

**MINISTÉRIO DA DEFESA  
EXÉRCITO BRASILEIRO  
DEPARTAMENTO DE CIÊNCIA E TECNOLOGIA  
INSTITUTO MILITAR DE ENGENHARIA  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIA DOS MATERIAIS**

**MANUELA CUNHA BASTOS NETTO**

**CARACTERIZAÇÃO DA TEMPERATURA CORPORAL COM USO DA  
TERMOGRAFIA**

**RIO DE JANEIRO  
2022**

MANUELA CUNHA BASTOS NETTO

CARACTERIZAÇÃO DA TEMPERATURA CORPORAL COM USO DA  
TERMOGRAFIA

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em  
Ciência dos Materiais do Instituto Militar de Engenharia,  
como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre  
em Ciências em Ciência dos Materiais.

Orientador(es): Carlos Nelson Elias, D.C.  
Sílvio Castelo Branco De Luca, M.Sc.  
Guilherme Torelly, D.C.,M.Sc.

Rio de Janeiro

2022

©2022

INSTITUTO MILITAR DE ENGENHARIA

Praça General Tibúrcio, 80 – Praia Vermelha

Rio de Janeiro – RJ CEP: 22290-270

Este exemplar é de propriedade do Instituto Militar de Engenharia, que poderá incluí-lo em base de dados, armazenar em computador, microfilmear ou adotar qualquer forma de arquivamento.

É permitida a menção, reprodução parcial ou integral e a transmissão entre bibliotecas deste trabalho, sem modificação de seu texto, em qualquer meio que esteja ou venha a ser fixado, para pesquisa acadêmica, comentários e citações, desde que sem finalidade comercial e que seja feita a referência bibliográfica completa.

Os conceitos expressos neste trabalho são de responsabilidade do(s) autor(es) e do(s) orientador(es).

CUNHA BASTOS NETTO, MANUELA.

CARACTERIZAÇÃO DA TEMPERATURA CORPORAL COM USO DA TERMOGRAFIA / MANUELA CUNHA BASTOS NETTO. – Rio de Janeiro, 2022.

68 f.

Orientador(es): Carlos Nelson Elias, Sílvio Castelo Branco De Luca e Guilherme Torelly.

Dissertação (mestrado) – Instituto Militar de Engenharia, Ciência dos Materiais, 2022.

1. Termografia infravermelha. 2. periodontite. 3. gengivite. 4. saúde periodontal. i. Nelson Elias, Carlos (orient.) ii. Castelo Branco De Luca, Sílvio (orient.) iii. Torelly, Guilherme (orient.) iv. Título

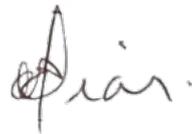
**MANUELA CUNHA BASTOS NETTO**

# **CARACTERIZAÇÃO DA TEMPERATURA CORPORAL COM USO DA TERMOGRAFIA**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Ciência dos Materiais do Instituto Militar de Engenharia, como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre em Ciências em Ciência dos Materiais.

Orientador(es): Carlos Nelson Elias, Sílvio Castelo Branco De Luca e Guilherme Torelly.

Aprovada em 16 de novembro de 2022, pela seguinte banca examinadora:



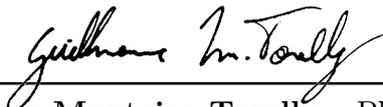
---

Prof. **Carlos Nelson Elias** - D.C. do IME - Presidente

Assinado de forma digital por  
SILVIO CASTELLO BRANCO DE  
LUCA:66708222787  
Dados: 2022.12.14 17:23:32  
-03'00'

---

Prof. **Sílvio Castelo Branco De Luca** M.Sc. da SLM



---

Prof. **Guilherme Monteiro Torelly** – Ph. D. da UNICAMP



---

Prof. **Alaelson Vieira Gomes** - D.C. do IME



---

Prof. **Marcos Leal Brioschi** – D. C. da UFPR



---

Prof. **Claudinei dos Santos** - Ph. D. da UERJ.

Rio de Janeiro

2022

*Este trabalho é dedicado às pessoas que  
dos bastidores incentivam, motivam e nos  
transformam na nossa melhor versão.*

## AGRADECIMENTOS

Os agradecimentos principais são direcionados à Silvio Castelo Branco De Luca, equipe da Clínica De Luca, Professor Elias, Guilherme Torelly e Giomar Oliveira que me incentivaram e deram suporte ao longo da jornada de desenvolvimento deste trabalho.

Agradecimentos especiais são direcionados ao Bruno Martins de Souza, Nathalia Rodrigues Habib, Adriana Marcela Lobato Rocha, Ana Karine Nattrodt, André Marques Aguiar, Francielly Soares, Thays Obando, Roberto Monteiro e todo grupo do Laboratório de Biomateriais que me ensinaram muito ao longo desses 2 anos. À minha família, Marília Salles da Cunha, Paulo Bastos Netto, Mariana Netto e Luciano Silvino, meu profundo agradecimento por terem me dado forças para não desistir.

*“Há duas formas para viver a sua vida. Uma é acreditar que não existe milagre. A outra é acreditar que todas as coisas são um milagre.”*

*(Albert Einstein)*

*Este é mais um milagre na minha vida.*

## RESUMO

O objetivo deste trabalho foi propor o emprego de uma metodologia com o uso da termografia infravermelha para o diagnóstico periodontal de gengivite e periodontite. Pacientes apresentando essas doenças na região anterior de maxila e mandíbula foram selecionados. Imagens termográficas foram obtidas com dois afastadores labiais distintos (polimérico – Optragate e metálico) em três angulações diferentes (frontal e laterais direita e esquerda a 45º) e analisadas com um software desenvolvido especificamente para este projeto, o “IR-Analysis”. Os resultados da análise estatística do experimento fatorial demonstraram diferença significativa entre as condições gengivais, com influência dos afastadores sobre as temperaturas em sítios com gengivite e periodontite, mas não em regiões saudáveis. O afastador metálico influenciou nas medidas das temperaturas nas diferentes condições gengivais. As angulações dos afastadores não influenciaram nos valores das temperaturas medidas. Com base nos resultados obtidos, foi possível concluir que o modelo proposto utilizando a termografia infravermelha é capaz de detectar diferenças térmicas entre gengivite, periodontite e saúde periodontal. Sugere-se o uso do afastador Optragate como afastador labial de escolha e angulações de até 45º para a obtenção das imagens. Para estabelecer o uso clínico desta tecnologia como diagnóstico periodontal auxiliar são necessários mais estudos.

**Palavras-chave:** Termografia infravermelha. periodontite. gengivite. saúde periodontal.

## ABSTRACT

The objective of this research was to propose a methodology of the use of infrared thermography for periodontal diagnostics of gingivitis and periodontitis. Patients presenting these diseases in the anterior region of the jaws were selected. Thermal images were obtained with two different lip retractors (polymer – Optragate and metallic) in three different angulations (frontal and bilaterally at 45º) and analyzed in a software especially created for this project, the “IR-Analysis”. The results from factorial statistical analysis demonstrate significant difference between different periodontal conditions in general, with thermal influence from the lip retractors over diseased regions but not in healthy sites. The metallic lip retractor presented influence in temperature of gingivitis and periodontitis, while Optragate didn't. Also, there wasn't any thermal influence from the different angulations. From these results it is possible to conclude that this model using infrared thermographic is capable to detect thermal differences between gingivitis, periodontitis and periodontal health. It is suggested the use of Optragate as the lip retractor of choice and angulations up to 45º for infrared images obtention, but further studies are necessary to establish this technology as a periodontal diagnostic assistant.

**Keywords:** Infrared thermography. periodontitis. gingivitis. periodontal health.

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Esquema da cascata de citocinas inflamatórias que ocorre na periodontite.	20
Figura 2 – Representação do primeiro sistema de termógrafo, criado em 1959 por Ashteimer e Wormser. . . . .	28
Figura 3 – Representação das unidades básicas dos termógrafos de 1 <sup>a</sup> geração. . .	29
Figura 4 – Imagem de uma câmera térmica de 3 <sup>a</sup> geração FLIR. . . . .	31
Figura 5 – Imagem da câmera térmica portátil de base acoplada à smartphone . .	32
Figura 6 – Linha do tempo com os principais acontecimentos na criação e desenvolvimento da tecnologia termográfica IV. . . . .	33
Figura 7 – Exemplo das regiões com periodontite e com gengivite. . . . .	46
Figura 8 – Posicionamento da dentista e da câmera durante a captação da imagem térmica infravermelha. . . . .	47
Figura 9 – Tela do software “IR-Analysis” . . . . .	50
Figura 10 – Comparação entre a radiação emitida por um corpo negro (vermelho) e corpo cinza (azul) . . . . .	59
Figura 11 – Gráfico comparando valores de emissividade de materiais condutores, não condutores e corpos negros . . . . .	60

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Dados das características das principais marcas de câmeras termográficas portáteis de 3 <sup>a</sup> geração. . . . .	32
Tabela 2 – Relação de alguns autores que publicaram sobre termografia em medicina, os respectivos anos dos estudos e áreas de aplicação. . . . .	36
Tabela 3 – Relação dos trabalhos publicados sobre uso da termografia aplicados em odontologia. . . . .	43
Tabela 4 – Sítios selecionados em maxila de acordo com a região periodontal, dentes correspondentes e diagnóstico (saúde periodontal – azul, gengivite – amarelo e periodontite – laranja). . . . .	45
Tabela 5 – Sítios selecionados em mandíbula de acordo com a região periodontal, dentes correspondentes e diagnóstico (saúde periodontal – azul e gengivite – amarelo). . . . .	46
Tabela 6 – Valores de $\Delta T$ separados nos 18 grupos de acordo com o fator (A - condição periodontal, B - angulação e C - afastador Optragate) e o nível (1 - gengivite, 2 - periodontite e 3 - saudável; 1 - frontal, 2 - lateral direita e 3 - lateral esquerda). . . . .	53
Tabela 7 – Valores de $\Delta T$ separados nos 18 grupos de acordo com o fator (A - condição periodontal, B - angulação e C - afastador metálico) e o nível (1 - gengivite, 2 - periodontite e 3 - saudável; 1 - frontal, 2 - lateral direita e 3 - lateral esquerda). . . . .	54
Tabela 8 – Média e desvio padrão de $\Delta T$ (°C) de acordo com a condição periodontal e afastador labial Optragate. . . . .	55
Tabela 9 – Média e desvio padrão de $\Delta T$ (°C) de acordo com a condição periodontal e afastador labial Metálico. . . . .	56

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

IV	Infravermelho
MEC	Matriz extracelular
TCL	Termografia por cristal líquido
TMO	Termografia por microondas
TIV	Termografia por infravermelho
InSb	Antimoneto de Índio
HgCdTe	Telureto de Mercúrio e Cádmió
QWIP	Foto detector infravermelho de poço quântico ou “quantum well infrared photodetector”
FDA	Administração Americana de Alimentos e Drogas ou “Food and Drugs Administration”
CAD	Diagnóstico assistido por computador
Nd:YAG	Neodímio: Ytrio, Arsênio e Gálio
CO <sub>2</sub>	Gás carbônico
DTM	Disfunção temporomandibular
LED	Diodo emissor de luz ou “Light Emitting Diode”
aPDT	Terapia antimicrobiana fotodinâmica
SEBS	Estireno-etileno-butileno-estireno
TCLE	Termo de compromisso livre e esclarecido

## LISTA DE SÍMBOLOS

$k$	Temperatura em Kelvin
$^{\circ}\text{C}$	Temperatura em grau Celsius
$\text{nm}$	Nanômetro
$\text{mm}$	Milímetro
$\alpha$	Absorbância
$\beta$	Refletividade
$\gamma$	Transmitância
$\epsilon$	Emissividade
$\lambda$	Comprimento de onda
$M$	Total de energia emitida por um objeto
$\sigma$	Constante de Stefan-Boltzmann ( $56,7 \times 10^{-9} \text{ W x m}^{-2} \text{ x K}^{-4}$ )
$T$	Temperatura absoluta em Kelvin do objeto
$\gamma_{atm}$	Transmitância da atmosfera
$\epsilon_{obj}$	Emissividade do objeto
$T_{atm}$	Temperatura da atmosfera
$T_{amb}$	Temperatura do ambiente
$\mu\text{m}$	Micrometro
$M_{medido}$	Total medido de energia emitida por um objeto
$T_{obsdapele}$	Temperatura observada da pele
$\Delta T$	Diferença entre temperatura corporal e temperatura média da região selecionada na matriz térmica 3x3
$\Delta T_{pele}$	Variação de temperatura da pele
$\Delta T_{corpo}$	Variação de temperatura do corpo
$\Delta T_{isolamento}$	Variação de temperatura devido ao isolamento

$\Delta T_{conveccao}$  Variação de temperatura oriundo de convecção

$\Delta T_{radiacao}$  Variação de temperatura devido à emissão de radiação

$\Delta T_{evaporacao}$  Variação de temperatura oriundo da evaporação

# SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO</b>	<b>15</b>
1.1	JUSTIFICATIVA	16
1.2	OBJETIVOS	17
1.2.1	OBJETIVOS ESPECÍFICOS	17
<b>2</b>	<b>REVISÃO DE LITERATURA</b>	<b>19</b>
2.1	TECIDOS MOLES PERIODONTAIS E SEUS POLÍMEROS	19
2.2	CONCEITOS DE TERMOGRAFIA	21
2.2.1	PRINCÍPIOS FÍSICOS	21
2.2.2	MEDIÇÃO TÉRMICA	22
2.3	MECANISMOS DE PERDA DE CALOR PELO CORPO	24
2.4	CRIAÇÃO E DESENVOLVIMENTO DA TECNOLOGIA TERMOGRÁFICA	26
2.5	GERAÇÕES DE SISTEMAS	27
2.6	DECLÍNIO DO INTERESSE EM PESQUISAS NA DÉCADA DE 1980	33
2.7	TECNOLOGIAS ATUAIS	34
2.8	APLICAÇÕES NA SAÚDE DA TERMOGRAFIA INFRAVERMELHA	35
2.8.1	MEDICINA	35
2.8.2	ODONTOLOGIA	36
<b>3</b>	<b>MATERIAIS E MÉTODOS</b>	<b>44</b>
3.1	MATERIAIS	44
3.2	METODOLOGIA	44
3.2.1	SELEÇÃO DOS PACIENTES	44
3.2.2	AQUISIÇÃO DE IMAGENS	46
3.2.3	ANÁLISE DE IMAGENS/ANÁLISE ESTATÍSTICA	48
<b>4</b>	<b>RESULTADOS</b>	<b>51</b>
<b>5</b>	<b>DISCUSSÃO</b>	<b>57</b>
<b>6</b>	<b>CONCLUSÃO</b>	<b>62</b>
	<b>REFERÊNCIAS</b>	<b>63</b>

# 1 INTRODUÇÃO

A possibilidade de diagnóstico de lesões e doenças inflamatórias ou infecciosas com o uso da termografia é baseada no registro da temperatura. Esta técnica é baseada na detecção de radiação infravermelha (IV) emitida pela superfície (JIANG et al., 2005). Geralmente, as inflamações orais geralmente apresentam variação da temperatura na região devido à alteração local na vascularização (JR.; KILLOY, 1992). No presente trabalho foram abordadas as doenças inflamatórias mais comuns do periodonto, conjunto de tecidos de suporte e proteção dos dentes na boca: gengivite e periodontite. A seguir, foram apresentados e analisados resultados de ensaios para determinar a temperatura de regiões orais com o uso da termografia.

A gengivite é uma inflamação reversível limitada à gengiva, sem perda de inserção ou óssea, que regride quando os fatores causais são removidos (MURAKAMI et al., 2018; TROMBELLI et al., 2018). A gengivite é caracterizada principalmente por edema, vermelhidão tecidual e sangramento após um estímulo e raramente apresenta sangramento espontâneo ou dor, o que dificulta o reconhecimento pelos pacientes (TROMBELLI et al., 2018) e a torna geralmente assintomática (FERREIRA et al., 2017). A gengivite também pode ocorrer no que é conhecido como periodonto reduzido, isto é, um tecido com sequelas de uma periodontite controlada, que não demonstra evolução de perda de inserção, somente os sinais clínicos de inflamação gengival (MURAKAMI et al., 2018). Já a periodontite é uma doença crônica inflamatória multifatorial associada à biofilmes bacterianos disbióticos (predominância de bactérias periodontopatogênicas) caracterizada pela destruição progressiva do aparato de suporte dentário (PAPAPANOU et al., 2018). Após controlada, pode apresentar uma ou mais sequelas, como a perda óssea, retrações gengivais, mobilidade e lesões de furca (perda óssea entre as raízes de dentes multirradiculares). Os sinais clínicos da periodontite incluem sangramento à sondagem e presença de bolsas periodontais, além dos mencionados para gengivite e nos estágios avançados podem levar à perda dentária (PAPAPANOU et al., 2018). Em pacientes com biótipo periodontal espesso ou fumantes, tais sinais podem ser mascarados ou passarem despercebidos aos olhos de profissionais menos experientes e/ou não especialistas em periodontia, contribuindo para o diagnóstico tardio da doença e dificultando o prognóstico.

As doenças periodontais apresentam um impacto negativo na qualidade de vida relacionada à saúde oral. Quanto mais severa a destruição dos tecidos do periodonto, pior o impacto local (dor nos casos agudos, limitações funcionais na mastigação, desconforto e incapacidade psicológica e física e redução na qualidade do sono) e geral, especialmente dos pacientes dos grupos de risco (doenças cardiovasculares, diabetes, doenças renais crônicas, fumantes, artrite reumatoide, entre outros) (PAPAPANOU et al., 2018). Por isso, embora

nem toda gengivite evolua para periodontite, toda periodontite se inicia como uma simples gengivite. Como atualmente, não é possível determinar quais sítios com inflamação gengival irão evoluir com perda de inserção, o tratamento da gengivite é estratégia primária na prevenção de periodontite, e secundária na recorrência da mesma (MURAKAMI et al., 2018; TROMBELLI et al., 2018).

As doenças periodontais apresentam prevalência de 20% a 50% na população mundial, tendo aumentado seu impacto global em 57,3% de 1990 para 2010 (NAZIR et al., 2020). Em 2010 a forma severa de periodontite afetava 10,8% da população mundial, isto é, 743 milhões de pessoas (PERES et al., 2019). Em 2016, a periodontite severa foi considerada a 11<sup>a</sup> condição de saúde mais prevalente em todo o mundo e há um aumento da prevalência com a idade (NAZIR et al., 2020). Levantamentos epidemiológicos oficiais realizados pelo Ministério da Saúde (MINISTÉRIO DA SAÚDE DO BRASIL, 2004; MINISTÉRIO DA SAÚDE DO BRASIL, 2011) demonstram aumento de 6,3% na prevalência de periodontite moderada a severa de 2003 para 2010 na população adulta brasileira com idade entre 35 e 44 anos (VETTORE; MARQUES; PERES, 2013).

De modo geral, a doença periodontal apresenta aumento da vascularização local (hiperemia) com vasodilatação do tecido conjuntivo gengival (LUSSI, 2003), e, em teoria, conseqüente aumento da temperatura na região. A exceção está nos casos de pacientes fumantes, devido a ação vasoconstritora da nicotina (LUSSI, 2003). Com base nessa premissa, hipotetiza-se que equipamentos capazes de detectar o calor emitido pelo tecido, possibilitem o diagnóstico de sítios periodontais inflamados (DORNBUSCH, 2013).

## 1.1 Justificativa

O rápido avanço da tecnologia nas últimas duas décadas permitiu a compactação e portabilidade de inúmeros dispositivos, e melhora de seus desempenhos. Na termografia não foi diferente. A criação de pequenas câmeras portáteis acopláveis à smartphones e com custo mais acessível comparado a outros modelos menos compactos permitiu a ampliação do uso dessa tecnologia em diversas áreas de aplicação com diferentes possibilidades de aplicação, incluindo a saúde.

A possibilidade de diagnosticar lesões orais e doenças periodontais com um equipamento compacto, sem efeito colateral para o paciente e que não exige contato com os tecidos orais foi a principal motivação da execução do presente trabalho. Especialmente considerando que o diagnóstico das doenças periodontais, tradicionalmente, é realizado através de exame periodontal com o uso de sondas periodontais manuais, introduzidas entre o dente e a gengiva do paciente, que pode ser desconfortável para os pacientes que possuem menor limiar de dor. Este método não se modificou tanto desde sua criação em 1959 (BURT, 2005; RAMFJORD, 1959; RAMFJORD, 1967), apesar de ter sido modernizado

com a criação de sondas eletrônicas na década de 1990 (ARMITAGE, 2003).

A segunda justificativa deste trabalho e que incentivou sua execução esta associada ao fato de que a sondagem periodontal tradicional não é um exame realizado rotineiramente por cirurgiões-dentistas clínicos ou de outras especialidades diferentes da periodontia, levando a muitos diagnósticos tardios. Isto dificulta o prognóstico e pode tornar o tratamento mais complexo e caro. Outros métodos têm sido relatados na literatura para o diagnóstico destas doenças: sonda ultrassonográfica, tomografia computadorizada cone-beam, tomografia óptica de coerência, espectroscopia óptica e análise proteômica (AGRAWAL; SANIKOP; PATIL, 2012). Com exceção da tomografia computadorizada cone-beam, que, apesar de ser amplamente utilizada clinicamente, possui a limitação do custo, os exames ainda estão em estudo por não apresentarem fácil utilização clínica.

Os impactos negativos físicos (bucais e sistêmicos) e na qualidade de vida de pacientes com diagnóstico tardio das lesões orais e doenças periodontais já foram investigados, como elucidado na introdução. A investigação de um método de amplo uso no diagnóstico precoce dessas patologias, com ênfase em periodontite, para minimizar tais impactos negativos, em especial nas comunidades carentes de áreas de difícil acesso do país, se tornou a principal justificativa deste estudo.

Assim, a busca por um exame que seja não invasivo, sem contato e sem efeito colateral torna promissora a investigação do uso da termografia no diagnóstico de lesões orais e, principalmente, doenças periodontais. Possibilitando ainda o mapeamento da distribuição das mesmas nas regiões de difícil acesso, o que poderia facilitar políticas públicas de saúde voltadas ao tratamento.

## 1.2 Objetivos

Propor uma metodologia para ser usada no diagnóstico periodontal com termografia infravermelha (IV).

### 1.2.1 Objetivos específicos

- Captar imagens termográficas IV de tecidos orais com sítios periodontais inflamados (gingivite e periodontite) e saudáveis;
- Elaborar um protocolo padronizado de aquisição de imagens térmicas intraorais;
- Avaliar a influência de afastadores labiais confeccionados com metais e polímeros no valor da temperatura dos tecidos orais;
- Avaliar a influência das diferentes angulações de captação das imagens nas temperaturas dos tecidos orais;

- Comparar as temperaturas das regiões inflamadas com regiões saudáveis.

## 2 REVISÃO DE LITERATURA

### 2.1 Tecidos moles periodontais e seus polímeros

Com base no tipo de epitélio que reveste o tecido conjuntivo, a mucosa da cavidade bucal é dividida em três grandes grupos: mastigatória, de revestimento e especializada. A gengiva é considerada mucosa mastigatória, que pode ser queratinizada, não-queratinizada ou para-queratinizada, dependendo da região anatômica em que se encontra (gengiva inserida; sulco gengival e gengiva marginal, respectivamente) (ORÍÁ, 2016).

Histologicamente o tecido epitelial é caracterizado por células poliédricas justapostas, com pouca ou nenhuma matriz extracelular (MEC), ausência de vasos sanguíneos e nutridos pela lâmina basal subjacente, localizada acima da lâmina própria de tecido conjuntivo. Nesta região, as células se unem através de proteínas transmembranares, conhecidas como caderinas. A lâmina basal é subdividida em lâmina densa, constituída de colágeno tipo IV, lâmina lúcida, formada por glicoproteínas e colágeno tipo VII, e lâmina reticular, composta por colágeno tipo III. Outros componentes químicos orgânicos são a laminina e proteoglicanas. Já o tecido conjuntivo subjacente ao epitélio se apresenta com células sem justaposição e MEC composta por fibras (elásticas, reticulares e colágenas) e substância fundamental (composto viscoso, hidrofílico com macromoléculas aniônicas como glicosaminoglicanas, proteoglicanas e glicoproteínas de adesão, laminina e fibronectina), além de vasos sanguíneos e nervos (JUNQUEIRA, 2008; HISTOLOGIA... , 2021).

Estas macromoléculas são consideradas polímeros naturais, uma vez que ocorrem naturalmente e apresentam sua formação por meio do processo de polimerização de unidades menores em repetição, os monômeros (JR; RETHWISCH, 2011). As glicosaminoglicanas são formadas por unidades repetidas de dissacarídeos compostas de ácido urônico e de uma hexosamina, que se ligam covalentemente à um eixo proteico, formando a molécula de proteoglicano (HISTOLOGIA... , 2021). Outros componentes poliméricos naturais que ocorrem tanto em epitélio quanto em conjuntivo são os lipídeos e as citocinas inflamatórias. Os primeiros estão presentes nas membranas celulares de todas as células do corpo humano através da bicamada fosfolipídica, sendo as unidades de repetição (monômeros), o ácido graxo e o álcool (PROPEQ, 2021). As citocinas são um subgrupo de mediadores da inflamação e, por isso, estão presentes nos quadros da gengivite e periodontite.

Os principais mediadores e suas relações com funções celulares nas doenças periodontais estão ilustrados na figura 1 (KINANE et al., 2011).

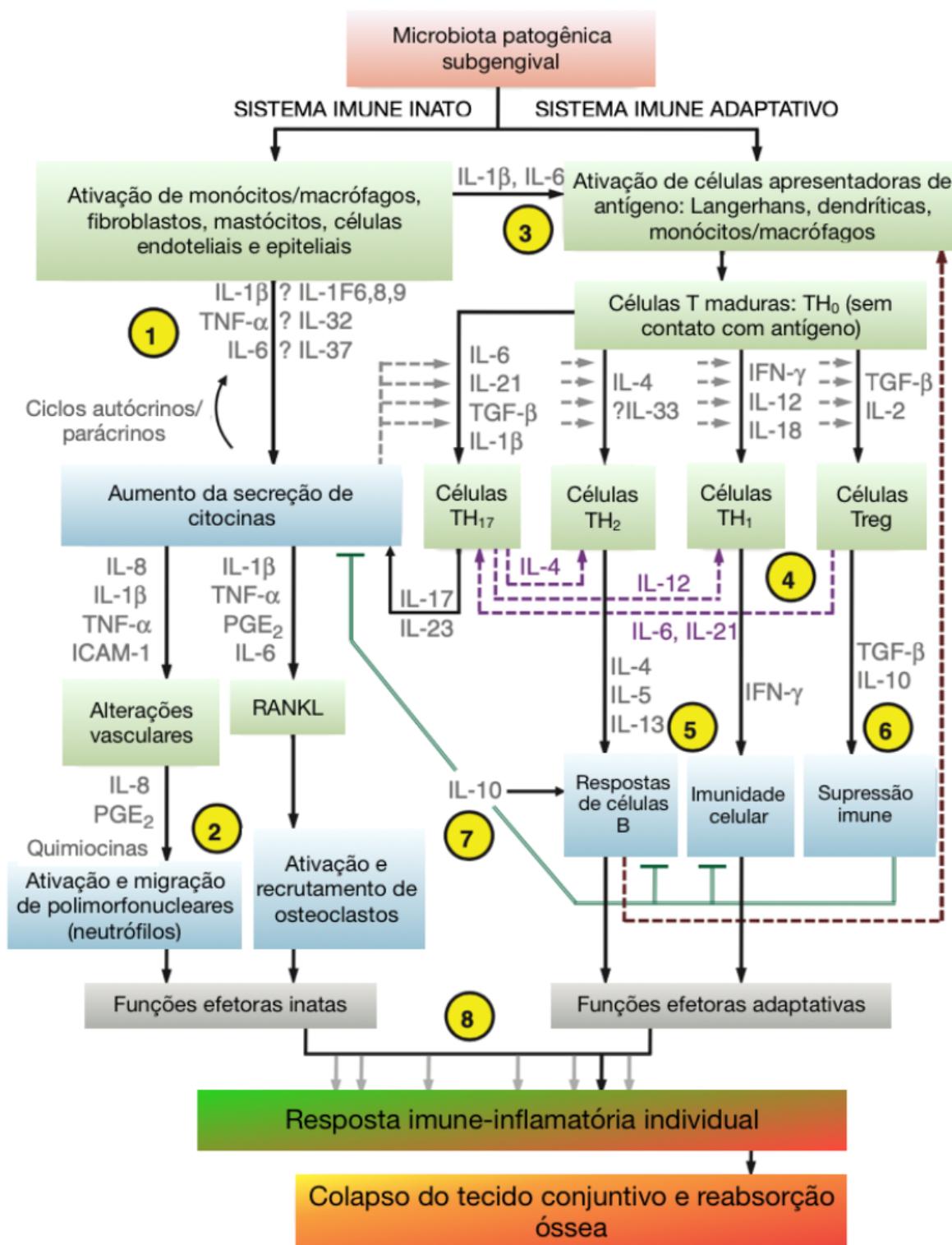


Figura 1 – Esquema da cascata de citocinas inflamatórias que ocorre na periodontite. Adaptado de Kinane et al KINANE et al..

## 2.2 Conceitos de Termografia

Métodos utilizados para quantificar a distribuição da temperatura superficial são chamados de termografias. De modo geral existem três tipos: termografia por cristal líquido (TCL), por microondas (TMO) e por infravermelho (TIV). Dentre esses, a TIV possui a vantagem de ser a única realizada sem contato com a superfície, o que a torna não-invasiva e minimiza erros de captação das imagens (BIAGIONI et al., 1996). Todo objeto com temperatura acima do zero absoluto (0K ou -273,15oC) emite radiação eletromagnética com comprimentos de onda do IV (BARNES, 1963; KOMORIYAMA et al., 2003) na mesma proporção que emite calor (CRANDELL; HILL, 1966), tornando possível a medição da sua temperatura. TIV é um método passivo de detecção de radiação naturalmente emitida por um objeto, sem o uso de nenhuma radiação danosa, podendo ser usada de forma prolongada e repetida (SOUZA; GAMBA; PEDRINI, 2018).

### 2.2.1 Princípios físicos

A teoria da radiação térmica foi descrita por Max Planck em 1913 e é o fundamento básico do cálculo da temperatura superficial de um corpo baseado na análise espectral de sua radiação (KOMORIYAMA et al., 2003). Para melhor compreensão dessa teoria, é preciso analisar as três formas de interação da luz com a matéria: absorção ( $\alpha$ ), reflexão ( $\beta$ ) e transmissão( $\gamma$ ). Considerando a lei de conservação de energia tem-se que:

$$\alpha + \beta + \gamma = 1 \quad (2.1)$$

Um objeto ideal, conhecido como corpo negro, absorve todas as radiações incidentes com qualquer comprimento de onda, isto é, seu  $\alpha = 1$  já que não há reflexão nem transmissão ( $\beta$  e  $\gamma = 0$ ). Caso a absorção de um corpo seja menor que 1, ele é chamado de corpo cinza. No geral, corpos sólidos são opacos, ou seja, não apresentam transmissão ( $\gamma = 0$ ), conseqüentemente sua energia é dada por:

$$\alpha + \beta = 1 \quad (2.2)$$

De acordo com a Lei de Kirchhoff (SOUZA; GAMBA; PEDRINI, 2018) , a razão entre absorção ( $\alpha$ ) e emissividade ( $\epsilon$ ) de um corpo cinza é constante, podendo se considerar  $\alpha = \epsilon$ . Assim, reescrevendo a equação acima, tem-se para determinado comprimento de onda  $\lambda$ :

$$\epsilon = 1 - \beta_\lambda \quad (2.3)$$

Como o corpo negro emite 100% das radiações absorvidas, sendo um emissor ideal, sua emissividade é igual 1, segundo a Lei de Kirchhoff (HOUDAS; RING, 1982). Outros objetos são comparados a ele no que diz respeito à emissividade, variando de 0 (objetos transparentes, que somente transmitem energia, sem nenhuma absorção) a 1 (corpos negros, objetos bem absorvedores) (KOMORIYAMA et al., 2003; DODD, 1969; NUDELMAN; PATTON, 1980b; HARRAP et al., 2018; BERNARD et al., 2013), em que quanto mais próximo de 1, melhor a capacidade de emissão de radiação eletromagnética. Emissividade é, portanto, função direta da absorção de energia e como esta depende do comprimento de onda, qualquer objeto pode ser transparente para determinadas faixas espectrais e totalmente opacos ou negros para outras, como o vidro que é transparente para comprimentos de onda visíveis, mas é opaco para a radiação IV. Por isso, é necessário estabelecer qual faixa do espectro de radiação eletromagnética está sendo referido quando a emissividade do objeto é determinada (BARNES, 1963).

A emissividade de um corpo no vácuo pode ser descrita pela Lei de Stephan-Boltzman, que expressa o total de energia emitida por um objeto,  $M$ , e foi formulada experimentalmente por Stefan em 1879 e confirmada teoricamente por Boltzmann em 1884 (HOUDAS; RING, 1982; HARRAP et al., 2018; BERNARD et al., 2013):

$$M = \epsilon\sigma T^4 \quad (2.4)$$

Em que  $\epsilon$  é a emissividade do corpo,  $\sigma$  é a constante de Stefan-Boltzmann ( $56,7 \times 10^{-9} \text{ Wm}^{-2} \text{ K}^4$ ) e  $T$  é a temperatura absoluta em Kelvin do objeto. Essa lei é importante na prática da TIV pois afirma que a potência emissiva total de um corpo negro é proporcional à quarta potência da sua temperatura absoluta. Assim, se a emissividade da superfície emissora é conhecida, é possível determinar sua temperatura.

## 2.2.2 Medição térmica

Nem toda radiação detectada por uma câmera termográfica corresponde à emitida pelo objeto estudado. A energia total medida consiste da soma da emissão do objeto com a reflexão emitida de fontes do ambiente e emissão da atmosfera. Esta descreve o meio pelo qual a energia térmica é transportada, em que moléculas interagem com as ondas eletromagnéticas, podendo ser absorvidas ou transmitidas (SOUZA; GAMBA; PEDRINI, 2018). Por isso, a transmitância da atmosfera ( $\gamma_{atm}$ ) deve ser considerada no cálculo térmico de corpos cinzas em ambientes diferentes do vácuo, assim como a emissividade do objeto ( $\epsilon_{obj}$ ) e temperaturas da atmosfera ( $T_{atm}$ ) e do ambiente ( $T_{amb}$ ), transformando a equação (2.5) em:

$$M_{medido} = \epsilon_{obj} * \gamma_{atm} * \sigma * T_{obj}^4 + (1 - \epsilon_{obj}) * \gamma_{atm} * \sigma * T_{obj}^4 + (1 - \gamma_{atm}) * \sigma * T_{obj}^4 \quad (2.5)$$

A transmitância de um meio varia com os comprimentos de onda, por exemplo, na água as radiações visíveis (faixa entre 0,4 e 0,7 $\mu\text{m}$ ) são transmitidas, enquanto que as radiações IV (acima de 0,7 $\mu\text{m}$ ) são completamente absorvidas, tornando impossível a TIV neste meio (KOMORIYAMA et al., 2003). Quando o meio for o ar, existe uma faixa espectral em que  $\gamma_{atm}=1$ , simplificando a equação (2.6) tem-se:

$$M_{medido} \approx \epsilon_{obj} * \sigma * T_{obj}^4 + (1 - \epsilon_{obj})\sigma * T_{obj}^4 \quad (2.6)$$

Existem diversas fontes de radiação que podem aumentar a radiação emitida pelo objeto estudado sem necessariamente aumentar sua temperatura, entre essas fontes destaca-se a luz do sol e a iluminação incandescente. Por isso, é fundamental que as radiações dessas fontes sejam controladas e estejam distantes do objeto durante a obtenção das imagens térmicas (SOUZA; GAMBA; PEDRINI, 2018). Quando isso é feito, a equação (PAPAPANOU et al., 2018) pode ser ainda mais simplificada, dependendo somente da emissividade do objeto:

$$M_{medido} \approx \epsilon_{obj} \quad (2.7)$$

A radiação emitida pelo corpo humano abrange uma ampla faixa de comprimentos de onda. Em 1934, Hardy et al. mostrou que a pele era um bom emissor de calor, com emissão ótima da pele a 30 °C entre 8-10  $\mu\text{m}$ , demonstrando a praticidade do registro de termogramas da pele (CRANDELL; HILL, 1966; HOUDAS; RING, 1982). A pele humana apresenta  $\epsilon = 0,99$  para ondas com comprimentos maiores que 4  $\mu\text{m}$ , sendo praticamente igual a de um corpo negro. Reflexões pelo corpo humano normalmente tem picos de energia em comprimentos de onda menores que 4 ou 5  $\mu\text{m}$ , o que torna sistemas termográficos que operam na faixa de 8 - 14  $\mu\text{m}$  insensíveis a essas influências, reduzindo possíveis erros de interpretação (NUDELMAN; PATTON, 1980b). Desse modo, a energia total emitida pela pele humana pode ser diretamente convertida em temperatura superficial do objeto. Para comprimentos de onda dentro do espectro do visível e IV abaixo de 2  $\mu\text{m}$ , a pele é relativamente transparente. Áreas pigmentadas tendem a absorver mais os comprimentos mais curtos, apresentando diferença de absorção e reflexão nessa região espectral em contraste com o restante da pele. Enquanto que, para comprimentos maiores que 4  $\mu\text{m}$  essas áreas pigmentadas não interferem na captação da radiação IV emitida pelo fato da pele funcionar como um corpo negro (BARNES, 1963).

Embora a pele seja considerada com emissividade similar a de um corpo negro, existem estudos que indicam uma variação entre 0,95 e 0,99 na região espectral de 3-14  $\mu\text{m}$ . Essa incerteza limita a acurácia da medida da temperatura para 0,8 K, apesar de ser desejável e tecnicamente possível determinar diferenças de até 0,1 K. Possíveis variações na emissividade de áreas diferentes e mudanças na angulação devem ser consideradas

antes da conclusão final da temperatura no termograma, para evitar erros de interpretação (NUDELMAN; PATTON, 1980b).

## 2.3 Mecanismos de perda de calor pelo corpo

Como qualquer animal homeotérmico, o ser humano está continuamente produzindo energia em forma de calor através de reações de oxi-redução. Nem toda essa energia consegue ser transformada em energia mecânica ou química, sendo a maior parte transformada em calor e considerada como subproduto. A 1ª Lei da Termodinâmica estabelece que as várias formas de energia podem ser transformadas de uma para outra, mas não podem ser destruídas (BIAGIONI et al., 1996; HOUDAS; RING, 1982). Dessa forma, para manter o equilíbrio térmico, o excesso de energia deve ser eliminado do corpo e esse processo é regulado pelo hipotálamo com auxílio da medula espinhal.

Os principais mecanismos de perda de calor dos corpos são convecção, condução e radiação. O excesso de energia das áreas internas do corpo humano é transportado até a pele, considerada o maior órgão regulador da temperatura corporal (BIAGIONI et al., 1996). A absorção da energia do ambiente pelo corpo eleva a sua temperatura interna. Na ausência de convecção ou condução, esse calor é liberado através da emissão de radiação IV, retornando ao estado de equilíbrio térmico (BARNES, 1963).

Todos os seres vivos emitem radiação, os animais emitem principalmente IV, de modo que vivemos em um ambiente com constante emissão, absorção e reemissão de radiação IV a medida que esses objetos trocam energia radiante com seus vizinhos para manter o equilíbrio térmico. A partir de 300 K (27°C), temperatura aproximada da Terra, os objetos opacos emitem principalmente energias com comprimento de onda longos na faixa do IV, assim não emitem luz visível (0,4 a 0,7  $\mu\text{m}$ ). Para se tornarem visíveis, precisam ser iluminados por uma fonte externa, mais quente. Entretanto, para instrumentos com sensibilidade IV, esses objetos são incandescentes, ou seja, brilham com o calor. Assim, caso câmeras IV com sensibilidade suficiente estejam disponíveis, termogramas podem ser construídos do objeto de interesse com registro de diferentes gradações de temperatura (RAMFJORD, 1959; RAMFJORD, 1967).

A temperatura corporal varia em torno de 37 °C (310 K) (ARMITAGE, 2003) e o equilíbrio térmico é tão eficaz que somente alterações muito amplas de temperatura do ambiente ou internas no corpo produzem mudanças de temperatura corporal (RAMFJORD, 1959; ARMITAGE, 2003). Já a temperatura da pele é resultado da variação de temperatura do meio ambiente e é determinada por vários fatores. Geralmente é menor que a parte interna do corpo, ficando em torno de 29,4°C e 35°C (BARNES, 1963). Por ser uma barreira entre as estruturas internas do corpo com o ambiente, sua temperatura pode mudar bruscamente com variações internas ou externas, como ritmo circadiano, atividade

física, substâncias farmacológicas, atividade vascular sob a pele, condução térmica de fontes de calor localizado ou difuso do corpo, isolamento de roupa ou gordura, transpiração e correntes de ar, em que há troca de energia radiante entre o corpo e o meio ambiente (RAMFJORD, 1959; AGRAWAL; SANIKOP; PATIL, 2012).

A temperatura observada da pele humana é fruto das variações de temperatura da pele em si, do corpo, de isolamento, de convecção, emissão de radiação e evaporação como demonstrado na equação abaixo:

$$T_{observadapele} = \Delta T_{pele} + \Delta T_{corpo} + \Delta T_{isolamento} + \Delta T_{conveccao} + \Delta T_{radiacao} + \Delta T_{evaporacao} \quad (2.8)$$

Como as variáveis de interesse para a TIV são  $\Delta T_{pele}$  e  $\Delta T_{corpo}$ , as outras devem ser controladas e, para tanto, mantidas constantes a fim de se determinar as da pele e do corpo. Por isso é necessário seguir um protocolo de obtenção das imagens térmicas de modo a registrar a temperatura real da pele (BARNES, 1963). Mais informações estão no guia da Academia Internacional de Termologia Clínica (AMALU, 2015).

A maior parte da perda de energia do corpo ocorre por radiação, condução ou convecção. O primeiro existe somente quando há um gradiente de temperatura entre o objeto que está emitindo e o ambiente, e é responsável pela metade desses 65% de perda de calor. A condução ocorre quando há transferência de calor do corpo para qualquer objeto em contato com ele. E por último, a perda por convecção depende do movimento de ar quente ao redor de um corpo aquecido e varia com a temperatura da atmosfera. Se não há diferença de temperatura entre o ar quente ao redor do objeto e o ambiente, ele fica estagnado e não haverá perda de calor. Mas se o ambiente (atmosfera) estiver mais frio, correntes de convecção são estabelecidas e o calor é perdido para o ambiente pelo corpo (ARMITAGE, 2003).

A radiação é responsável pela perda de calor em 85% da superfície do corpo, dado que os outros 15% são regiões de contato muito próximo de pele que há interferência de uma superfície com a outra impedindo a emissão de radiação. Além disso, o calor chega na pele pelo fenômeno de convecção vascular através de canais verticais que atravessam os músculos ou conectam os vasos sanguíneos à pele. As veias são mais importantes na convecção vascular de calor que artérias e a transferência direta de calor do sangue para a pele é menos importante que a convecção vascular. Para otimizar a visualização termográfica das alterações de temperatura causadas localmente e para detectar melhor as veias profundas que carregam sangue mais quente, a pele ao redor da área estudada deve ser resfriada. A perda de calor depende da área de superfície, temperatura e umidade do ambiente e taxa de fluxo de ar sobre a pele (ARMITAGE, 2003).

Para ser usado como exame diagnóstico, as TIVs devem reproduzir fielmente a

temperatura da pele, refletindo diferenças internas de calor e não a influência de substâncias externas sobre a mesma. Felizmente, ela possui emissividade próxima de 1 e substâncias pigmentantes como esmalte, batom, maquiagem, aplicadas sobre a mesma tem emissividade menor. Assim não tem como tornarem a imagem mais quente, no máximo podem torná-la levemente mais fria quando em pequenas áreas ou extremamente mais fria, quando em áreas grandes pelo efeito do isolamento. Esse mesmo efeito ocorre em áreas da pele sobre gordura. Assim como regiões sobre articulações, cicatrizes e cisto sem infecção que também apresentam temperaturas mais baixas por possuírem pobre vascularização e menor metabolismo. O oposto é visto na pele sobre hematomas, feridas, fraturas recentes, infecções, que apresentam maiores temperaturas por aumento na vascularização local e metabolismo. Dessa forma, é possível estabelecer uma relação entre a temperatura da pele e as reações biológicas subjacentes:

- Alta vascularização e/ou metabolismo = aumento da temperatura
- Baixa vascularização e/ou metabolismo = redução da temperatura

Quando repetidos termogramas são feitos no mesmo indivíduo, são obtidos padrões térmicos duplicados devem ser obtidos, a não ser que haja uma mudança interna no corpo. Por isso, quando realizados sob condições controladas em que a temperatura corporal seja a principal contribuinte para o contraste na imagem termográfica, é possível obter informações que podem auxiliar no diagnóstico clínico (BARNES, 1963).

## 2.4 Criação e desenvolvimento da tecnologia termográfica

A criação da TIV é creditada à Sir John F. W. Herschel, que realizou o primeiro registro em papel das radiações IV em 1840 (BARNES, 1963; CRANDELL; HILL, 1966). Seu pai, Sir William Herschel descobriu as radiações IV em 1800 através da observação de que o calor do Sol aumentava do violeta para o vermelho e não atingia o seu máximo até que o termômetro fosse colocado além do final da luz vermelha visível (BARNES, 1963; CRANDELL; HILL, 1966; NUDELMAN; PATTON, 1980a). Por serem ondas eletromagnéticas mais longas que as vermelhas, estão fora do espectro de luz visível e somente 40 anos após sua descoberta é que sua existência fora comprovada.

O desejo de enxergar no escuro e no meio da floresta durante a 2ª Guerra Mundial foi o impulso necessário para o desenvolvimento da técnica, sendo estudada e executada nos laboratórios de engenharia da Army Signal Corps (EUA), apesar de antes já existirem teorias e instrumentos rudimentares. Em 1929, Czerny desenvolveu a primeira imagem reproduzível de radiações IV através do “Evaporógrafo”, que era baseado no diferencial de evaporação de líquido volátil aplicado sobre uma fina membrana no momento em que a imagem IV era formada (ARMITAGE, 2003).

Em 1956, Lawson, um cirurgião canadense, obteve os primeiros termogramas de carcinomas de mamas com um evaporógrafo (ARMITAGE, 2003). Ele credita ao programa Americano de Mísseis a adaptação das técnicas de escaneamento por IV para diagnósticos médicos (CRANDELL; HILL, 1966). Alguns anos depois na Inglaterra, entre 1960 e 1961, Lloyd-Williams também investigou uma série de doenças com a tecnologia termográfica. Ambos os autores reconheceram na época que não era possível diferenciar lesões benignas das malignas, tendo em vista que as duas apresentavam aumento na temperatura (ARMITAGE, 2003).

## 2.5 Gerações de sistemas

De acordo com Jiang, et al. existem duas gerações de câmeras IV usadas para medicina: a primeira iniciando no final da década de 1950, mas que apresentava desempenho inadequado, e a segunda iniciando após a Guerra Fria, na década de 1990 com o advento de novos sensores, que apresentavam melhores resultados devido ao aprimoramento no processamento e análise das imagens (JIANG et al., 2005).

Com base nos dados disponíveis na literatura e na tecnologia empregada é possível separar os sistemas termográficos em três gerações distintas. A primeira desenvolvida por Ashtimer e Wormser em 1959, a segunda desenvolvida na década de 1980 na Universidade de Oklahoma, e a terceira, de 1996, desenvolvida por Gunapala et al. FAUCI et al. no Laboratório de Propulsão de Jatos da NASA. A seguir será apresentada uma breve descrição do funcionamento de cada uma delas para melhor entendimento da evolução da tecnologia.

**Primeira geração:** Em 1959, Ashtimer e Wormser descrevem uma câmera IV ilustrada na figura 2, em que a radiação entrava por cima da câmera, colidia com um espelho que a direcionava para um termostato detector de calor. Essa energia era comparada 200 vezes por segundo à emitida por um corpo negro mantido a temperatura constante e convertida em eletricidade pelo termostato, que depois de processada, era amplificada até milhões de vezes. O sinal elétrico emitido como luz visível por um modulador, refletido por um espelho acoplado ao que recebeu a luz IV era então focado em um filme na câmera (BARNES, 1963). Em 1969, Dodd et al. em conjunto com a Texas Instruments Company desenvolveram um termógrafo de alta resolução espacial capaz de visualizar com mais detalhes os padrões térmicos instituindo o início da TIV clínica moderna, mas com tecnologia semelhante (NUDELMAN; PATTON, 1980a).

A partir da década de 70, houveram avanços consideráveis na tecnologia dos detectores infravermelhos, que podem ser considerados o protagonista das câmeras termográficas por serem responsáveis pela captação da radiação IV emitida pelo objeto de interesse e transformação dessa em sinal elétrico (NUDELMAN; PATTON, 1980b).

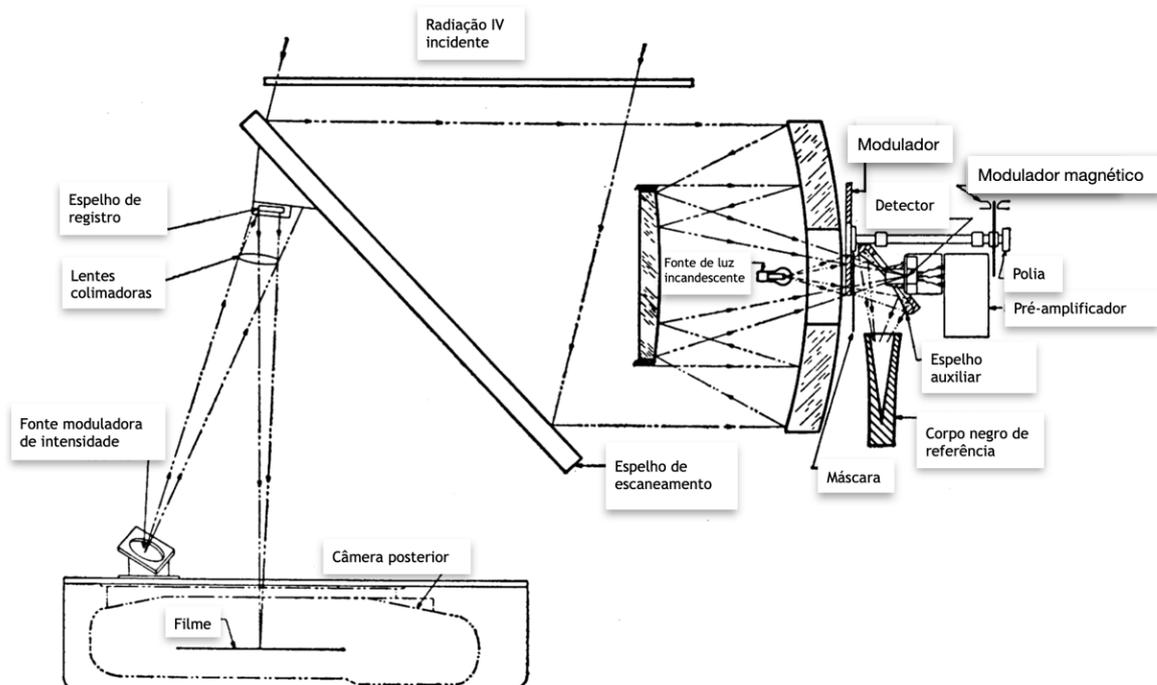


Figura 2 – Representação do primeiro sistema de termógrafo, criado em 1959 por Ashtimer e Wormser. Fonte: Adaptado de BARNES.

O detector, normalmente um fotodetector, pode ser da liga Antimoneto de Índio (InSb), que capta a radiação IV com comprimento de  $5\ \mu\text{m}$  e é mais suscetível à mudanças de contraste de temperatura. O fotodetector pode ser também da liga Telureto de Mercúrio e Cádmio (HgCdTe), o qual capta comprimentos de onda de  $10\ \mu\text{m}$  e tem maior sensibilidade na faixa de emissão mais intensa por corpos a  $310\ \text{K}$  ( $37^\circ\text{C}$ , temperatura corporal humana). Nenhum dos dois se provou superior do ponto de vista clínico, possivelmente pelo fato dos dois apresentarem sensibilidade melhor que a requerida para aplicação clínica, variando entre  $0,07$  e  $0,2^\circ\text{C}$ . Ambos requerem um sistema de resfriamento por nitrogênio líquido, o que aumenta a complexidade do sistema. Existiam equipamentos que trabalhavam nos dois comprimentos de onda ( $5$  e  $10\ \mu\text{m}$ ) por ter dois detectores, apenas variando o direcionamento dos espelhos. Mas as imagens não eram suficientemente diferentes para determinar qual o melhor espectro (NUDELMAN; PATTON, 1980b).

O equipamento consistia de duas unidades básicas: a câmera e o display/unidade de registro da imagem, como mostra a figura 3 (NUDELMAN; PATTON, 1980b). Possuíam as desvantagens de ter velocidade limitada a 10 frames por segundo e de exibir artefatos gerados pelo sistema de espelhos (FAUCI et al., 2001; LAHIRI et al., 2012).

**Segunda geração:** A Universidade de Oklahoma desenvolveu na década de 1980 uma câmera termográfica de alta resolução a partir do sistema militar FLIR, com alta sensibilidade térmica ( $0,01^\circ\text{C}$ ) e escaneamento de 30 imagens por segundo devido ao uso de uma variedade de detector multi-elemento. A imagem térmica é digitalizada, sendo a média

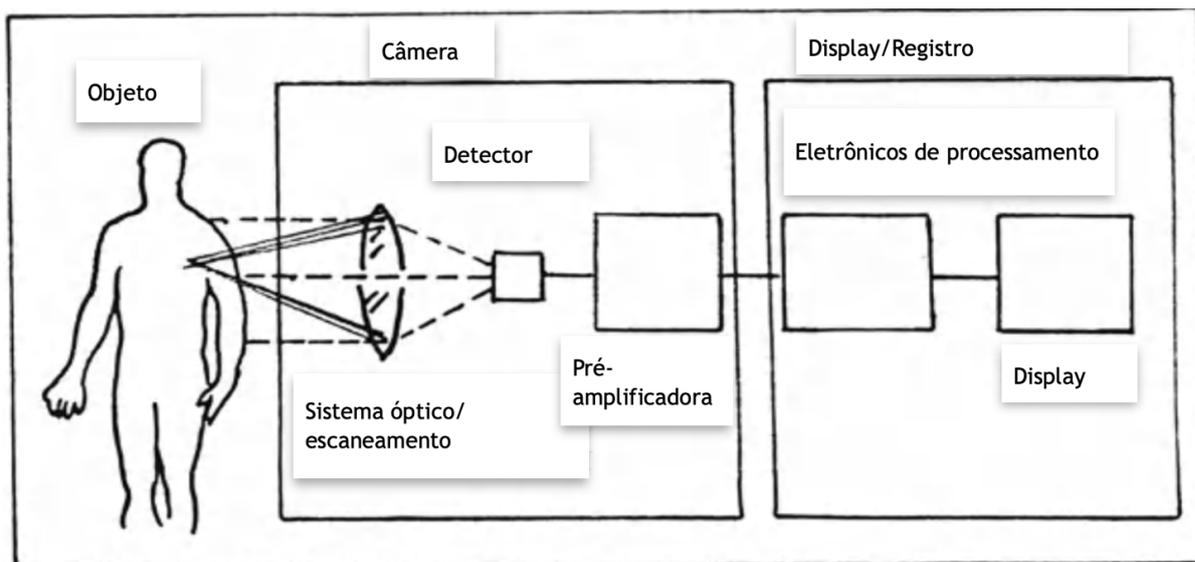


Figura 3 – Representação das unidades básicas dos termógrafos de 1ª geração. Fonte: Adaptado de NUDELMAN; PATTON

das 30 captadas, e registrada. Depois analisada em um minicomputador e processada usando várias técnicas de reconhecimento de padrões. Também apresentava a vantagem de medir quantitativamente a temperatura. A figura 5 ilustra o equipamento da segunda geração.

Esta geração de equipamentos sedimentou a digitalização da tecnologia termográfica que começou a ser implementada a partir da década de 1970 com objetivo de eliminar a subjetividade do diagnóstico e interpretação do resultado obtido. As técnicas de reconhecimento de padrões térmicos executadas por programas de computador podem eximir a equipe técnica da necessidade de interpretar e ler os termogramas. Entretanto, a capacidade diagnóstica dos profissionais da saúde a partir da interpretação das imagens ainda era uma limitação do processamento digital, ficando somente com o papel de auxiliar esses profissionais (NUDELMAN; PATTON, 1980b).

A aquisição da imagem, processamento de dados e diagnóstico nesses equipamentos computadorizados podem ser divididos em três fases: pré-processamento (aquisição do termograma, dividindo a imagem em uma variedade de elementos de imagem que podem ser guardados digitalmente), análise (feita no computador via comandos de inputs pelo operador, o termograma é analisado por sub-rotinas que buscam padrões de assimetria) e diagnóstico (informação encontrada pelo computador baseado no critério de padrão assimétrico). Esta última etapa pode ser realizada a partir de 5 métodos (média geométrica versus média térmica; análise da assinatura espacial; distribuição de densidade; codificação isotérmica; análise por codificação Walsh/Hadamard). Para maiores informações é sugerida a leitura do trabalho de Dereniak (NUDELMAN; PATTON, 1980b).

Até meados da década de 1980 as inovações foram consequência da introdução

da digitalização das imagens e processamento computadorizado. Entretanto, as câmeras termográficas evoluíram pouco no que diz respeito aos detectores. A segunda geração de câmeras termográficas apresentava dois espelhos de escaneamento com uma matriz linear larga ou uma pequena matriz 2D como detectores, considerados multi-elementos, e um algoritmo integrado para melhorar a imagem (LAHIRI et al., 2012). Nos anos subsequentes, diversos estudos foram realizados utilizando termógrafos com estas tecnologias (BIAGIONI et al., 1996; MCGIMPSEY et al., 2000; KELLS et al., 2000a; KELLS et al., 2000b; KOMORIYAMA et al., 2003; COOKE; PILCHER, 1974). Estas câmeras já exibiam imagens em cores para diferenciar as temperaturas medidas, demonstrando uma evolução às antecessoras, que eram verificadas em uma escala de cinza.

**Terceira geração:** Em 1996 uma nova tecnologia surgiu com o desenvolvimento da primeira câmera QWIP (foto detector infravermelho de poço quântico ou "*quantum well infrared photodetector*") por Gunapala et al. no Laboratório de Propulsão de Jatos da NASA. Utilizava um sistema de matriz focal plana, que consistia em uma matriz retangular de detectores em um substrato único, parecido com um chip em uma câmera de vídeo. Toda informação era coletada simultaneamente por todos os detectores ao mesmo tempo, o que conferiu rapidez na aquisição da imagem (200 frames/segundo). Além de não haver artefatos dos espelhos rotatórios por não precisar desse aparato para o direcionamento da radiação para o detector. O detector QWIP é uma banda estreita capaz de detectar comprimentos de onda longos (8-10  $\mu\text{m}$ ), importante característica para aplicação médica, tendo em vista que o corpo humano é eficiente na emissão de radiação entre 3-10  $\mu\text{m}$ , mas em comprimentos menores que 8  $\mu\text{m}$  é muito eficiente em refletir IV, dificultando a captação da radiação emitida. Assim, detectores abaixo desse valor como os de primeira geração, InSb de 5  $\mu\text{m}$ , não eram bem indicados para essa aplicação, já que até 15% da informação coletada podia ser de reflexo de fontes do ambiente, causando erros substanciais. Mas na faixa de 8-10  $\mu\text{m}$ , menos de 2% da informação é de fontes do ambiente (FAUCI et al., 2001).

Apesar de fazerem parte da terceira geração, as câmeras termográficas QWIP ainda necessitam de resfriamento, como seus antecessores, mesmo que mais silenciosos e menores (FAUCI et al., 2001; LAHIRI et al., 2012; RING; AMMER, 2012). No mesmo período, câmeras menores, com a mesma tecnologia de detectores por sistema de matriz focal plana e não-resfriados foram produzidas, como é mostrado na figura 4. Mesmo não possuindo a alta sensibilidade das QWIP, elas introduziram a vantagem de não necessitar de sistema de resfriamento, o que as tornou mais compactas, leves, portáteis e com custo menor, melhorando muito a aplicação médica da TIV (LAHIRI et al., 2012; RING; AMMER, 2012). Segundo Jiang et al. as câmeras que utilizam esse sistema de matriz focal plana não-resfriada podem ser classificadas em 4 tipos: microbolômetros, que variam a resistência com a temperatura; ferroelétricos, que apresentam variação da constante dielétrica com a temperatura; detectores QWIP, que apresentam variação na corrente com o nível de

radiação; e fotovoltaicos de HgCdTe, InSb, que tem variação na voltagem de acordo com o nível de radiação (JIANG et al., 2005).



Figura 4 – Imagem de uma câmera térmica de 3ª geração FLIR. Fonte: Adaptado de <https://www.aaatesters.com/flir-thermacam-sc-3000-infrared-thermal-imager-thermacam-sc3000-flir-3000.html>.

Com o avanço da tecnologia dos detectores das câmeras térmicas e surgimento da 3ª geração com sistemas de matriz plana focal, a portabilidade se tornou viável. Atualmente, é possível acoplar câmeras das marcas FLIR ou SEEK a smartphones para obtenção das imagens termográficas, como ilustrado na figura 5 (KIRIMTAT et al., 2020). O surgimento dessas unidades compactas facilitou a aplicação biomédica da TIV, especialmente pelo fato de manterem a qualidade das imagens pela alta resolução e sensibilidade, permitindo uma análise quantitativa e qualitativa. A tabela 1 compara as duas câmeras, que podem ser vistas na figura 5.

As câmeras QWIP permitiram que Anbar et al. provassem sua teoria do controle fisiológico da perfusão sanguínea guiada por óxido nítrico em 1997. Uma molécula simples, descoberta em 1986 por Ignarro et al., que relaxa a musculatura das paredes dos vasos sanguíneos e tem um papel em uma gama de processos fisiológicos. A teoria explicaria o calor exacerbado visto nas imagens termográficas produzidas nos anos 70 e 80 e hipotetizava que essa molécula era produzida por lesões cancerosas que cresciam rapidamente. Ele seguiu dizendo que a presença do óxido nítrico e o resultante aumento na perfusão sanguínea

Tabela 1 – Dados das características das principais marcas de câmeras termográficas portáteis de 3ª geração.

	<b>Câmera IV FLIR</b>	<b>Câmera IV SEEK</b>
<b>Área de aplicação</b>	Construção civil, biomedicina, indústrias, testes laboratoriais.	Construção civil, ao ar livre, comercial, incêndios.
<b>Tipos de detectores</b>	Térmicos e fotos	Térmicos
<b>Geração</b>	3ª	3ª
<b>Espectro IV</b>	7-14µm	7-14µm
<b>Portabilidade</b>	Unidade única ou base acoplada ao smartphone	Base acoplada ao smartphone
<b>Tipo de mensuração</b>	Quantitativa e qualitativa	Qualitativa

Fonte: Adaptado de KIRIMTAT et al..



Figura 5 – Imagem à esquerda da câmera portátil de base acoplada à smartphone da marca FLIR, modelo One PRO, e à direita, da marca SEEK. Fonte: Adaptado de <https://www.tequipment.net/FLIR-ONE-Pro-vs-Seek-Compact-Pro/>.

ao redor da lesão eram vitais para a sobrevivência e sucesso da lesão tumoral por ofertar nutrientes e oxigênio extras para a mesma e que aumentava a chance de metástase pelos vasos sanguíneos dilatados. Assim, somente em 1997, essa teoria pode ser comprovada com o auxílio da nova geração de câmeras termográficas. A partir de 1999, os novos insights em biologia sobre entendimentos básicos de como a perfusão de sangue é controlada no tecido normal e no alterado, somado a tecnologia QWIP com alta resolução IV demarcaram uma

nova fase entre as pesquisas realizadas no passado e dali em diante (FAUCI et al., 2001).

A figura 6 apresenta uma linha do tempo com os principais acontecimentos na criação e desenvolvimento da tecnologia termográfica. Mais informações podem ser encontradas no livro de Vollmer e Möllmann (VOLLMER, 2021).

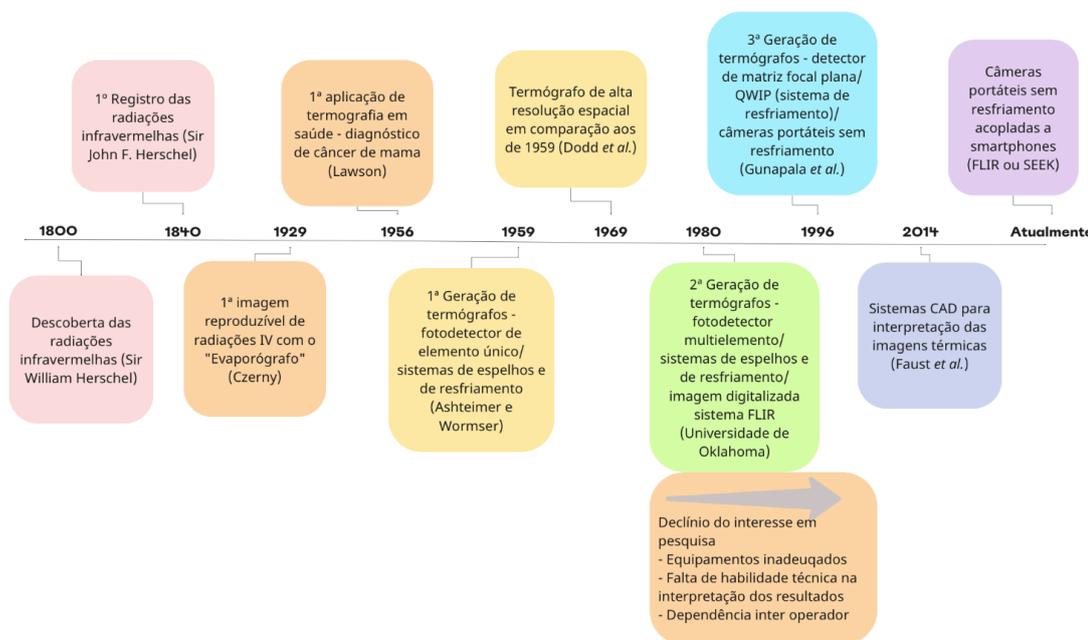


Figura 6 – Linha do tempo com os principais acontecimentos na criação e desenvolvimento da tecnologia termográfica IV.

## 2.6 Declínio do interesse em pesquisas na década de 1980

Apesar da digitalização na captação e processamento das imagens na década de 1980 com o sistema FLIR (2ª geração) a interpretação dos resultados era realizada pelos técnicos e profissionais da saúde. Essa dependência foi um dos motivos dos resultados negativos do projeto Breast Cancer Detection Demonstration do Instituto Nacional do Câncer Americano, que colocou a TIV em evidência nesse período. A partir disso, houve um declínio no interesse do estudo da tecnologia nos anos subsequentes, tendo a Administração Americana de Alimentos e Drogas (FDA - "Food and Drugs Administration") declarado em 1982 que a TIV seria apenas um exame complementar à mamografia no escaneamento de câncer de mama (FAUST et al., 2014).

Possivelmente, a redução de interesse no uso da termografia ocorreu devido aos problemas na captura das imagens, pois somente 5 dos 27 centros participantes tinham equipe qualificada suficiente para usar a tecnologia. A falta de habilidade técnica e conhecimentos para a interpretação dos resultados, a dependência interoperador e o uso de equipamento inadequado para a tecnologia termográfica também contribuíram (FAUST

et al., 2014). O interesse nas pesquisas dessa tecnologia foi reduzido até o final da década de 1990, período que foi desenvolvida a 3ª geração de câmeras.

## 2.7 Tecnologias atuais

Jiang et al. classificaram as tecnologias termográficas disponíveis para uso em saúde em quatro categorias:

1. Processamento de baixo nível, que aplica técnicas de processamento de imagem nas imagens IV para melhorar a resolução e reduzir os artefatos, além de permitir a medição térmica absoluta ou relativa;
2. Processamento de alto nível, que apresenta dois métodos de detecção das imagens IV: estático (imagem única, em que a interpretação depende da distribuição espacial de áreas mais frias ou mais quentes ou assimétricas) ou dinâmico (detecta não somente a distribuição espacial, mas também o comportamento temporal da temperatura da pele, que pode ser passivo, sem estímulo externo, ou ativo, com um estímulo externo aplicado);
3. Modelo térmico humano, que é um modelo computadorizado que permite a comparação de duas imagens IV feitas em condições diferentes a partir da conversão de uma em outra;
4. Diagnóstico assistido por computador (CAD), que usa sistemas computadorizados para evitar erros de interpretação humano das imagens IV (JIANG et al., 2005).

Este último sistema foi proposto em 2014 por Faust et al. para contornar as limitações encontradas na década de 1980. O pré-processamento computadorizado oferece ainda a vantagem de eficiência econômica, tendo em vista que uma vez o sistema funcionando, o custo de operação é baixo quando comparado a mão-de-obra humana. Outra vantagem é a integração sem falhas proporcionado pelos fluxos digitais atualmente disponíveis, resultando em um processamento centralizado com rápida taxa de transferência de informações. Os autores adotam a posição de que os sistemas CAD objetivam o diagnóstico termográfico, beneficiando em três vertentes:

1. redução da variabilidade inter-observador, sendo a vantagem inicial e mais tangível;
2. progresso computadorizado mais rápido, superando o progresso das observações humanas;
3. possibilidade de mensurar a performance objetiva desses sistemas, o que cria competição e, esta fomenta o progresso contínuo e inspira confiança, que foi quebrada na década de 1980 devido a erro humano (KIRIMTAT et al., 2020).

## 2.8 Aplicações na saúde da termografia infravermelha

### 2.8.1 Medicina

Como visto no tópico anterior, após o vislumbre do uso da TIV para auxílio em ciências médicas, a primeira aplicação foi o diagnóstico de câncer de mama em 1956 por Lawson (BARNES, 1963; NUDELMAN; PATTON, 1980a). Estudos subsequentes de Lloyd-Williams, Gershon-Cohen et al., Swearingen e Connel et al. confirmaram as observações de Lawson e demonstraram o potencial clínico de termogramas (DODD, 1969). Em seguida outras situações foram pesquisadas como apendicite, oclusão arterial, queimaduras por frio e fogo (BARNES, 1963), varicocele (HAMM et al., 1986), trombose venosa profunda (COOKE; PILCHER, 1974), leucemia linfocítica crônica (ARAÚJO; BRIOSCHI; TEIXEIRA, 2021) entre outras.

Lahiri et al. realizou uma revisão de literatura ampla sobre as aplicações médicas da TIV, abordando o uso em câncer de mama, neuropatias diabéticas, desordens vasculares, febre, aplicações dermatológicas, monitorização de pressão sanguínea, doenças reumáticas, doenças oculares e síndrome do olho seco, doenças hepáticas, acompanhamento de transplantes renais, doença arterial coronariana e transplantes cardíacos, acompanhamento gestacional e pós-parto, além de testes de personalidade e psicológicos. Ring e Ammer (RING; AMMER, 2012) fizeram o mesmo com foco em artrite inflamatória, osteoartrite, reumatismo de tecidos moles (injúria e espasmo muscular), tennis elbow, fibromialgia, síndromes dolorosas, circulação periférica, febre, doenças malignas.

Como o foco deste trabalho não é a aplicação da tecnologia na medicina, este tópico tem o intuito apenas de evidenciar a gama de possibilidades, resumidas no quadro 2. Para aprofundamento neste tema, recomenda-se a leitura da literatura referenciada.

NUDELMAN; PATTON realizou uma revisão de literatura ampla sobre as aplicações médicas da TIV, abordando o uso em câncer de mama, neuropatias diabéticas, desordens vasculares, febre, aplicações dermatológicas, monitorização de pressão sanguínea, doenças reumáticas, doenças oculares e síndrome do olho seco, doenças hepáticas, acompanhamento de transplantes renais, doença arterial coronariana e transplantes cardíacos, acompanhamento gestacional e pós-parto, além de testes de personalidade e psicológicos. KELLS et al. fizeram o mesmo com foco em artrite inflamatória, osteoartrite, reumatismo de tecidos moles (injúria e espasmo muscular), tennis elbow, fibromialgia, síndromes dolorosas, circulação periférica, febre, doenças malignas.

Como o foco deste trabalho não é a aplicação da tecnologia na medicina, este tópico tem o intuito apenas de evidenciar a gama de possibilidades, resumidas na tabela 2. Para aprofundamento neste tema, recomenda-se a leitura da literatura referenciada.

Tabela 2 – Relação de alguns autores que publicaram sobre termografia em medicina, os respectivos anos dos estudos e áreas de aplicação.

<b>Ano</b>	<b>Autores</b>	<b>Áreas de aplicação</b>
1956	Lawson	Câncer de mama
1960	Lloyd-Williams	Câncer de mama
1963	Barnes	Apendicite, oclusão arterial, queimaduras
1964	Gershon-Cohen et al.	Câncer de mama
1966	Swearingen e Connel et al.	Câncer de mama
1974	Cooke e Pilcher	Trombose venose profunda
1986	Hamm	Varicocele
2012	Lahiri et al.	Câncer de mama, neuropatias diabéticas, distúrbios vasculares, febre, dermatologia, pressão arterial, doenças reumáticas, hepáticas, oftalmológicas, renais, cardiovasculares, acompanhamento gestacional e psicologia
2012	Ring e Ammer	Artrite inflamatória, osteoartrite, reumatismo de tecidos moles (injúria e espasmo muscular), tennis-elbow, fibromialgia, síndromes dolorosas, circulação periférica, febre e doenças malignas
2020	Araújo, Brioschi e Teixeira	Leucemia linfocitária crônica

Fonte: Autora.

### 2.8.2 Odontologia

A aplicação da tecnologia termográfica em odontologia se iniciou em 1966 com um estudo clínico para verificar a vitalidade pulpar realizado por Crandell e Hill (CRANDELL; HILL, 1966). Os autores encontraram limitações da técnica e discutem no trabalho que aparentemente (e para a época) a TIV teria aplicações limitadas em odontologia, mas que poderia assumir maior importância no futuro. Ainda sugerem que se o método mecânico fosse substituído pelo eletrônico, termogramas instantâneos seriam possíveis, reduzindo o tempo substancialmente e poderiam até melhorar a qualidade das imagens. Com este mesmo objetivo, POGREL; YEN; TAYLOR, verificou os padrões de temperatura de coroas dentárias com o uso de câmera termográfica IV e concluíram que a técnica demonstrou ser um método eficaz de teste de vitalidade dos dentes baseado no suprimento vascular ao invés do nervoso.

MÖRMANN et al. foram os primeiros a investigar a doença periodontal com o uso de TIV, em 1985. Utilizaram o protocolo dinâmico ativo para avaliar o comportamento termodinâmico da gengiva em pacientes com periodontite, através do resfriamento com

jato de ar frio por 3 min, seguido de registro termográfico sequenciado por 48 segundos. Sua hipótese era de encontrar um tempo mais lento de reaquecimento nos sítios com periodontite comparado a sítios saudáveis, visto que naquela época estudos anteriores indicavam um potencial vascular impedido nessas áreas. Encontraram maiores tempos médios de reaquecimento no grupo teste, indicando uma perfusão sanguínea tecidual menor nos pacientes com periodontite. Entretanto, 2, dentre 10, pacientes do grupo controle exibiram tempos mais prolongados que o grupo teste sem causa aparente. Apesar de diferentes na média, houve sobreposição dos valores absolutos de reaquecimento nos dois grupos, levando os autores a concluir que a termografia dinâmica ainda não poderia ser utilizada no diagnóstico periodontal individual.

Em 1987, LAUNAY et al. avaliaram os efeitos térmicos dos Laser de Neodímio: Ytrio, Arsênio e Gálio (Nd:YAG), argônio e gás carbônico (CO<sub>2</sub>) sobre os tecidos dentais (esmalte, dentina e polpa) através das técnicas de TIV computadorizada e termopar. Entretanto, os autores não deram ênfase na tecnologia de medição térmica, somente nos resultados obtidos através de testes utilizando TIV.

Quatro anos após o estudo de BARNETT et al. realizaram uma investigação preliminar similar, mas comparando saúde gengival com gengivite em 20 pacientes também com o protocolo dinâmico de resfriamento. A temperatura nos sítios inflamados se mostrou mais quente do que nos saudáveis, havendo diferença entre gengiva inserida e margem/papila gengival: 24,4°C e 24,2°C na em regiões saudáveis, 25,5°C e 25,0°C na gengivite leve e 26,8°C e 26,0°C em gengivite moderada a severa, respectivamente. Na análise do tempo de reaquecimento houve uma correlação positiva entre o tempo prolongado e o grau de inflamação, isto é, quanto mais inflamado o sítio, maior o tempo para reaquecer. Os autores concluem que a TIV consegue detectar diferenças térmicas estáticas e dinâmicas entre regiões sem e com gengivite, indicando a possibilidade do desenvolvimento desse método para uso em estudos de patologia gengival e triagem clínica.

Até 1995, segundo BIAGIONI et al., o uso da TIV em odontologia havia sido mínimo devido a inadequações tecnológicas de sistemas prévios. Entretanto, com o desenvolvimento dos sistemas da época e introdução da segunda geração de termógrafos capazes de produzir imagens térmicas digitais em tempo real e de alta sensibilidade, isso poderia ser corrigido. O estudo desses autores descreve técnicas do uso da TIV em saúde e um estudo piloto na avaliação de disfunções têmporomandibulares (DTMs). O estudo demonstrou o valor da TIV como uma técnica que pode oferecer informação complementar relevante no diagnóstico e manejo de pacientes com DTM, podendo ser um meio de obter informações quantitativas.

Utilizando o mesmo modelo de câmera que do estudo de Biagioni et al. (BIAGIONI et al., 1996), MCGIMPSEY et al. estudaram 45 pacientes apresentando fraturas do osso malar com algum grau de déficit do nervo infra-orbital. O principal objetivo do estudo

foi avaliar termogramas faciais próximos do período da injúria e estabelecer se alterações nos padrões térmicos poderiam ser usadas para prever a recuperação da sensibilidade dada por esse nervo. Entretanto, falharam em demonstrar mudanças substanciais no perfil térmico entre o lado afetado e o controle em relação ao reparo da sensação facial. Apesar disso, determinados termogramas realizados no dia do trauma demonstraram alterações significantes, provavelmente devido à inflamação local aguda. Assim, os autores sugerem que a TIV tem pouco uso na avaliação de déficits do nervo infra-orbitário.

Kells et al. publicaram dois trabalhos em sequência (KELLS et al., 2000a; KELLS et al., 2000b) em que avaliaram o padrão térmico de dentes saudáveis sob isolamento absoluto e o reaquecimento destes após um estímulo de jato frio. Utilizando a mesma câmera dos estudos anteriores, 12 incisivos laterais superiores não restaurados foram avaliados em 6 pacientes saudáveis após 20 minutos de equilíbrio térmico. Os resultados mostraram que termogramas de dentes clinicamente saudáveis sob isolamento absoluto são acurados e confiáveis com esse sistema de segunda geração. O uso de isolamento evita a interferência de corrente de ar da boca e do nariz, já que a superfície dos dentes se mostrou bastante sensível a presença de correntes de ar como foi demonstrado pelo ar condicionado no estudo.

KOMORIYAMA et al. discutiram e propuseram condições apropriadas para produção de imagens térmicas na cavidade oral, além de avaliarem técnicas termográficas que podem ser aplicadas à odontologia. Imagens térmicas de 20 voluntários com condições orais normais foram obtidas de acordo com as diretrizes da Sociedade Japonesa de TIV, somadas a 5 itens para observação oral (avaliação da condição intra-oral e inspeção periodontal; fixação da região frontal e do mento do paciente em um suporte com a câmera a uma distância fixa; instrução do paciente a ficar sentado durante o exame; manter água por 5 segundos na boca antes da imagem ser feita; instrução do paciente sobre oclusão topo-a-topo e proibição de respiração durante a aquisição). O uso de espelhos possibilitou a captação de imagens térmicas da porção posterior dos arcos e do palato. Houveram diferenças entre as temperaturas dos dentes, das gengivas livre e inserida, e mucosa alveolar, sendo esta com maior média térmica (32,2°C). Comparada à mucosa alveolar, a gengiva apresenta menor fluxo sanguíneo. Ela pode ser dividida em gengiva livre, inserida e papila interdental. O estudo mostrou diferença de temperatura entre essas divisões gengivais, sendo maiores na gengiva livre e papila, provavelmente pela presença de reações imunológicas, mesmo subclínicas, no sulco gengival levando a um maior espalhamento de capilares sanguíneos nessas regiões do que na gengiva inserida. Segundo os autores, a TIV não precisaria mais ser restrita a porção anterior ao usar um espelho. Os autores ainda levantam a hipótese de que no campo dental, as doenças periodontais como gengivite e periodontite causam aumento da temperatura no tecido gengival, podendo a TIV ter um potencial uso no diagnóstico dessas doenças, assim como para problemas endodônticos. A conclusão do estudo é a TIV possui inúmeras aplicações em pesquisa odontológica e que exames termográficos podem

ajudar o clínico a identificar áreas com suprimento sanguíneo adequado e localizar margens dentro delas.

KABBACH et al. avaliaram a temperatura superficial e da polpa dental frente ao clareamento com ativação por luz halógena ou diodo emissor de luz (LED - “Light Emitting Diode”). Utilizaram a TIV e termopares para determinar as alterações térmicas dos dentes submetidos a diversos agentes clareadores. Entretanto não focaram na metodologia de avaliação, apenas nos resultados.

Em 2008, JAFARZADEH; UDOYE; KINOSHITA realizaram uma revisão de literatura para avaliar vitalidade pulpar através do fluxo sanguíneo aferido pela temperatura do elemento dental. Destacaram a necessidade de criar condições controladas para execução do exame devido aos resultados contrários encontrados em alguns estudos: evitar fumar, comer ou beber por 1 h antes, manter a sala isolada e com temperatura de 20°C, paciente deitado com suporte adequado de cabeça e com isolamento absoluto. Um estudo similar foi realizado em 2020 por Mendes et al. (MENDES et al., 2020), que encontraram temperatura mais baixa em dentes com tratamento endodôntico realizado quando comparados a dentes vitais ou com suspeita de necrose pulpar.

ZAKIAN et al. exploraram a aplicabilidade das mudanças térmicas associadas à desidratação para detecção e quantificação de cáries iniciais na oclusal de molares usando imagens IV. Imagens térmicas apresentaram capacidade para distinguir áreas saudáveis de cáries in vitro na metade externa do esmalte e áreas se estendendo até o meio do esmalte ou mais profundas. Entretanto, variações de temperatura devido à boca aberta ou umidade pela respiração podem ser desafios potenciais do uso dessa técnica in vivo e requerem mais investigações.

DORNBUSCH, em 2013 avaliou a TIV como método diagnóstico periodontal em 50 cães de raças, idades e gêneros variados. Comparou a temperatura de regiões saudáveis com áreas com gengivite leve e moderada, periodontite moderada e severa, e abscesso periodontal. Com sua metodologia não encontrou diferença térmica nos diferentes graus de gengivite ou periodontite, mas encontrou em casos de abscessos, comparados à áreas saudáveis, levando-a a concluir que a TIV pode ser usada para diagnóstico de inflamações periodontais agudas e não crônicas.

Uma outra aplicação estudada foi a avaliação do impacto da terapia antimicrobiana fotodinâmica (aPDT) com laser de baixa potência no inchaço tecidual, alteração de temperatura e qualidade de vida relacionados à saúde bucal após cirurgias de 3º molares impactados com o uso de TIV (BATINJAN et al., 2014). Os autores discutem que registros termográficos podem ser afetados pelo tipo de tecido avaliado, já que a gordura tem um efeito isolante e conseqüentemente pode reduzir a temperatura captada, sendo difícil ou até impossível a análise da temperatura da pele por TIV em pacientes acima do peso. Isso evidencia a importância dos tipos de tecidos e inclusive a espessura dos tecidos na

caracterização térmica dos mesmos. Apesar de não ter sido o foco do estudo, os autores demonstraram a eficácia da técnica.

A avaliação do uso de um dispositivo inter-oclusal em pacientes com bruxismo também foi avaliada através da tecnologia termográfica (BALDINI et al., 2015). Entretanto, o estudo não focou na técnica, apenas nos resultados obtidos, mas que demonstraram a eficácia da TIV na detecção de variações de temperatura dos músculos masséter, temporal, trapézio e esternocleidomastóide.

PRESÍDIO; WANDERLEY; MEDRADO realizaram uma revisão sistemática do uso da TIV na odontologia e suas especialidades. Incluíram 12 estudos realizados entre 1998 e 2013, sendo a maioria relacionada ao diagnóstico de DTM. Os autores discutem que a revisão evidencia a eficácia do uso da TIV para o diagnóstico de DTM, uma vez que 7 dos 12 artigos o descreveram como método acurado para tal. Ainda pontuam que pode ser um método mais detalhado de informações sobre a região estudada, favorecendo a diminuição da quantidade de outros exames complementares e prováveis procedimentos invasivos para o diagnóstico. Concluem que a hipótese de uso dessa técnica como método auxiliar no diagnóstico de DTM e comprometimento dos músculos mastigatórios é válida.

IOSIF et al. avaliaram o uso de TIV como método de investigação de estomatite por dentadura associada à *Candida*, tendo em vista que esta doença é uma desordem inflamatória na área de mucosa em contato com próteses dentárias totais. Os autores concluem que a TIV é um método rápido, não-invasivo que pode oferecer informações valiosas em áreas de desordens inflamatórias como estomatite por *cândida*, que pode ser usada para escaneamento, diagnóstico e monitoramento das mesmas.

KIRIMTAT et al. avaliaram a qualidade de resfriamento de três sistemas de implantes com tecnologia TIV, em instalação de implantes em modelos experimentais de costelas de porco. Entretanto não deram ênfase no método de avaliação térmica, apenas nos resultados encontrados. O mesmo ocorreu no estudo de Scarano et al. (RING; AMMER, 2012), que realizou um estudo clínico randomizado para avaliação clínica de edema e dor após técnicas diferentes de levantamento de seio maxilar utilizando escala analógica visual, escala verbal e imagem TIV.

Apesar do amplo potencial de aplicações, a comercialização e adaptação difundida da TIV tem sido impedida pelo custo e tamanho das câmeras IV (SAMADI et al., 2020). Samadi et al. demonstram que essas limitações são superadas com o uso de câmeras IV acopladas a celulares. Os estudos experimentais foram realizadas *in vitro* de uma investigação de detecção de cáries dentárias, utilizando dentes humanos extraídos com lesões cariosas artificialmente induzidas. A inspeção visual não foi capaz de determinar clinicamente os sinais de desmineralização, mas foi detectada pelo sistema termográfico de baixo custo. Os autores concluem que este sistema permite a aquisição de imagens IV confiáveis e consistentes, com habilidade de detectar lesões iniciais de cárie, pavimentando

o caminho para transformar a tecnologia termográfica em uma ferramenta preventiva em odontologia.

A validação da TIV no diagnóstico de lesões periapicais inflamatórias foi avaliada por Aboushady et al. (ABOUSHADY et al., 2021) ao comparar com métodos convencionais (clínico e radiográfico). Também avaliaram as faixas de temperatura em casos de pulpite aguda com periodontite apical, abscesso periapical agudo e crônico. O exame termográfico foi realizado com uma câmera FLIR com imagens extra-orais feitas da visão frontal e lateral de cada lado do paciente com a boca fechada e uma intra-oral com a perspectiva do palato. Um total de 80 pacientes foram incluídos nesse estudo. O protocolo incluía bochecho com água fria (10°C) por 1 min antes do exame. Os resultados indicaram que a temperatura mais alta foi detectada no abscesso agudo. Os autores discutem que a temperatura da mucosa de controle foi de 32,2°C, o que torna improvável haver falsos-positivos considerando os resultados encontrados. Entretanto, levantam as seguintes questões: de que o uso da TIV em odontologia ainda sofre com limitações como o alto custo em câmeras de qualidade, inacurácia de resultados em pacientes com queimaduras ou cicatrizes faciais, e sensibilidade da técnica, que resulta em redução da resolução da imagem se o ângulo e a distância da captura não forem ajustados. Concluem que a TIV é um método efetivo, não-ionizante, comparado aos raios x, já que apenas analisam radiações IV emitidas pelo corpo, e quantitativo, podendo diagnosticar lesões periapicais. Ainda pontuam que essa técnica pode ser capaz de detectar reações inflamatórias durante estágios pré-clínicos, levando a diagnósticos precoces.

Uma revisão sistemática verificou se a imagem térmica pode ser utilizada como um método de avaliação confiável de distúrbios musculoesqueléticos e DTM (MOREIRA et al., 2021a). Incluiu 24 artigos publicados entre 1985 e 2020 com estudos em humanos com 20 ou mais pacientes avaliados. Apesar de algumas disparidades, pontos de convergência entre os artigos puderam ser encontrados. Dentre eles, uma sutil diferença térmica entre áreas homólogas contralaterais em pacientes saudáveis; diferenças maiores ou iguais a 0,4°C em pacientes com sintomas unilaterais. A TIV ainda demonstrou uma acurácia baixa a moderada no diagnóstico de distúrbios musculoesqueléticos e DTM. A conclusão é de que apesar das limitações, a TIV pode constituir uma valiosa ferramenta diagnóstica de suporte no campo dessas distúrbios.

Um estudo realizado em 2021 revisou as aplicações da TIV em odontologia nas áreas de endodontia, DTM, cirurgia maxilo-facial, periodontia, prótese e implantodontia (MOREIRA et al., 2021b). Os autores concluem que o uso dessa tecnologia em odontologia em um futuro próximo como método altamente bem-sucedido de pesquisa e diagnóstico pode ser facilmente previsto devido a melhor acurácia nas imagens IV, aumento da sensibilidade térmica e da resolução espacial, além de permitir que as imagens térmicas sejam armazenadas digitalmente e processadas por diferentes softwares. Comparado com

os métodos diagnósticos existentes, ainda conta com as vantagens de ser não-invasivo, não exigir contato com a superfície, ser rápido, confortável e não apresentar efeitos colaterais ou ter contraindicações.

Recentemente os aspectos clínicos e termográficos dos fenótipos gengivais (características de espessura e altura da gengiva e osso alveolar) de pacientes saudáveis foram investigados em uma tese de Doutorado (MELO et al., 2022). Os resultados encontrados mostraram uma correlação significativa e inversamente proporcional entre os parâmetros clínicos das coroas dentárias e da gengiva com as características térmicas, mas sem associação significativa entre as temperaturas da gengiva inserida e da gengiva marginal com o fenótipo. A autora conclui que fenótipo espesso (dentes com coroas largas e curtas, com maior altura de gengiva inserida e maior profundidade de sondagem) tende a apresentar temperaturas menores, enquanto fenótipo fino (coroas mais longas e estreitas com gengiva inserida e profundidade de sondagem menores), temperaturas maiores.

O quadro 3 apresenta os estudos publicados sobre termografia aplicada à odontologia, separados por geração de sistemas termográficos, objetivo do uso da tecnologia (diagnóstico de doenças e lesões orais ou como teste metodológico), estudos in vitro, in vivo, ou revisões de literatura ou sistemática e áreas de aplicação.

A tabela 3 apresenta os estudos publicados sobre termografia aplicada à odontologia, separados por geração de sistemas termográficos, objetivo do uso da tecnologia (diagnóstico de doenças e lesões orais ou como teste metodológico), estudos in vitro, in vivo, ou revisões de literatura ou sistemática e áreas de aplicação.

Tabela 3 – Relação dos trabalhos publicados sobre uso da termografia aplicados em odontologia.

	1 <sup>a</sup> Geração	2 <sup>a</sup> Geração	3 <sup>a</sup> Geração
TIV para diagnóstico	Crandell e Hill (1966)	Pogrel et al. (1989) Barnett (1989) Biagioni et al. (1996) McGimpsey et al. (2000) Kells et al. (2000) Komoriyama et al. (2003)	Zakian et al. (2010) Dornbusch (2013) Iosif et al. (2016 e 2021) Samadi et al. (2020) Aboushady et al. (2021) Melo (2022)
TIV como teste metodológico	–	Launay et al. (1987)	Kabbach et al. (2008) Batinjan et al. (2014) Baldini et al. (2015) Kirstein et al. (2016) Sacarano et al. (2018)
In vitro	–	Launay et al. (1987) Pogrel et al. (1989)	Kabbach et al. (2008) Zakian et al. (2010) Kirstein et al. (2016) Samadi et al. (2020)
In vivo	Crandell e Hill (1966)	Barnett (1989) Biagioni et al. (1996) McGimpsey et al. (2000) Kells et al. (2000) Komoriyama et al. (2003)	Dornbusch (2013) (cães) Batinjan et al. (2014) Baldini et al. (2015) Iosif et al. (2016) Sacarano et al. (2018) Aboushady et al. (2021) Melo (2022)
Revisão de literatura ou sistemática	–	–	Jafarzadeh et al. (2008) Presídio et al. (2016) Moreira et al. (2021) Iosif et al. (2021)
Áreas de aplicação	Endodontia (vitalidade pulpar)	Doença periodontal, gradiente térmico da coroa dental, efeito dos lasers nos dentes desordens craniomandibulares, fraturas faciais e injúrias neurais, endodontia (vitalidade pulpar), gradiente térmico dos tecidos moles orais	Doença periodontal, cárie, efeito térmico de clareamento dental, endodontia (lesões periapicais), cicatrização pós-operatória, bruxismo, DTMs, estomatite por dentadura, resfriamento em instalação de implantes, prótese, fenótipo periodontal

## 3 MATERIAIS E MÉTODOS

### 3.1 Materiais

No presente trabalho foram obtidas imagens térmicas intraorais de pacientes selecionados por apresentarem anomalias visíveis. Para captar as imagens foram utilizados os equipamentos e dispositivos a seguir descritos:

- Câmera termográfica modelo Flir One Pro;
- Celular smartphone Samsung A10 com o aplicativo “Thermal Camera”<sup>1</sup> ;
- Afastador labial polimérico Optragate, feito de estireno-etileno-butileno-estireno (SEBS)(66);
- Afastador labial metálico, feito de aço inoxidável;
- Régua para medir distância da câmera até a boca;
- Placa de vidro para evitar interferência do ar da respiração;
- Termômetro digital para aferição da temperatura axilar do paciente.

### 3.2 Metodologia

#### 3.2.1 Seleção dos pacientes

Foram selecionados 11 pacientes atendidos em clínica privada do Rio de Janeiro, RJ – Brasil, apresentando gengivite, periodontite ou saúde periodontal diagnosticados clinicamente por cirurgiã-dentista especialista em periodontia, sendo 3 homens e 8 mulheres. Os pacientes assinaram o Termo de Compromisso Livre e Esclarecido (TCLE) antes de iniciar a aquisição das imagens (Apêndice A). A pesquisa foi aprovada pelo Comitê de Ética do Hospital Federal da Lagoa através da Plataforma Brasil (Apêndice B).

Os diagnósticos foram considerados por sítio e não por paciente, por isso alguns pacientes apresentaram mais de um diagnóstico. As áreas foram escolhidas da região anterior de maxila e mandíbula, abrangendo da distal do canino de um lado à distal do canino contralateral. Os quadros 4 e 5 reúnem os sítios que foram selecionados.

<sup>1</sup> <[https://play.google.com/store/apps/details?id=georg.com.flironetest\\_01&hl=en&gl=US](https://play.google.com/store/apps/details?id=georg.com.flironetest_01&hl=en&gl=US)>

As imagens de algumas regiões foram possíveis somente com determinadas angulações de captação, como por exemplo a distal do 13, que só foi identificado nas imagens laterais direitas por ser a porção posterior do canino superior direito, não sendo possível sua identificação nas imagens laterais esquerdas. Nem todos as regiões foram mensuradas nas 3 angulações de captura (frontal, lateral direita e lateral esquerda). A figura 7 exemplifica as regiões selecionadas. Antes do exame clínico os pacientes responderam um questionário básico de saúde que compôs a ficha clínica de cada paciente (Apêndice C).

tabela 4 - Sítios selecionados em maxila de acordo com a região periodontal, dentes correspondentes e diagnóstico (saúde periodontal – azul, gengivite – amarelo e periodontite – laranja).

Tabela 4 – Sítios selecionados em maxila de acordo com a região periodontal, dentes correspondentes e diagnóstico (saúde periodontal – azul, gengivite – amarelo e periodontite – laranja).

Maxila			
Nº	Região	Dente	Diagnóstico
1	Papila gengival	13 - 11 (paciente com ausência do 12)	Saúde periodontal
2	Papila gengival	12 - 11	Saúde periodontal
3	Papila gengival	11 - 21	Saúde periodontal
4	Papila gengival	21 - 22	Saúde periodontal
5	Margem gengival	11	Saúde periodontal
6	Margem gengival	13	Saúde periodontal
7	Margem gengival	21	Saúde periodontal
8	Margem gengival	22	Saúde periodontal
9	Papila gengival	14 - 13	Gengivite
10	Papila gengival	13 - 12	Gengivite
11	Papila gengival	12 - 11	Gengivite
12	Papila gengival	21 - 22	Gengivite
13	Papila gengival	22 - 23	Gengivite
14	Papila gengival	23 - 24	Gengivite
15	Papila gengival	14 - 13	Periodontite
16	Papila gengival	13 - 12	Periodontite
17	Papila gengival	21 - 22	Periodontite
18	Papila gengival	22 - 23	Periodontite
19	Papila gengival	23 - 24	Periodontite
20	Mesial	11	Periodontite
21	Mesial	12	Periodontite
22	Mesial	21	Periodontite
23	Distal	13	Periodontite
24	Distal	12	Periodontite
25	Distal	21	Periodontite
26	Distal	22	Periodontite
27	Distal	23	Periodontite

Tabela 5 – Sítios selecionados em mandíbula de acordo com a região periodontal, dentes correspondentes e diagnóstico (saúde periodontal – azul e gengivite – amarelo).

Mandíbula			
Nº	Região	Dente	Diagnóstico
1	Papila gengival	33 - 32	Saúde periodontal
2	Papila gengival	32 - 31	Saúde periodontal
3	Papila gengival	31 - 41	Saúde periodontal
4	Papila gengival	34 - 33	Gengivite
5	Papila gengival	31 - 41	Gengivite
6	Papila gengival	41 - 42	Gengivite
7	Papila gengival	42 - 43	Gengivite
8	Papila gengival	43 - 44	Gengivite
9	Margem gengival	31	Gengivite
10	Margem gengival	32	Gengivite
11	Margem gengival	33	Gengivite
12	Margem gengival	41	Gengivite
13	Margem gengival	42	Gengivite

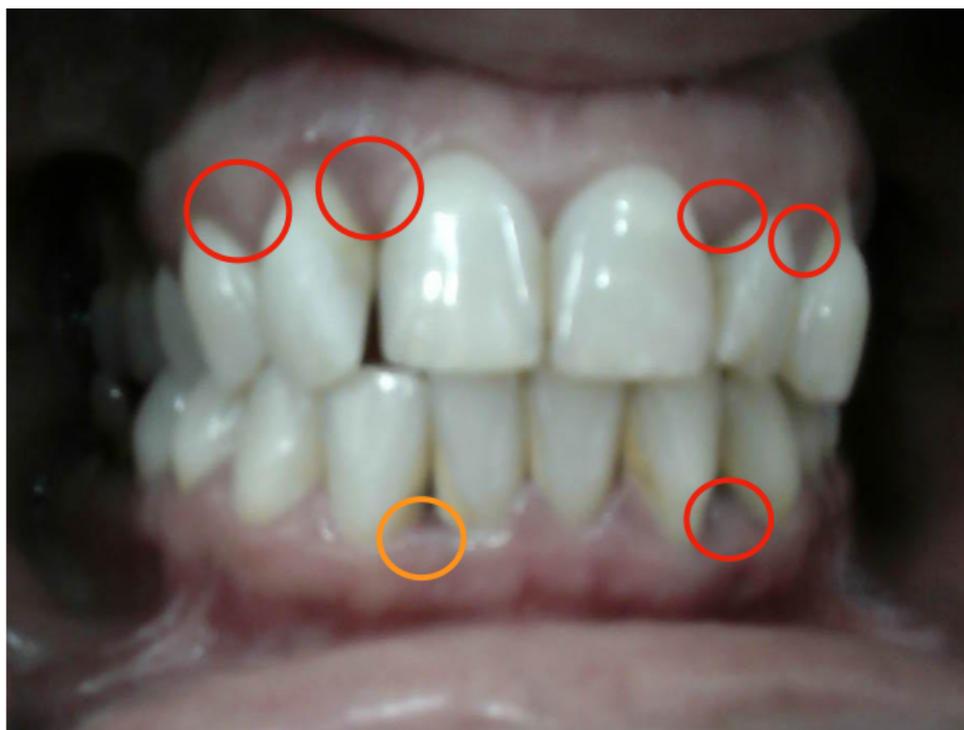


Figura 7 – Exemplo das regiões selecionadas em vermelho com periodontite e em laranja com gengivite da esquerda para direita no superior: papila entre 13-12, mesial do 12, papila entre 21-22, papila entre 22-23; da esquerda para direita no inferior: papila entre 41-42 e papila entre 33-32

### 3.2.2 Aquisição de imagens

Após ensaios preliminares desenvolveu-se o procedimento para a captura das imagens. Para evitar que fatores externos interferissem na temperatura detectada pela

câmera infravermelha foi adotado o protocolo a seguir:

1. Permanência do paciente por pelo menos 10 minutos dentro do consultório odontológico climatizado entre 20 e 22 °C antes da aquisição;
2. Assinatura do termo de Termo de Consentimento Livre e Esclarecido pelo paciente e registro da ficha clínica do paciente pela periodontista durante esses 10 minutos, em um formulário online, com informações pessoais e clínicas diagnósticas das condições periodontais e de saúde geral do paciente;
3. Aferição e registro da temperatura axilar do paciente com termômetro digital após 10 minutos de permanência na sala climatizada;
4. Posicionamento do paciente na cadeira odontológica e colocação do afastador labial polimérico Optragate na boca do mesmo;
5. Posicionamento da placa de vidro abaixo do nariz do paciente e acima do lábio superior, sendo mantida nesta posição pela auxiliar de saúde bucal ou pelo próprio paciente durante todas as capturas de imagens;

A figura 8 abaixo ilustra os passos 4 a 7 adotados na obtenção da imagem frontal com o afastador Optragate.



Figura 8 – Posicionamento da dentista durante a captação da imagem térmica infravermelha à esquerda, e detalhe do posicionamento da câmera, placa de vidro e régua à direita.

6. Posicionamento da câmera térmica a 5 cm da boca do paciente;
7. Captura das seguintes imagens térmicas intraorais utilizando o aplicativo "*Thermal Camera*"<sup>2</sup> no smartphone configurado com parâmetro de emissividade do corpo humano ( $\epsilon=0,98$ ):
  - Imagem frontal (0 ° da boca)
  - Imagem lateral esquerda (-45° da boca)
  - Imagem lateral direita (45° da boca);
8. Substituição do afastador labial Optragate pelo metálico, e repetição dos passos 5 ao 7.

### 3.2.3 Análise de imagens/Análise estatística

Após a fase de aquisição de imagens, criou-se um banco de dados contendo as informações dos 11 pacientes com 6 imagens cada. As 66 imagens foram armazenadas e empregou-se um software desenvolvido exclusivamente para o projeto, o "IR-Analysis" para a análise. Com a ajuda deste software, cada imagem pôde ser decomposta em duas partes, a imagem visual (fotografia padrão intraoral) e uma imagem térmica infravermelha (podendo ser exibida em diferentes paletas de cor falsa) composta por uma matriz de temperaturas em graus Celsius. Cada par de imagens foi analisado por dentista especialista em periodontia por meio de inspeção visual para apresentar o diagnóstico clínico periodontal e com a ajuda do software "IR-Analysis" como ilustrado na figura 9. A seguir é descrito o passo-a-passo do processo de análise:

1. Identificação nas imagens visuais das regiões diagnosticadas clinicamente como gengivite, periodontite ou saúde periodontal;
2. Identificação nas imagens infravermelhas das regiões equivalentes às imagens visuais usando uma paleta de cor apropriada com melhor realce das delimitações gengivais;
3. Armazenamento no software de cada região selecionada, por paciente, contendo as seguintes informações:
  - Matriz de temperaturas de região com tamanho de 3x3 pixels;
  - Temperatura média e desvio padrão da região em graus Celsius;
  - Coordenadas do ponto central da região na matriz;
  - Diagnóstico clínico da região (saudável, periodontite ou gengivite) identificado previamente na imagem visual;

<sup>2</sup> <[https://play.google.com/store/apps/details?id=georg.com.flironetest\\_01&hl=en&gl=US](https://play.google.com/store/apps/details?id=georg.com.flironetest_01&hl=en&gl=US)>

- Região gengival: papila, mesial, distal e gengiva inserida;
  - Dente correspondente à região;
  - Angulação da imagem;
  - Afastador utilizado.
4. Geração de relatórios pelo software a partir das áreas selecionadas nas imagens térmicas, contendo as informações listadas no passo anterior em formato de planilhas do Microsoft Excel;
  5. Normalização dos valores térmicos através do cálculo da diferença entre a temperatura corporal do paciente e a temperatura média da região analisada ( $\Delta T$ ), permitindo a comparação entre paciente e de acordo com a condição periodontal;
  6. Comparação dos valores normalizados em um experimento fatorial  $3 \times 3 \times 2$  com efeito fixo para analisar estatisticamente se há diferença entre temperaturas de acordo com os seguintes fatores e se há interação destes entre si:
    - Fator A - Condição periodontal (nos níveis 1 - gengivite, 2 - periodontite e 3 - saúde),
    - Fator B - Angulação da imagem (nos níveis 1 - frontal, 2 - lateral direita e 3 - lateral esquerda) e,
    - Fator C - Afastador labial utilizado (nos níveis 1 - Optragate e 2 - metálico);
      - Os cálculos da análise de variância foram realizados usando o software Microsoft Excel;
      - Além do efeito fixo dos tratamentos, que ao todo foram 18 pelas diferentes combinações entre fatores e níveis, também foram analisados os efeitos fixos das interações entre eles, isto é, se houve influência de algum fator sobre o outro;
      - Naqueles onde houve interação, foram analisadas também os efeitos de diferentes níveis em determinado fator para detectar possíveis influências nas temperaturas;
      - Teste T de Student para comparar médias entre grupos.

Para maior compreensão desse tipo de experimento científico é sugerida a leitura do artigo de Cunico et al. (MELO et al., 2022).

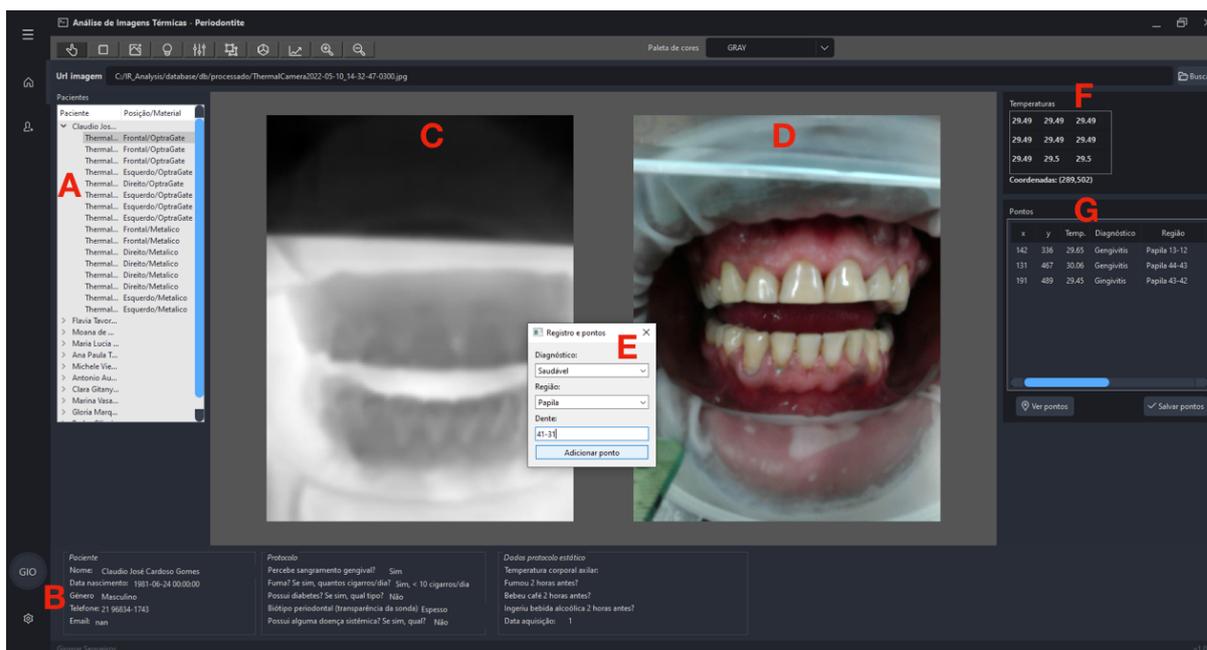


Figura 9 – Tela do software “IR-Analysis” contendo A) Lista das imagens separadas por pacientes com a angulação e afastador labial utilizados, B) Dados da ficha clínica do paciente, C) Imagem térmica com a paleta cinza de cores, D) Imagem visual, E) Aba de seleção do diagnóstico, região e dente de acordo com o diagnóstico clínico, F) Matriz térmica 3X3 pixels com as coordenadas do ponto selecionado embaixo e G) Lista dos pontos selecionados com as informações para compor os relatórios.

## 4 RESULTADOS

Trinta e sete regiões diferentes foram analisadas em 66 imagens térmicas infravermelhas nos 11 pacientes selecionados e incluídas na análise estatística. Alguns pacientes apresentaram mais de um diagnóstico em distintas regiões do periodonto. De alguns pacientes foi obtido apenas um diagnóstico. Algumas áreas que não puderam ser analisadas em determinadas angulações. Foram formados 18 grupos com diferentes combinações de fatores (A, B, C) e níveis distintos entre si. Os valores de  $\Delta T$  de cada um desses 18 grupos do experimento fatorial  $3 \times 3 \times 2$  estão reunidos na tabela 1, assim como a soma deles, que foram usadas na análise estatística.

De acordo com a análise de variância inicial, em que foi encontrado um valor de  $F = 5,97$ , foi possível concluir com 95% de confiança que há diferença nas temperaturas entre os diferentes grupos analisados. Na análise separada dos fatores houve diferença estatística somente entre as condições periodontais (fator A,  $F = 4,14$ ) e entre os afastadores labiais (fator C,  $F = 32,65$ ), mas não houve diferença estatisticamente significativa com 95% de confiança entre as diferentes angulações das imagens (fator B,  $F = 1,67$ ). Da mesma forma, as interações entre os grupos A x B ( $F = 1,23$ ) e B x C ( $F = 1,75$ ) também não apresentaram diferença estatística significativa, enquanto houve interação positiva entre A x C ( $F = 9,34$ ) e A x B x C ( $F = 7,54$ ). Demonstrando que não há influência das angulações durante a captação das imagens na temperatura da região periodontal, mas que existe influência das condições periodontais e dos afastadores labiais.

A análise estatística dos níveis dentro dos fatores que apresentaram interação visa determinar se algum fator específico influencia ou não a temperatura em um nível específico. Na comparação dos afastadores labiais nas diferentes condições periodontais encontrou-se, com 95% de confiança, diferença significativa nas regiões com gengivite ( $F = 8,40$ ) e periodontite ( $F = 39,64$ ). Entretanto, não houve diferença estatisticamente significativa na comparação dos sítios saudáveis com diferentes afastadores ( $F = 3,30$ ). Já na comparação das condições periodontais com o uso dos diferentes afastadores, foi encontrada diferença estatisticamente significativa com 95% de confiança com o uso do afastador metálico ( $F = 10,96$ ), mas não houve diferença entre as condições periodontais com o uso do Optragate ( $F = 2,52$ ). Significando que o afastador metálico influenciou a temperatura captada pela câmera térmica nos casos de gengivite, e principalmente nos casos de periodontite, e que não apresentou influência nos casos de saúde periodontal. Enquanto que o Optragate não apresentou influência térmica em nenhuma das diferentes condições periodontais.

Todas as regiões analisadas apresentaram temperatura menor que a temperatura corporal, representada por valores positivos de  $\Delta T$  (temperatura corporal – temperatura

média da região selecionada na matriz térmica 3x3). A gengivite com o uso do Optragate apresentou uma média de 5,59 ( $\pm 1,30$ ), enquanto que com o afastador metálico, 5,01 ( $\pm 0,99$ ). Para periodontite a média com Optragate foi de 6,01 ( $\pm 1,27$ ) e com metálico, 3,91 ( $\pm 0,60$ ). Em regiões saudáveis, a média foi de 4,88 ( $\pm 1,29$ ) com o Optragate e 5,08 ( $\pm 0,85$ ) com o afastador metálico. A tabela 6 e tabela 7 reúnem esses dados. Tendo visto que o afastador polimérico Optragate não influenciou as temperaturas das diferentes condições gengivais, o Teste t de Student apresentou diferenças estatísticas na comparação entre gengivite e periodontite e entre ambas com saúde periodontal com 95% de confiança.





Tabela 8 – Média e desvio padrão de  $\Delta T$  ( $^{\circ}C$ ) de acordo com a condição periodontal e afastador labial Optragate.

	Gengivite		Média	Desvio Padrão	Periodontite		Média	Desvio Padrão	Saudável		Média	Desvio Padrão
Optragate	4,77	5,73	7,52	4,68	6,53	4,82			4,89	5,41	5,93	
	3,76	4,92	7,63	3,83	6,66	6,01			4,48	5,49	6,27	
	3,24	5,07	6,12	3,92	6,61	5,68			4,59	4,62	4,86	
	3,59	6,74	6,44	4,96	6,21	5,63			4,17	6,01	4,69	
	5,98	6,33	6,87	4,82	3,23	5,83			6,62	6,61	5,42	
	6,34	6,94	7,06	5,90	7,54	4,04			6,04	4,57	5,60	
	4,31	7,07	7,04	6,23	7,75	4,36			4,26	4,73	6,81	
	3,25	6,91	4,60	6,34	7,42	4,85			5,11	5,21	5,99	
	3,62	5,17	4,19	6,07	6,56	4,18			4,70	5,27	6,07	
	4,33	4,16	4,87	5,31	7,70				4,98	7,31	3,71	
	5,31	3,21	5,18	6,36	4,96				8,91	7,54	3,92	
	4,98	3,54	6,11	6,31	6,07				7,86	7,70	3,67	
	7,33	6,15	5,65	6,17	6,33				7,98	3,83	4,31	
	8,02	6,39	6,35	5,60	6,30				3,68	3,98	3,70	
	8,10	4,56	6,62	4,87	3,55				3,64	4,09		
	6,87	3,77	5,26	4,90	5,93				4,10	4,16		
7,39	3,84	3,96	5,39	5,35				4,12	5,91			
6,95	4,93	3,45	6,49	6,36				4,07	5,49			
7,46	4,69	3,84	6,57	6,52				3,47	5,43			
7,56	6,19	4,10	5,58	3,39				4,87	4,17			
							6,01	1,27			4,87	1,30

Tabela 9 – Média e desvio padrão de  $\Delta T$  ( $^{\circ}C$ ) de acordo com a condição periodontal e afastador labial Metálico.

	Gengivite		Média	Desvio Padrão	Periodontite		Média	Desvio Padrão	Saudável		Média	Desvio Padrão
Metálico	5,43	4,45	5,36	4,29	3,95	3,89			5,50	5,45	4,63	
	5,04	5,07	5,76	4,55	4,09	3,80			5,62	5,62	3,87	
	3,41	4,08	4,87	5,15	4,09	3,71			5,52	5,34	3,50	
	4,04	4,52	5,41	5,04	3,91	2,72			5,18	4,49	4,83	
	4,54	6,84	5,27	3,98	3,25	4,46			4,39	4,01	5,29	
	4,45	7,26	5,62	4,49	4,18	3,02			3,70	3,70	5,55	
	4,32	6,94	5,61	4,56	4,01	5,07			4,92	4,69	5,66	
	4,43	6,78	4,59	5,14	4,56	4,42			5,91	6,15	5,16	
	3,81	5,46	4,14	4,21	3,20				5,71	6,08	5,28	
	4,69	4,61	4,30	5,69	3,89				6,02	5,89	5,39	
	5,65	2,71	6,40	5,76	4,44			3,91	5,15	5,25	4,11	5,08
	5,44	3,11	6,36	5,81	3,64				5,02	5,55	4,15	0,85
	4,06	4,19	6,86	5,79	3,91				5,72	6,21	4,31	
	5,01	3,88	6,57	4,34	3,81				3,90	4,17	4,08	
	5,11	4,41	5,32	4,95	3,28				4,04	4,16		
	4,92	3,95	4,78	6,61	2,93				3,95	3,74		
	5,49	4,74	3,19	6,54	3,93				3,43	3,86		
	5,34	6,19	3,55	6,40	5,01				3,52	5,13		
	5,56	6,16	4,09	6,18	3,16				3,45	5,29		
	5,59	3,83	3,84		4,58				3,44	5,43		

## 5 DISCUSSÃO

O emprego da temperatura como diagnóstico periodontal é pesquisado a mais de 30 anos, com seu ápice no final da década de 1980 e início dos anos 1990. Estes estudos investigaram métodos objetivos de previsão da atividade de doença periodontal, com sondas contendo termopares (KUNG; OCHS; GOODSON, 1990; JR.; KILLOY, 1992; BRILL; MAEDA; STOLTZE, 1978; HOLTHUIS; CHEBIB, 1983; NIEDERMAN et al., 1995), laser doppler (BAAB; ÖBERG; LUNDSTRÖM, 1990; MOLNÁR et al., 2015), termístores metálicos (BAAB; ÖBERG; LUNDSTRÖM, 1990) e TIV (MÖRMANN et al., 1985). Entretanto nos trabalhos pesquisados, somente 5 estudos investigaram a TIV na avaliação térmica dos tecidos periodontais. Destes, 2 fizeram caracterização térmica dos tecidos moles orais (KOMORIYAMA et al., 2003; MELO et al., 2022) como abordado na revisão de literatura, enquanto os outros 3 compararam doença periodontal com saúde, sendo 2 em humanos (MÖRMANN et al., 1985; BARNETT et al., 1989) e um em cachorros (DORNBUSCH, 2013), assim como foi realizado neste trabalho.

Os estudos utilizando TIV no diagnóstico de doença periodontal em humanos foram realizados na década de 1980, utilizando sistemas termográficos de 2<sup>a</sup> geração. Apesar de terem encontrado resultados diagnósticos positivos, com temperaturas mais altas nas áreas inflamadas, não foram apresentadas justificativas para a interrupção das pesquisas. Uma hipótese pode ser o declínio do interesse após os resultados negativos do projeto americano de diagnóstico de câncer de mama que gerou dúvidas na comunidade científica quanto à viabilidade da tecnologia TIV. Outras hipóteses podem ser os rígidos protocolos de captação das imagens e necessidade de treinamento para correta análise e interpretação das mesmas, tornando o uso clínico mais limitado. Um dos objetivos deste trabalho foi justamente propor um modelo de captação e análise viável clinicamente para poder ser utilizado no futuro em áreas de difícil acesso do país em prol de diagnóstico precoce de doença periodontal.

DORNBUSCH de 2013 não identificou diferença de temperaturas em locais com diferentes graus de gengivite ou periodontite, mas identificou que regiões com abscessos apresentam maiores temperaturas que as áreas saudáveis. Possivelmente, a metodologia utilizada tenha sido inadequada, além de não ter informado qual a emissividade utilizada. Dornbusch utilizou os valores térmicos absolutos para cada grupo de grau de doença periodontal. Este procedimento é inadequado. No presente trabalho ao considerar a média das temperaturas absolutas encontradas nas regiões com gengivite ( $30,65^{\circ}\text{C} \pm 1,47$ ), periodontite ( $30,70^{\circ}\text{C} \pm 1,25$ ) e saúde periodontal ( $30,89^{\circ}\text{C} \pm 1,28$ ) observa-se que as diferenças são menores que  $0,5^{\circ}\text{C}$ . Considerando uma referência (temperatura corporal) para normalizar os valores medidos é possível comparar de forma mais eficaz e demonstrar

que existem diferenças estatísticas entre os resultados. A diferença entre as médias térmicas corporais nos pacientes com gengivite ( $36,2^{\circ}\text{C}\pm 0,30$ ), periodontite ( $36,43^{\circ}\text{C}\pm 0,33$ ) e saúde periodontal ( $36,09^{\circ}\text{C}\pm 0,33$ ) evidenciam a necessidade do valor de referência para normalização dos dados da temperatura antes de serem comparados. Assim, as possíveis variações térmicas entre os indivíduos podem ser descartadas e a comparação por grupo de doença e não entre pacientes pode ser feita.

Utilizando a metodologia previamente descrita, foi possível verificar diferença estatisticamente significativa entre saúde periodontal, gengivite e periodontite detectada por TIV, em concordância com a literatura encontrada (BARNETT et al., 1989; MÖRMANN et al., 1985). Entretanto, os dados da literatura mostraram que as temperaturas nas situações de inflamação periodontal (gengivite e periodontite) foram menores do que em sítios saudáveis. Uma possível explicação para isso pode ser o fenótipo periodontal, que consiste na altura e espessura dos tecidos periodontais e de forma geral é classificado como espesso ou fino. Como elucidado por Melo (MELO et al., 2022), fenótipos espessos tendem a apresentar temperaturas menores em geral, enquanto que fenótipos finos, tendem a ter temperaturas maiores. Considerando que, 10 dos 11 pacientes na presente pesquisa apresentaram periodonto espesso, e que essa característica morfológica não foi informada nos estudos prévios citados, é possível que a diferença térmica encontrada nos casos de inflamação seja devido a isso.

Outra diferença entre os estudos realizados na década de 1980 e o presente trabalho foi com relação ao protocolo de obtenção das imagens térmicas. Eles utilizaram o protocolo dinâmico enquanto que no presente trabalho o protocolo foi estático para avaliar possíveis diferenças térmicas. A vantagem do primeiro é que permite uma avaliação da resposta termoregulatória das regiões de interesse, isto é, o comportamento térmico temporal da região analisada. Já o protocolo estático permite somente uma análise da distribuição espacial da temperatura (JIANG et al., 2005). A escolha foi feita devido aos fatores tempo, visto que o protocolo dinâmico exige maior número de etapas durante a obtenção das imagens, e limitação técnica com o aplicativo “Thermal Camera” que apresentava somente a função de fotografar sem oferecer a possibilidade de filmar ou registrar imagens sequenciadas. Apesar da melhor caracterização térmica com o protocolo dinâmico, é possível utilizar as imagens obtidas com o protocolo estático e transformá-las em protocolo dinâmico através da comparação com imagens estáticas realizadas em momentos distintos. A reprodução do presente trabalho pode ser realizada no futuro e os resultados comparados, ampliando seu impacto científico.

A ausência de diferença térmica entre as angulações durante a captura das imagens corrobora com os resultados de Vollmer e Möllmann (VOLLMER, 2021) os quais mostraram que a emissividade de um corpo cinza é praticamente constante da angulação de  $0^{\circ}$  a  $45^{\circ}$ . Estas angulações foram as mesmas utilizadas no protocolo de aquisição das

imagens deste trabalho. Considerando que a emissividade de um objeto é o fator que pode alterar a temperatura captada pela câmera IV segundo a Lei de Stephan-Boltzman como dito anteriormente, angulações até  $45^\circ$  devem apresentar a mesma temperatura, que foi demonstrado na análise estatística dos resultados deste trabalho. A figura 10 ilustra a comparação do efeito da angulação na emissividade de um corpo negro, que é isotrópico, ou seja, emite radiação IV de forma igual independente da direção, com a de um corpo cinza, anisotrópico, propriedades diferentes de acordo com a direção.

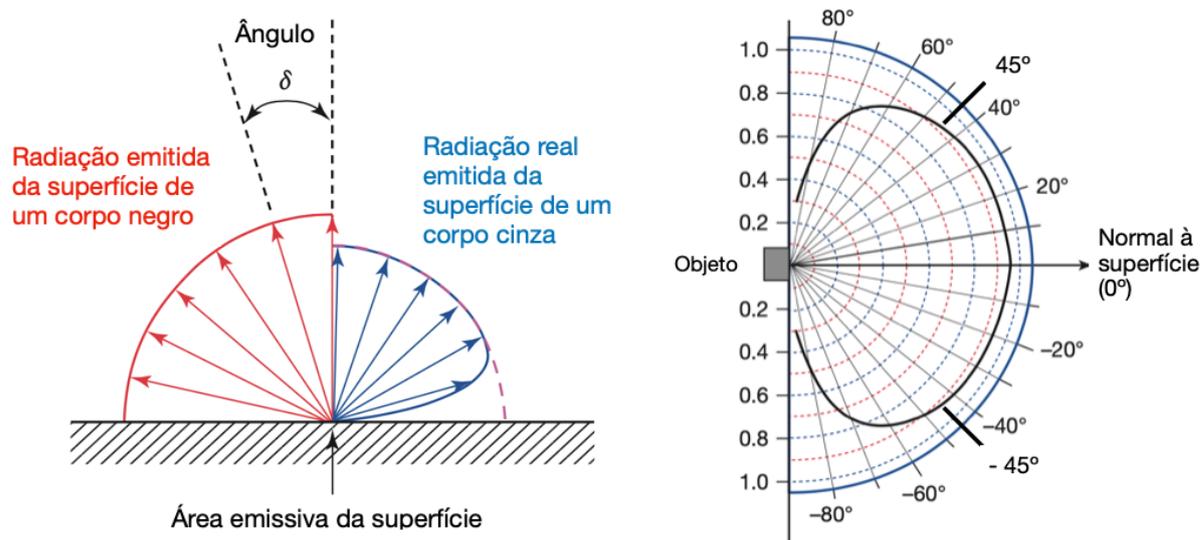


Figura 10 – À esquerda comparação entre a radiação emitida por um corpo negro (vermelho) e corpo cinza (azul) de acordo com o ângulo em relação à superfície emissora e à direita comparação entre as curvas de emissividade de um corpo negro (externa em azul) e um corpo cinza (interna em preto) demonstrando a mudança na emissividade deste a partir de  $45^\circ$ . Fonte: Adaptado de RING; AMMER

Outro aspecto importante a ser analisado é sobre a diferença térmica encontrada estatisticamente entre os afastadores labiais confeccionado com polímero (SEBS) e metal (aço inoxidável). As propriedades térmicas variam entre eles no que diz respeito à condutibilidade e emissividade: polímeros são materiais não condutores térmicos, por isso usados muitas vezes como isolantes, devido a ligação covalente entre as moléculas de monômeros, já metais são considerados condutores de energia térmica devido a ligação metálica entre seus átomos com elétrons livres na camada de condução formando uma nuvem eletrônica. Quanto à emissividade, polímeros tendem a apresentar maiores valores comparados aos metais, pois estes apresentam maior refletividade, especialmente polidos, diminuindo a radiação IV emitida, enquanto os polímeros por serem opacos apresentam baixa refletividade e maior emissão de radiação IV. A figura 10 exemplifica o comportamento da emissividade de corpos negros, materiais não condutores (polímeros) e condutores (metais) de acordo com a angulação de captação, demonstrando a diferença de emissividade entre esses objetos e mínima alteração dessa propriedade frente à angulação. Assim, o afastador

metálico por apresentar alta refletividade pode ter influenciado a temperatura gengival medida nas diferentes regiões.

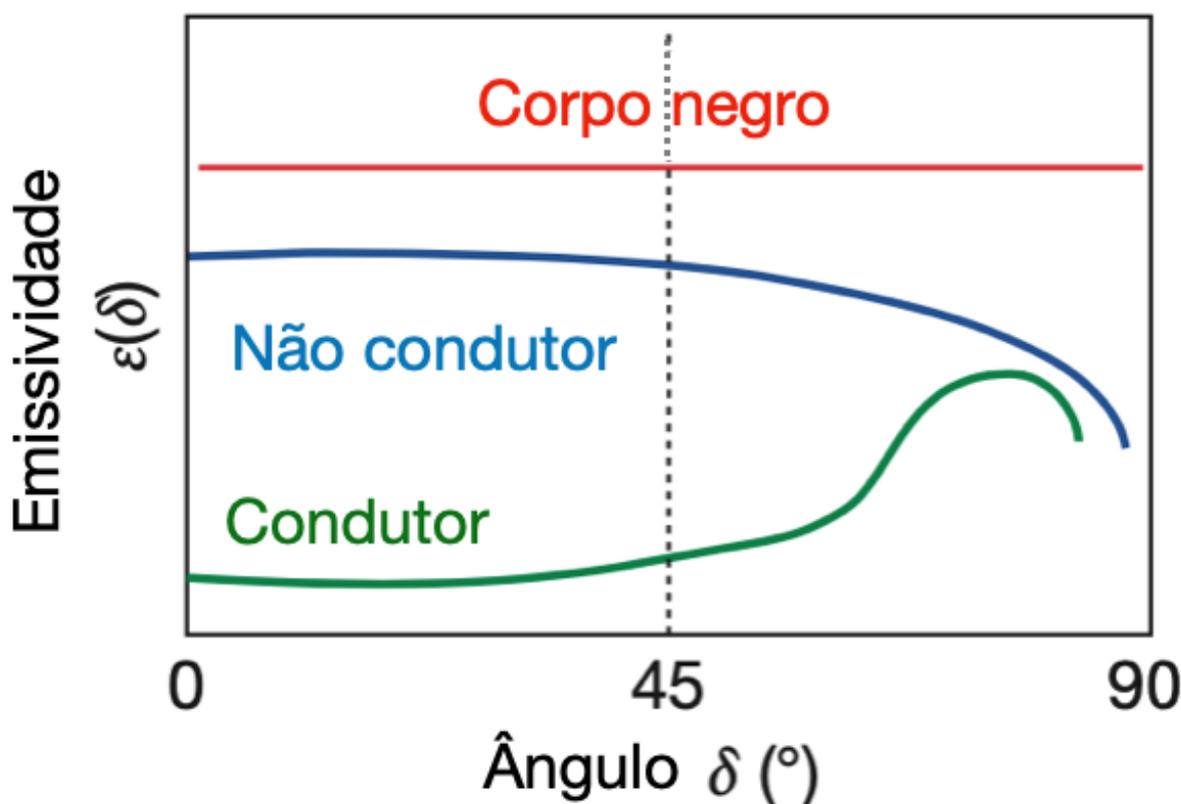


Figura 11 – Gráfico comparando valores de emissividade de materiais condutores (verde), não condutores (azul) e corpos negros (vermelho) com angulações de captura. Fonte: Adaptado de RING; AMMER

Ainda sobre a emissividade, como visto na revisão de literatura, ela é fundamental para a correta captação e interpretação das imagens termográficas. A escolha pelo valor de 0,98 neste trabalho foi baseada no estudo de Melo et al. (MELO et al., 2022). Ele se refere à emissividade da pele e é a considerada na maior parte dos estudos atualmente realizados com TIV para aplicação médica. Entretanto, os tecidos de interesse para diagnóstico periodontal são do periodonto, ou seja, tecidos intraorais, que são úmidos e por isso diferem da pele. Nenhum estudo sobre o valor de emissividade de tecidos intraorais foi encontrado na literatura pesquisada para este trabalho. Alguns estudos pesquisando TIV em tecidos intraorais não informaram o parâmetro utilizado na metodologia (DORNBUSCH, 2013; KOMORIYAMA et al., 2003; MÖRMANN et al., 1985), somente Melo et al (MELO et al., 2022) e Barnett (BARNETT et al., 1989). Este não especificou a emissividade utilizada, apenas informou que era maior que 0,96. Assim, com base na ausência de estudos com emissividade de tecidos intraorais e de valores utilizados em 3 dos 5 estudos com TIV no periodonto, a referência utilizada foi a de Melo et al (MELO et al., 2022). Sugere-se que trabalhos futuros investiguem a emissividade dos tecidos periodontais para realizar uma captação e interpretação mais correta de imagens intraorais.

Além do cuidado com os parâmetros utilizados na câmera termográfica, um protocolo padronizado prévio à captura das imagens IV para evitar interferências do ambiente também se faz necessário como elucidado nos Guidelines da Academia Internacional de Termologia Clínica (AMALU, 2015). Algumas limitações técnicas durante a captura das imagens em ambiente clínico odontológico dificultaram a execução de algumas dessas recomendações. Como por exemplo a falta de padronização do tempo de exposição dos tecidos orais ao ambiente após colocação dos afastadores bucais devido à atrasos na abertura do aplicativo “Thermal Camera”. Ainda assim, os principais cuidados para evitar interferências externas na temperatura captada pela câmera foram tomados.

A escolha pela região anterior de maxila e mandíbula foi o principal limitador para a inclusão de um número maior de pacientes no estudo, visto que todos são pacientes de clínica privada e atendidos pela primeira autora. Apesar da alta prevalência de doenças periodontais na população, as regiões posteriores, de molares e pré-molares, são as mais acometidas nos pacientes atendidos nesta prática privada. Esse fato dificultou a inclusão de mais pacientes com bolsas periodontais em região anterior das arcadas dentárias. Assim, com a metodologia proposta neste trabalho os casos selecionados de periodontite foram principalmente de pacientes apresentando o padrão molar-incisivo, em que são acometidos os dentes incisivos e os 1os molares. Devido a essa limitação é sugerido que futuros trabalhos busquem uma metodologia que permita a captação de imagens IV dos dentes posteriores, lembrando de levar em consideração a diferença térmica periodontal entre essas regiões como publicado por Holthuis e Cehbib (HOLTHUIS; CHEBIB, 1983).

A busca por um modelo de captação e análise de imagens IV utilizando uma câmera termográfica portátil acoplada a um smartphone em um ambiente clínico odontológico que pudesse ser expandido para uso em comunidades de difícil acesso do Brasil foi o principal motivador deste projeto. Assim, apesar das limitações relacionados à amostra pequena, questões técnicas na abertura do aplicativo “*Thermal Camera*” no smartphone e protocolo estático somente, os resultados deste estudo levam a acreditar que a TIV é capaz de detectar diferenças térmicas estatisticamente significantes entre doenças periodontais e saúde gengival.

## 6 CONCLUSÃO

Com base nos resultados e limitações desse estudo, é possível concluir que:

- Mediante a captação e análise das imagens IV é possível detectar diferenças térmicas entre as condições periodontais saudáveis e com gengivite e periodontite da região anterior de maxila e mandíbula;
- O protocolo padronizado de aquisição de imagens térmicas estáticas intra-orais proposto neste trabalho é viável para uso clínico;
- Devido a influência dos afastadores metálicos, é sugerido o uso de afastadores poliméricos como o Optragate para a captação das imagens térmicas;
- A captação das imagens termográficas de até 45º com relação à região de interesse podem ser realizadas sem influência na temperatura medida e por isso apresentam melhores resultados do que maiores angulações;
- As temperaturas das regiões inflamadas foram menores que as áreas saudáveis, possivelmente devido ao fenótipo espesso da maior parte dos pacientes incluídos no estudo;
- Este modelo de agrupamento de dados e análise estatística é capaz de detectar diferenças térmicas entre as condições periodontais de saúde, gengivite e periodontite da região anterior de maxila e mandíbula.

Apesar do uso da termografia para o diagnóstico de doenças ser viável, há necessidade de mais estudos para analisar o uso desta tecnologia no diagnóstico de doenças periodontais.

## REFERÊNCIAS

- ABOUSHADY, M. A.; TALAAT, W.; HAMDOON, Z.; ELSHAZLY, T. M.; RAGY, N.; BOURAUUEL, C.; TALAAT, S. Thermography as a non-ionizing quantitative tool for diagnosing periapical inflammatory lesions. *BMC Oral Health*, Springer, v. 21, n. 1, p. 1–7, 2021.
- AGRAWAL, P.; SANIKOP, S.; PATIL, S. New developments in tools for periodontal diagnosis. *International Dental Journal*, v. 62, n. 2, p. 57–64, 2012. ISSN 0020-6539. Disponível em: <<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0020653920332408>>.
- AMALU, W. *International Academy of Clinical Thermology Quality Assurance Guidelines. Standards and Protocols in Clinical Thermographic Imaging*. [S.l.: s.n.], 2015.
- ARAÚJO, L. T. S.; BRIOSCHI, M. L.; TEIXEIRA, M. J. Termografia médica na avaliação de resposta terapêutica na leucemia linfocítica crônica. *Pan American Journal of Medical Thermology*, v. 7, p. 001, 2021.
- ARMITAGE, G. C. Diagnosis of periodontal diseases. *Journal of periodontology*, v. 74, n. 8, p. 1237–1247, August 2003. ISSN 0022-3492. Disponível em: <<https://doi.org/10.1902/jop.2003.74.8.1237>>.
- BAAB, D.; ÖBERG, Å.; LUNDSTRÖM, Å. Gingival blood flow and temperature changes in young humans with a history of periodontitis. *Archives of oral biology*, Elsevier, v. 35, n. 2, p. 95–101, 1990.
- BALDINI, A.; NOTA, A.; CIOFFI, C.; BALLANTI, F.; COZZA, P. Infrared thermographic analysis of craniofacial muscles in military pilots affected by bruxism. *Aerospace medicine and human performance*, Aerospace Medical Association, v. 86, n. 4, p. 374–378, 2015.
- BARNES, R. B. Thermography of the human body. *Science*, v. 140, n. 3569, p. 870–877, 1963. Disponível em: <<https://www.science.org/doi/abs/10.1126/science.140.3569.870>>.
- BARNETT, M.; GILMAN, R.; CHARLES, C.; BARTELS, L. Computer-based thermal imaging of human gingiva: Preliminary investigation. *Journal of Periodontology*, Wiley Online Library, v. 60, n. 11, p. 628–633, 1989.
- BATINJAN, G.; ZORE, Z.; ČELEBIĆ, A.; PAPIĆ, M.; PANDURIĆ, D. G.; ZORE, I. F. Thermographic monitoring of wound healing and oral health-related quality of life in patients treated with laser (apdt) after impacted mandibular third molar removal. *International journal of oral and maxillofacial surgery*, Elsevier, v. 43, n. 12, p. 1503–1508, 2014.
- BERNARD, V.; STAFFA, E.; MORNSTEIN, V.; BOUREK, A. Infrared camera assessment of skin surface temperature–effect of emissivity. *Physica medica : PM : an international journal devoted to the applications of physics to medicine and biology : official journal of the Italian Association of Biomedical Physics*, v. 29 6, p. 583–91, 2013.
- BIAGIONI, P. A.; LONGMORE, R. B.; MCGIMPSEY, J. G.; LAMEY, P. J. Infrared thermography. its role in dental research with particular reference to craniomandibular

disorders. *Dentomaxillofacial Radiology*, v. 25, n. 3, p. 119–124, 1996. PMID: 9084259. Disponível em: <<https://doi.org/10.1259/dmfr.25.3.9084259>>.

BRILL, N.; MAEDA, T.; STOLTZE, K. Does a temperature gradient exist across the mucogingival junction. *Journal of oral rehabilitation*, Wiley Online Library, v. 5, n. 1, p. 81–87, 1978.

BURT, B. A. Position paper: epidemiology of periodontal diseases. *Journal of periodontology*, v. 76 8, p. 1406–19, 2005.

COOKE, E.; PILCHER, M. Deep vein thrombosis: preclinical diagnosis by thermography. *British Journal of Surgery*, Wiley Online Library, v. 61, n. 12, p. 971–978, 1974.

CRANDELL, C. E.; HILL, R. P. Thermography in dentistry: A pilot study. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*, v. 21, n. 3, p. 316–320, 1966. ISSN 0030-4220. Disponível em: <<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/0030422066900648>>.

DODD, G. D. Thermography and cancer of the breast. In: \_\_\_\_\_. *Seventh Annual Seminar on The Detection of Early Cancer of the Breast*. [S.l.]: Saint Louis, 1969. v. 23, p. 797–802.

DORNBUSCH, L. P. T. C. *Estudo da aplicação da termografia na doença periodontal e nos abscesso apicais em cães*. 1-69 p. Pós-graduação em ciências veterinárias - Área de concentração clínica, cirurgia e patologia veterinária — setor de ciências agrárias, Universidade Federal do Paraná, Curitiba, 2013.

FAUCI, M.; BREITER, R.; CABANSKI, W.; FICK, W.; KOCH, R.; ZIEGLER, J.; GUNAPALA, S. Medical infrared imaging – differentiating facts from fiction, and the impact of high precision quantum well infrared photodetector camera systems, and other factors, in its reemergence. *Infrared Physics & Technology*, v. 42, n. 3, p. 337–344, 2001. ISSN 1350-4495. Disponível em: <<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1350449501000937>>.

FAUST, O.; ACHARYA, U. R.; NG, E.; HONG, T. J.; YU, W. Application of infrared thermography in computer aided diagnosis. *Infrared Physics & Technology*, Elsevier, v. 66, p. 160–175, 2014.

FERREIRA, M. C.; DIAS-PEREIRA, A. C.; ALMEIDA, L. S. Branco-de; MARTINS, C. C.; PAIVA, S. M. Impact of periodontal disease on quality of life: a systematic review. *Journal of Periodontal Research*, v. 52, n. 4, p. 651–665, 2017. Disponível em: <<https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1111/jre.12436>>.

HAMM, B.; FOBBE, F.; SÖRENSEN, R.; FELSENBURG, D. Varicoceles: combined sonography and thermography in diagnosis and posttherapeutic evaluation. *Radiology*, v. 160, n. 2, p. 419–424, 1986.

HARRAP, M.; IBARRA, N. Hempel de; WHITNEY, H.; RANDS, S. Reporting of thermography parameters in biology: A systematic review of thermal imaging literature. *Royal Society Open Science*, v. 5, p. 181281, 12 2018.

HISTOLOGIA Interativa. In: . UNIFAL-MG. Universidade Federal de Alfenas. [Online], 2021. Disponível em: <<https://www.unifal-mg.edu.br/histologiainterativa/tecido-conjuntivo/>>.

- HOLTHUIS, A.; CHEBIB, F. Observations on temperature and temperature patterns of the gingiva: I. the effect of arch, region and health. *Journal of periodontology*, Wiley Online Library, v. 54, n. 10, p. 624–628, 1983.
- HOUDAS, Y.; RING, E. F. J. Human body temperature: Its measurement and regulation. In: . [S.l.: s.n.], 1982.
- IOSIF, L.; PREOTEASA, C. T.; MURARIU-MĂGUREANU, C.; PREOTEASA, E. Clinical study on thermography, as modern investigation method for candida-associated denture stomatitis. *Rom J Morphol Embryol*, v. 57, n. 1, p. 191–195, 2016.
- JAFARZADEH, H.; UDOYE, C. I.; KINOSHITA, J.-I. The application of tooth temperature measurement in endodontic diagnosis: a review. *Journal of endodontics*, Elsevier, v. 34, n. 12, p. 1435–1440, 2008.
- JIANG, L. J.; NG, E. Y. K.; YEO, A. C. B.; WU, S.; PAN, F.; YAU, W. Y.; CHEN, J. H.; YANG, Y. A perspective on medical infrared imaging. *Journal of Medical Engineering & Technology*, Taylor & Francis, v. 29, n. 6, p. 257–267, 2005. PMID: 16287675. Disponível em: <<https://doi.org/10.1080/03091900512331333158>>.
- JR., P. F. F.; KILLOY, W. J. Temperature differences at periodontal sites in health and disease. *Journal of Periodontology*, v. 63, n. 1, p. 24–27, 1992. Disponível em: <<https://aap.onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1902/jop.1992.63.1.24>>.
- JR, W. D. C.; RETHWISCH, D. G. Estrutura dos polímeros. ciência e engenharia de materiais: uma introdução. In: \_\_\_\_\_. [S.l.: s.n.], 2011. p. 1121–1183.
- JUNQUEIRA, L. C. U. Histologia básica. s.l. In: \_\_\_\_\_. [S.l.]: Guanabara Koogan, 2008. v. 11.
- KABBACH, W.; ZECELL, D. M.; PEREIRA, T. M.; ALBERO, F. G.; CLAVIJO, V. R. G.; ANDRADE, M. F. de. A thermal investigation of dental bleaching in vitro. *Photomedicine and laser Surgery*, Mary Ann Liebert, Inc. 140 Huguenot Street, 3rd Floor New Rochelle, NY 10801 . . . , v. 26, n. 5, p. 489–493, 2008.
- KELLS, B.; KENNEDY, J.; BIAGIONI, P.; LAMEY, P. Computerized infrared thermographic imaging and pulpal blood flow: Part 1. a protocol for thermal imaging of human teeth. *International endodontic journal*, Wiley Online Library, v. 33, n. 5, p. 442–447, 2000.
- KELLS, B.; KENNEDY, J.; BIAGIONI, P.; LAMEY, P. Computerized infrared thermographic imaging and pulpal blood flow: Part 1. a protocol for thermal imaging of human teeth. *International endodontic journal*, Wiley Online Library, v. 33, n. 5, p. 442–447, 2000.
- KINANE, D.; PRESHAW, P.; LOOS, B.; BUDUNELI, N.; COOPER, P.; BERENQUER, X. C.; D’AIUTO, F.; DONATI, M.; ENGBRETSON, S.; ESCRIBANO, M.; GUSTAFSSON, A.; HUGHES, F.; JEPSEN, S.; LIEW, F.; MADIANOS, P.; MEYLE, J.; SEYMOUR, G.; SHAPIRA, L.; TROMBELLI, L. Host-response: Understanding the cellular and molecular mechanisms of host-microbial interactions - consensus of the seventh european workshop on periodontology. *Journal of clinical periodontology*, v. 38 Suppl 11, p. 44–8, 03 2011.

- KIRIMTAT, A.; KREJCAR, O.; SELAMAT, A.; HERRERA-VIEDMA, E. Flir vs seek thermal cameras in biomedicine: comparative diagnosis through infrared thermography. *BMC bioinformatics*, Springer, v. 21, n. 2, p. 1–10, 2020.
- KOMORIYAMA, M.; NOMOTO, R.; TANAKA, R.; HOSOYA, N.; GOMI, K.; IINO, F.; YASHIMA, A.; TAKAYAMA, Y.; TSURUTA, M.; TOKIWA, H.; KAWASAKI, K.; ARAI, T.; HOSOI, T.; HIRASHITA, A.; HIRANO, S. Application of thermography in dentistry. *Dental Materials Journal*, v. 22, n. 4, p. 436–443, 2003.
- KUNG, R. T.; OCHS, B.; GOODSON, J. Temperature as a periodontal diagnostic. *Journal of clinical periodontology*, Wiley Online Library, v. 17, n. 8, p. 557–563, 1990.
- LAHIRI, B.; BAGAVATHIAPPAN, S.; JAYAKUMAR, T.; PHILIP, J. Medical applications of infrared thermography: A review. *Infrared Physics & Technology*, v. 55, n. 4, p. 221–235, 2012. ISSN 1350-4495. Disponível em: <<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1350449512000308>>.
- LAUNAY, Y.; MORDON, S.; CORNIL, A.; BRUNETAUD, J.; MOSCHETTO, Y. Thermal effects of lasers on dental tissues. *Lasers in Surgery and Medicine*, Wiley Online Library, v. 7, n. 6, p. 473–477, 1987.
- LUSSI, L. I. T. *Avaliação da condições periodontais clínicas e histológicas em fumantes e não-fumantes*. 1-153 p. Dissertação de mestrado - Área de concentração em Periodontia — Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, Bauru, 2003.
- MCGIMPSEY, J.; VAIDYA, A.; BIAGIONI, P.; LAMEY, P.-J. Role of thermography in the assessment of infraorbital nerve injury after malar fractures. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, Elsevier, v. 38, n. 6, p. 581–584, 2000.
- MELO, N. B. d. et al. *Avaliação clínica e termográfica de fenótipos gengivais*. Universidade Estadual da Paraíba, 2022.
- MENDES, S.; MENDES, J.; MOREIRA, A.; CLEMENTE, M. P.; VASCONCELOS, M. Thermographic assessment of vital and non-vital anterior teeth: A comparative study. *Infrared Physics & Technology*, Elsevier, v. 106, p. 103232, 2020.
- MINISTÉRIO DA SAÚDE DO BRASIL. *Secretaria de Atenção à Saúde, Departamento de Atenção Básica - Coordenação Nacional de Saúde Bucal Projeto SB Brasil 2003 Condições de saúde bucal da população brasileira 2002-2003 Resultados Principais*. Brasília, DF, 2004. 1-51 p.
- MINISTÉRIO DA SAÚDE DO BRASIL. *Secretaria de Atenção à Saúde/Secretaria de Vigilância em Saúde/Departamento de Atenção Básica - Coordenação Geral de Saúde Bucal - SB Brasil 2010 Pesquisa Nacional de Saúde Bucal: Resultados Principais*. Brasília, DF, 2011. 1-92 p.
- MOLNÁR, E.; LOHINAI, Z.; DEMETER, A.; MIKECS, B.; TÓTH, Z.; VÁG, J. Assessment of heat provocation tests on the human gingiva: the effect of periodontal disease and smoking. *Acta Physiologica Hungarica*, Akadémiai Kiadó, v. 102, n. 2, p. 176–188, 2015.
- MOREIRA, A.; BATISTA, R.; OLIVEIRA, S.; BRANCO, C. A.; MENDES, J.; FIGUEIRAL, M. H. Role of thermography in the assessment of temporomandibular disorders and other musculoskeletal conditions: A systematic review. *Proceedings of the Institution of*

*Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, SAGE Publications Sage UK: London, England, v. 235, n. 10, p. 1099–1112, 2021.

MOREIRA, A.; BATISTA, R.; OLIVEIRA, S.; BRANCO, C. A.; MENDES, J.; FIGUEIRAL, M. H. Role of thermography in the assessment of temporomandibular disorders and other musculoskeletal conditions: A systematic review. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, SAGE Publications Sage UK: London, England, v. 235, n. 10, p. 1099–1112, 2021.

MÖRMANN, W.; BÖSIGUR, P.; GRAU, P.; SCARONI, F. The thermodynamic behaviour of labial gingiva in patients with destructive periodontal disease. *Journal of Clinical Periodontology*, Wiley Online Library, v. 12, n. 6, p. 477–493, 1985.

MURAKAMI, S.; MEALEY, B. L.; MARIOTTI, A.; CHAPPLE, I. L. Dental plaque-induced gingival conditions. *Journal of Clinical Periodontology*, v. 45, n. S20, p. S17–S27, 2018. Disponível em: <<https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1111/jcpe.12937>>.

NAZIR, M.; AL-ANSARI, A.; AL-KHALIFA, K.; ALHAREKY, M.; GAFFAR, B.; ALMAS, K. Global prevalence of periodontal disease and lack of its surveillance. *The Scientific World Journal*, v. 2020, 05 2020.

NIEDERMAN, R.; NALEWAY, C.; LU, B.-Y.; BUYLE-BODIN, Y.; ROBINSON, P. Subgingival temperature as a gingival inflammatory indicator. *Journal of clinical periodontology*, Wiley Online Library, v. 22, n. 10, p. 804–809, 1995.

NUDELMAN, S.; PATTON, D. D. Imaging for medicine: nuclear medicine, ultrasonics and thermography. In: \_\_\_\_\_. *Aspects of Thermography M. Medical Aspects of Thermography*. [S.l.]: Plenum Press, 1980. p. 399–417.

NUDELMAN, S.; PATTON, D. D. Imaging for medicine: nuclear medicine, ultrasonics and thermography. tucson. In: \_\_\_\_\_. *Thermographic Instrumentation*. [S.l.]: Saint Louis, 1980. v. 23, p. 419–441.

ORIÁ, R. B. Sistema digestório: integração básico-clínica. In: \_\_\_\_\_. *Histologia da Cavidade Oral*. [S.l.]: Springer International Publishing, 2016. p. 215–226.

PAPAPANOU, P. N.; SANZ, M.; BUDUNELI, N.; DIETRICH, T.; FERES, M.; FINE, D. H.; FLEMMIG, T. F.; GARCIA, R.; GIANNOBILE, W. V.; GRAZIANI, F.; GREENWELL, H.; HERRERA, D.; KAO, R. T.; KEBSCHULL, M.; KINANE, D. F.; KIRKWOOD, K. L.; KOCHER, T.; KORNMAN, K. S.; KUMAR, P. S.; LOOS, B. G.; MACHTEI, E.; MENG, H.; MOMBELLI, A.; NEEDLEMAN, I.; OFFENBACHER, S.; SEYMOUR, G. J.; TELES, R.; TONETTI, M. S. Periodontitis: Consensus report of workgroup 2 of the 2017 world workshop on the classification of periodontal and peri-implant diseases and conditions. *Journal of Clinical Periodontology*, v. 45, n. S20, p. S162–S170, 2018. Disponível em: <<https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1111/jcpe.12946>>.

PERES, M. A.; MACPHERSON, L. M. D.; WEYANT, R. J.; DALY, B.; VENTURELLI, R.; MATHUR, M. R.; LISTL, S.; CELESTE, R. K.; GUARNIZO-HERREÑO, C. C.; KEARNS, C.; BENZIAN, H.; ALLISON, P.; WATT, R. G. Oral diseases: a global public health challenge. *Lancet (London, England)*, v. 394, n. 10194, p. 249–260, July 2019. ISSN 0140-6736. Disponível em: <[https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(19\)31146-8](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(19)31146-8)>.

- POGREL, M.; YEN, C. K.; TAYLOR, R. C. Studies in tooth crown temperature gradients with the use of infrared thermography. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*, Elsevier, v. 67, n. 5, p. 583–587, 1989.
- PRESÍDIO, L. R.; WANDERLEY, F. G. C.; MEDRADO, A. P. O uso da termografia infravermelha na odontologia e suas especialidades: uma revisão sistemática. *Journal of Dentistry & Public Health (inactive/archive only)*, v. 7, n. 2, 2016.
- PROPEQ. Conheça as diferenças entre polímeros naturais e sintéticos. [online]. In: \_\_\_\_\_. [s.n.], 2021. Disponível em: <<https://propeq.com/polimeros-naturais-sinteticos/>>.
- RAMFJORD, S. P. Indices for prevalence and incidence of periodontal disease. *The Journal of Periodontology*, v. 30, n. 1, p. 51–59, 1959. Disponível em: <<https://aap.onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1902/jop.1959.30.1.51>>.
- RAMFJORD, S. P. The periodontal disease index (pdi). *The Journal of Periodontology*, v. 38, n. 6, p. 602–610, 1967. Disponível em: <<https://aap.onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1902/jop.1967.38.6.602>>.
- RING, E.; AMMER, K. Infrared thermal imaging in medicine. *Physiological measurement*, IOP Publishing, v. 33, n. 3, p. R33, 2012.
- SAMADI, N.; THAPA, D.; SALIMI, M.; PARKHIMCHYK, A.; TABATABAEI, N. Low-cost active thermography using cellphone infrared cameras: from early detection of dental caries to quantification of thc in oral fluid. *Scientific reports*, Nature Publishing Group, v. 10, n. 1, p. 1–13, 2020.
- SOUZA, M. Abreu de; GAMBA, H. R.; PEDRINI, H. Multi-modality imaging: Applications and computational techniques. In: \_\_\_\_\_. *Infrared Thermography*. [S.l.]: Springer International Publishing, 2018.
- TROMBELLI, L.; FARINA, R.; SILVA, C. O.; TATAKIS, D. N. Plaque-induced gingivitis: Case definition and diagnostic considerations. *Journal of Periodontology*, v. 89, n. S1, p. S46–S73, 2018. Disponível em: <<https://aap.onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1002/JPER.17-0576>>.
- VETTORE, M. V.; MARQUES, R. A. d. A.; PERES, M. A. Desigualdades sociais e doença periodontal no estudo sbbrasil 2010: abordagem multinível. *Revista Saúde Pública*, v. 3, n. 47, p. 29–39, Dec 2013.
- VOLLMER, M. Infrared thermal imaging. In: *Computer Vision: A Reference Guide*. [S.l.]: Springer, 2021. p. 666–670.
- ZAKIAN, C.; TAYLOR, A.; ELLWOOD, R.; PRETTY, I. Occlusal caries detection by using thermal imaging. *Journal of dentistry*, Elsevier, v. 38, n. 10, p. 788–795, 2010.