculo Esqueléticas*. *Ingeniería Industrial*, v. 10, n. 1, p. 55–67, 2011. ISSN-e: 0718-8307.

ROGALSKI, A. *History of infrared detectors*. *Opto-Electronics Review*, v. 20, n. 3, p. 279–308, 1 jan. 2012. DOI: 10.2478/s11772-012-0037-7.

ROMAN-LIU, D.; BUGAJSKA, J.; TOKARSKI, T. *Comparative Study of Upper Limb Load Assessment and Occurrence of Musculoskeletal Disorders at Repetitive Task Workstations*. *Industrial health*, v. 52, p. 461–470, 2014. DOI: 10.2486/indhealth.2013-0232.

ROQUELAURE, Y. *Promoting a shared representation of workers' activities to improve integrated prevention of work-related musculoskeletal disorders*. *Safety and Health at Work*, v. 7, n. 2, p. 171–174, 2016. DOI: 10.1016/j.shaw.2016.02.001.

SAFE WORK AUSTRALIA. *Occupational disease indicators*. Canberra, 2014. Disponível em: <<http://www.safeworkaustralia.gov.au/sites/SWA/about/Publications/Documents/867/Occupational-Disease-Indicators-2014.pdf>>. Acesso em: 30 set. 2016.

SAFE WORK AUSTRALIA. *Key work health and safety statistics, Australia, 2015*. Canberra, 2015. Disponível em: <<http://www.safeworkaustralia.gov.au/sites/SWA/about/Publications/Documents/910/key-whs-stat-2015.pdf>>. Acesso em: 26 set. 2016.

SALISBURY, R. S. et al. *Heat distribution over normal and abnormal joints: thermal pattern and quantification*. *Annals of the rheumatic diseases*, v. 42, n. 5, p. 494–499, 1983.

SCHNEIDER, E.; IRASTORZA, X. *Work-related musculoskeletal disorders in the EU — Facts and figures*. Luxembourg: Publications Office of the European Union, 2010. Disponível em: <<https://osha.europa.eu/en/tools-and-publications/publications/reports/TERO09009ENC>>. Acesso em: 26 ago. 2016.

SCOTT, A.; BACKMAN, L. J.; SPEED, C. *Tendinopathy: update on pathophysiology*.

Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy, v. 45, n. 11, p. 833–841, 2015. DOI: 10.2519/jospt.2015.5884.

DA SILVA, T. C. **Concepção, construção e teste de um aparato experimental para medição de emissividade de ligas com memória de forma**. 2014. 102 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) - Universidade de Brasília, 2014.

SOUZA, G. A. G. R. DE. **Análise e triagem de tumor benigno de mamas a partir de imagem infravermelha**. 2014. 84 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) - Universidade Federal do Paraná, Curitiba, 2014.

STACK, T.; OSTROM, L. T.; WILHELMSSEN, C. A. *Work-related musculoskeletal disorders*. In: **Occupational ergonomics**. 1. ed. Hoboken, NJ, USA: John Wiley & Sons, Inc, 2016. p. 283–326. DOI: 10.1002/9781118814239.ch13.

STANDRING, S. (Org.). **Gray's anatomy: the anatomical basis of clinical practice**. 41. ed. London: Elsevier, 2016. ISBN: 978-0-7020-5230-9.

STEKETEE, J. *Spectral emissivity of skin and pericardium*. **Physics in Medicine and Biology**, v. 18, n. 5, p. 686–694, 1 set. 1973. DOI: 10.1088/0031-9155/18/5/307.

SUMMERS, K.; JINNETT, K.; BEVAN, S. **Musculoskeletal disorders, workforce health and productivity in the United States**. 2015. Disponível em: <http://www.theworkfoundation.com/wp-content/uploads/2016/11/385_White-paper-Musculoskeletal-disorders-workforce-health-and-productivity-in-the-USA-final.pdf>. Acesso em: 26 set. 2016.

TANDA, G. *Skin temperature measurements by infrared thermography during running exercise*. **Experimental Thermal and Fluid Science**, v. 71, p. 103–113, fev. 2016. DOI: 10.1016/j.expthermflusci.2015.10.006.

TATTERSALL, G. J. *Infrared thermography: A non-invasive window into thermal physiology*. **Comparative Biochemistry and Physiology Part A: Molecular & Integrative Physiology**, v. 202, n. Part A, p. 78–98, dez. 2016. DOI: 10.1016/j.cbpa.2016.02.022.

TAWIAH, A.; OPPONG-YEBOAH, B.; BELLO, A. *Work-related musculoskeletal disorders among workers at gold mine industry in Ghana: prevalence and patterns of occurrence*. **British Journal of Medicine and Medical Research**, v. 9, n. 8, p. 1–9, 2015. DOI: 10.9734/BJMMR/2015/18747.

TEIXEIRA, M. J. *et al.* Fisiopatologia da dor músculo-esquelética. **Revista de Medicina**, v. 80, n. ed. esp. pt.1, p. 63–77, 2001.

TUBIANA, R.; BEVERIDGE, J. *Flexor tendon injuries of the hand*. **Current Orthopaedics**, v. 1, n. 1, p. 91–99, set. 1986.

UEMATSU, S. *et al.* *Quantification of thermal asymmetry*. **Journal of Neurosurgery**, v. 69, n. 4, p. 556–561, 1988.

VARDASCA, R. *et al.* *Thermal symmetry on extremities of normal subjects*. **Proceedings of the 1st Research Student Workshop of the Faculty of Advanced Technology**, p. 19–24, 2007.

VIEIRA, E. R. *et al.* *Symptoms and risks for musculoskeletal disorders among male and female footwear industry workers*. **International Journal of Industrial Ergonomics**, v. 48, p. 110–116, jul. 2015. DOI: 10.1016/j.ergon.2015.05.001.

WANG, L.; ZHAO, C. **Hyperspectral image processing**. Berlin: Springer, 2016. ISBN: 978-3-662-47455-6.

WANYONYI, N. E. N.; FRANTZ, J. *Prevalence of work-related musculoskeletal disorders in Africa: a systematic review*. **Physiotherapy**, v. 101, n. Supplement 1, p. e1604–e1605, 2015. DOI: 10.1016/j.physio.2015.03.1616.

ZAPROUDINA, N. *et al.* *Reproducibility of infrared thermography measurements in healthy individuals*. **Physiological Measurement**, v. 29, n. 4, p. 515–524, 2008.

APÊNDICE A

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

ESTUDO: “ESTUDO DO MAPEAMENTO TÉRMICO DAS MÃOS PARA O AUXÍLIO AO DIAGNÓSTICO DA LER”.

Você está sendo convidado (a) a participar do projeto de pesquisa acima citado. O documento abaixo contém todas as informações necessárias sobre a pesquisa que estamos fazendo. Sua colaboração neste estudo será de muita importância para nós, mas se desistir a qualquer momento, isso não causará nenhum prejuízo a você.

Eu, _____, profissão _____, residente e domiciliado na _____, portador da Cédula de identidade, RG _____ e inscrito no CPF _____ nascido(a) em ____ / ____ / _____, abaixo assinado(a), concordo de livre e espontânea vontade em participar como voluntário(a) do estudo “**ESTUDO DO MAPEAMENTO TÉRMICO DAS MÃOS PARA O AUXÍLIO AO DIAGNÓSTICO DA LER**”. Declaro que obtive todas as informações necessárias, bem como todos os eventuais esclarecimentos quanto às dúvidas por mim apresentadas.

Estou ciente que:

- I) O estudo se faz necessário para que se possa validar a termografia como método auxiliar no diagnóstico das lesões por esforço repetitivo (ex.: tendinite, síndrome do túnel de carpo). Dessa forma, o objetivo principal desta pesquisa é analisar a utilização da termografia como método de apoio ao diagnóstico de LER na região das mãos. Ressalta-se a facilidade da utilização e aplicação da termografia para o diagnóstico e monitoramento de LER, evitando o uso imediato de outros exames a exemplo daqueles que utilizam radiação ionizante;
- II) Embora o projeto utilize uma técnica que não apresente riscos de ordem física ou orgânica aos voluntários, existe a possibilidade de riscos de origem psicológica, intelectual ou/e emocional como, por exemplo, constrangimento pessoal ao responder o questionário a ser aplicado. Para evitar que isso ocorra, foram tomados os seguintes cuidados:
 - Foi-me requisitado ler e reler este documento com atenção;
 - Uma cópia deste documento e/ou do questionário me foi oferecida para levar para casa para pensar no assunto;
 - Após ler com calma, todas as possíveis dúvidas foram esclarecidas em conversa com a pesquisadora;
 - Somente assinei o TCLE, após ter certeza de que compreendi tudo e de que quero realmente participar, pois acredito nos benefícios da pesquisa.
- III) A participação neste projeto não tem objetivo de me submeter a um tratamento, bem como não me acarretará qualquer ônus pecuniário com relação aos procedimentos médico-clínico-terapêuticos efetuados com o estudo; será garantido a indenização diante de eventuais danos decorrentes da pesquisa;
- IV) Tenho a liberdade de desistir ou de interromper a colaboração neste estudo no momento em que desejar, sem necessidade de qualquer explicação;
- V) A desistência não causará nenhum prejuízo à minha saúde ou bem-estar físico. Não virá interferir no atendimento ou tratamento médico;
- VI) Os resultados obtidos durante este ensaio serão mantidos em sigilo, mas concordo que sejam divulgados em publicações científicas, desde que meus dados pessoais não sejam mencionados;

VII) Caso eu desejar, poderei pessoalmente tomar conhecimento dos resultados, ao final desta pesquisa. Estou ciente que receberei uma via deste termo de consentimento.

() Desejo conhecer os resultados desta pesquisa.

() Não desejo conhecer os resultados desta pesquisa.

IX) Caso me sinta prejudicado(a) por participar desta pesquisa, poderei recorrer ao Comitê de Ética em Pesquisas com Seres Humanos – CEP, do Hospital Universitário Alcides Carneiro - HUAC, situado a Rua: Dr. Carlos Chagas, s/ n, São José, CEP: 58401 – 490, Campina Grande-PB, Tel: 2101 – 5545, E-mail: cep@huac.ufcg.edu.br; Conselho Regional de Medicina da Paraíba e a Delegacia Regional de Campina Grande.

Campina Grande - PB, _____ de _____ de 2017.

.....
Assinatura do voluntário

Testemunha 1 : _____

Nome / RG / Telefone

Testemunha 2 : _____

Nome / RG / Telefone

Responsável pelo Projeto: _____

Jessica Ferreira da Silva

APÊNDICE B

UNIVERSIDADE FEDERAL DE CAMPINA GRANDE – UFCG
CENTRO DE CIÊNCIAS E TECNOLOGIA – CCT
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECÂNICA – PPGEM
LABORATÓRIO DE ERGONOMIA E SEGURANÇA DO TRABALHO – LEEST

REGISTRO DE EXAME TERMOGRÁFICO

Nº: _____

DATA DO EXAME: ___/___/___

HORÁRIO: _____

INFORMAÇÕES PESSOAIS

1. Nome: _____

2. Sexo: 1 - M 2 - F

3. Data de nascimento: ___/___/___

4. Peso: _____ 5. Altura: _____ 6. Destro Canhoto

7. Estado civil: _____ 8. Profissão: _____

9. Faixa de renda: A - até 1 salário B - de 1 a 3 salários

C - de 4 a 6 salários D - acima de 6 salários

INFORMAÇÕES CLÍNICAS

10. Apresenta quadro de dor na região das mãos durante:

A – Nenhuma dor B – Últimos 7 dias

C – Últimos 3 meses D – Último ano

11. Local da dor/desconforto:

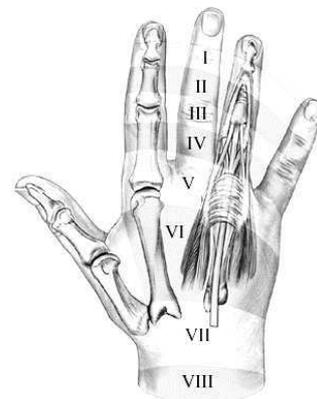
Circule o(s) número(s)

Mão direita

Mão esquerda

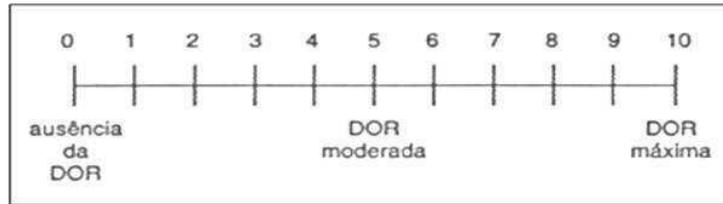


Vista Palmar



Vista Dorsal

12. Circule o número que corresponde a sua dor:



INFORMAÇÕES TERMOGRÁFICAS

13. Umidade: _____% 16. Temp. Ambiente: _____°C 17. Emissividade: _____

14. Temp. aparente refletida: 1 _____°C 2 _____°C 3 _____°C **MÉDIA** _____°C

APÊNDICE C

ORIENTAÇÕES AO VOLUNTÁRIO ANTES DO EXPERIMENTO

- ✓ Evitar a ingestão de café, chá ou bebidas alcoólicas nas 2 horas anteriores à avaliação;
- ✓ Evitar atividade física que possa afetar a temperatura corporal e o fluxo de sangue do nas mãos por pelo menos 1 hora antes do teste;
- ✓ Evitar massagem, acupuntura, fisioterapia, saunas, exposição prolongada ao sol ou unidades de estimulação muscular elétrica nas 6 horas anteriores;
- ✓ Não fumar nas 4 horas anteriores;
- ✓ Evitar colocar qualquer material na pele, como loções, desodorantes, talcos, analgésicos tópicos e outros, no dia do exame;
- ✓ Evitar a manipulação da região a ser examinada (esfregar as mãos, coçar, tocar em objetos quentes ou frios, usar luvas etc.) nos momentos antecedentes ao teste;
- ✓ Não utilizar anéis, correntes, pulseiras ou qualquer adorno na região das mãos durante o teste;
- ✓ Aconselha-se o uso de roupa confortável e cômoda, não apertada; evitar tecidos artificiais;
- ✓ Aconselha-se tomar banho na manhã do teste para garantir que a pele esteja o mais limpa possível. Evitar exposição da pele à água quente por pelo menos 2 horas antes do teste;
- ✓ Evitar refeições muito calóricas (gordurosas ou doces);
- ✓ Evitar alterações nos hábitos de sono e/ou refeição;
- ✓ Caso alguma das orientações acima não possa ser cumprida, deve ser comunicado à equipe antes do teste.