



Universidade de Brasília

**TERMOGRAFIA PORTÁTIL E ULTRASSONOGRAFIA COM DOPPLER
COLORIDO EM INDIVÍDUOS COM DOENÇA ARTERIAL OBSTRUTIVA DOS
MEMBROS INFERIORES: ESTUDO COMPARATIVO.**

MAURO DE DEUS PASSOS

Brasília-DF

2021



Universidade de Brasília

**TERMOGRAFIA PORTÁTIL E ULTRASSONOGRAFIA COM DOPPLER
COLORIDO EM INDIVÍDUOS COM DOENÇA ARTERIAL OBSTRUTIVA DOS
MEMBROS INFERIORES: ESTUDO COMPARATIVO.**

Dissertação apresentada como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Ciências Médicas pelo Programa de Pós-Graduação em Ciências Médicas da Universidade de Brasília.

Orientador: Prof. Dr. Adson Ferreira da Rocha

Brasília-DF

2021

PASSOS, MAURO DE DEUS
PP289t TERMOGRAFIA PORTÁTIL E ULTRASSONOGRRAFIA COM DOPPLER
COLORIDO EM INDIVÍDUOS COM DOENÇA ARTERIAL OBSTRUTIVA DOS
MEMBROS INFERIORES: ESTUDO COMPARATIVO. / MAURO DE DEUS
PASSOS; orientador ADSON FERREIRA DA ROCHA. -- Brasília,
2021.
68 p.

Dissertação (Mestrado - Mestrado em Ciências Médicas) --
Universidade de Brasília, 2021.

1. Termografia por Infravermelho. 2. Imagens Térmicas.
3. Doença obstrutiva dos membros inferiores. 4. Doppler
Colorido dos Membros Inferiores. I. ROCHA, ADSON FERREIRA
DA, orient. II. Título.

AGRADECIMENTOS

Ao meu filho. Luís Eduardo Toso Passos, eterno amor, pelas muitas ausências.
Você é o melhor filho que um Pai desejaria ter.

A minha namorada e companheira Shenia Duanne Viana da Silva Oliveira, pelo apoio, sempre incondicional e, principalmente, por compreender as muitas dificuldades, sempre transponíveis, de se conciliar Relacionamento, o Ofício da Medicina e a Pesquisa Científica.

Aos meus pais, Irandi de Deus Passos e Neude Vaz e Passos (*in memorian*), vocês me deram a vida, Antonio Martins de Godoy (*in memorian*) e Ildete de Deus Passos, vocês me ensinaram a viver.

Aos meus irmãos, Rita Cirlene Martins de Godoi, Rita Shirlei Martins, Antonio Dionísio Martins de Godoi e Paulo César de Deus Passos, pelo incentivo e apoio que sempre me deram. Francisco Augusto Martins de Godoi (*in memorian*), o tempo passa, mas a saudade é eterna.

Ao meu orientador Prof. Dr. Adson Ferreira da Rocha. Sua amizade, confiança, disponibilidade, tranquilidade e segurança foram fundamentais para realizar esse projeto de vida. Ganhei um grande amigo...

Ao Prof. Dr. Paulo César de Jesus (*in memorian*), pela amizade, por me despertar o interesse pela Ciência e pelos ensinamentos técnicos e morais que, em muito, norteiam minha vida.

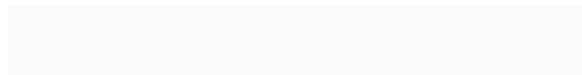
Ao Dr. Luciano Moreira Alves, mais que um colega de turma, um amigo/irmão para toda vida. Por todo apoio em todas as fases desde projeto.

À amiga Jaqueline dos Santos Oliveira, por me apoiar, sempre. Por saber administrar as tempestades. E, principalmente, por me suportar nos dias difíceis.

À Universidade de Brasília, onde entrei para cursar Química e, depois,
Medicina, meu eterno carinho!

À Faculdade de Medicina pela oportunidade de realizar o Mestrado.

A todos os voluntários, que apesar das muitas dificuldades, se dispuseram a
participar desta pesquisa.



“Demore o tempo que for para decidir o que você quer da vida, e depois que decidir não recue ante nenhum pretexto, porque o mundo tentará te dissuadir.”

Friedrich Nietzsche

RESUMO

Passos MD. Termografia portátil e ultrassonografia com Doppler colorido em indivíduos com doença arterial oclusiva dos membros inferiores: estudo comparativo. [dissertação]. Brasília, Faculdade Medicina, Universidade de Brasília, 2021.

Introdução: A termografia por infravermelho tem sido usada como uma ferramenta de diagnóstico em várias áreas médicas. No presente estudo, comparamos um método de termografia por infravermelho com câmera portátil com o método tradicional de ultrassonografia Doppler em cores para o diagnóstico de doença arterial oclusiva dos membros inferiores (DAOMI).

Métodos: O estudo incluiu 90 pacientes, 45 com diagnóstico de DAOMI confirmado por ultrassonografia Doppler em cores (grupo DAOMI) e 45 sem diagnóstico de DAOMI (grupo controle), que foi confirmado pelo mesmo método.

Resultados: O procedimento baseado na termografia por infravermelho teve uma sensibilidade de 97,62% e uma especificidade de 91,67% para o diagnóstico de DAOMI em comparação com o ultrassom com Doppler colorido. O método foi limitado no diagnóstico da doença que se apresentava acima dos joelhos (supra-poplítea). Os resultados também sugeriram que o índice tornozelo-braquial é um importante preditor de DAOMI, com sensibilidade de 91,17% e especificidade de 75%, em um valor $\leq 0,9$. Tabagismo atual ou prévio, índice de massa corporal e diabetes mellitus foram significativamente mais prevalentes no grupo DAOMI.

Conclusão: A termografia por infravermelho parece ser um método eficiente e de baixo custo para rastrear a DAOMI que se apresenta abaixo dos joelhos (infra-poplítea).

ABSTRACT

Passos MD. Portable thermography and color Doppler ultrasound in individuals with Obstructive Arterial Disease of the Lower Limbs: a comparative study. [dissertation]. Brasília, Faculty of Medicine, University of Brasília, 2021.

Abstract

Introduction: Infrared thermography has been used as a diagnostic tool in several medical fields. In the present study, we compared an infrared thermography method using a portable camera with the traditional color Doppler ultrasound method for diagnosing Obstructive Arterial Disease of the Lower Limbs (OAD-LL).

Methods: The study included 90 patients, 45 with a diagnosis of OAD-LL confirmed using color Doppler ultrasonography (OAD-LL group), and 45 without a diagnosis of OAD-LL (control group), which was confirmed using the same method.

Results: The infrared thermography based procedure had a sensitivity of 97.62%, a specificity of 91,67%, for diagnosing OAD-LL compared with arterial Doppler. The method was limited in diagnosing the disease that presented above the knees (supra-popliteal). The results also suggested that the ankle-brachial index is an important predictor of DAOMI, with a sensitivity of 91,17% and a specificity of 75%, at a value ≤ 0.9 . Current or previous smoking, body mass index, and diabetes mellitus were significantly more prevalent in the OAD-LL group.

Conclusion: Infrared thermography seems to be an efficient and cost-effective method for screening OAD-LL presenting below the knees (infra-popliteal).

LISTA DE FIGURAS

- Figura 1.** Espectro eletromagnético (porções visível e infravermelho). Créditos para: Alamy Stock Photo (imagem com direitos autorais para reprodução em revistas e livros). **18**
- Figura 2.** Testes de diagnóstico por imagem e seu espectro eletromagnético operacional. Crédito para Rodrigo Tonan (Ilustrador Médico). **19**
- Figura 3.** Termogramas de diferentes partes do corpo. Alamy Stock Photo (imagem com direitos autorais para reprodução em revistas e livros). **20**
- Figura 4.** Distribuição da gordura corporal: em adultos, os depósitos de BAT estão localizados principalmente nas regiões cervical, supraclavicular, axilar e paravertebral. Crédito para Rodrigo Tonan (Ilustrador Médico). **28**
- Figura 5.** Fisiopatologia da doença arterial obstrutiva dos membros inferiores. Créditos para Rodrigo Tonan (Ilustrador médico). **41**
- Figura 6.** Obtenções das pressões sistólica no branco e tornozelo utilizando-se um manguito aneroide e um transdutor de onda contínua. Crédito para Rodrigo Tonan (Ilustrador Médico). **50**
- Figura 7.** Termógrafo portátil Flir C3[®] utilizado na pesquisa **52**
- Figura 8.** Termogramas de um paciente sem DAOMI (a) e (b) paciente com DAOMI (doença arterial periférica de membros inferiores). **56**

- Figura 9.** Circulação arterial dos membros inferiores. **60**
- Figura 10.** Paciente com semioclusão da artéria poplítea esquerda. A **61**
mudança no padrão do termograma de vermelho para
amarelo e, mais distalmente, para azul, corresponde ao
importante comprometimento da perfusão tecidual.
- Figura 11.** Paciente com pé diabético, inclusive estando com curativo **61**
oclusivo. A área em vermelho no primeiro pododáctilo
coincide com o processo infeccioso / inflamatório em
tratamento. poplítea).

LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Características basais dos voluntários.	57
Tabela 2. Termografia por infravermelho alterada e alterado <i>versus</i> Doppler Arterial dos Membros alterado e sem DAOMI hemodinamicamente significativa.	58
Tabela 3. Índice Tornozelo-Braqueal $\leq 0,9$ e $> 0,9$ <i>versus</i> Doppler Arterial dos Membros inferiores alterado e sem DAOMI hemodinamicamente significativa.	58

LISTA DE ABREVIações E SIGLAS

DAOMI	Doença Arterial Obstrutiva dos Membros Inferiores
OAD-LL	<i>Obstructive Arterial Disease of the Lower Limbs</i>
IRT	<i>Infrared Thermography</i>
AMA	<i>American Medical Association</i>
FDA	<i>Food and Drug Administration</i>
W	Radiação térmica
Obj	Objeto
T	Temperatura
TEI	Termografia Estática Infravermelha
TDE	Termografia Dinâmica Infravermelha
LDPI	<i>Laser Doppler Perfusion Imaging</i>
LASCA	<i>Laser Spekle Contrast Analysis</i>
SARS	Síndrome da angustia respiratória aguda grave
H1N1	Influenza A
COVID-19	Doença do Coronavírus 2019
SARS-COV-2	Síndrome respiratória aguda grave –Coronavirus– 2
TTGO	Teste de Tolerância à Glicose Oral
TAB	Tecido Adiposo Branco
TAM	Tecido Adiposo Marrom
PET-CT	Tomografia por Emissão de Pósitrons
IMC	Índice de Massa Corporal
18F-FDF	18F-fluorodeoxiglicose
P1-D	Proteína-1 Desacopladora

RM	Ressonância Magnética
OMS	Organização Mundial da Saúde
DAC	Diagnóstico Auxiliado por Computador
STC	Síndrome do Túnel do Carpo
SDRC	Síndrome da Dor Regional Complexa
IASP	Associação Internacional para o Estudo da Dor
UTI	Unidade de Terapia Intensiva
DAP	Doença Arterial Periférica
ITB	Índice Tornozelo-Braqueal
χ^2	Qui-quadrado.

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	15
2. PRINCÍPIOS DA TERMOGRAFIA	18
3. APLICAÇÕES MÉDICAS	23
3.1. COVID-19	23
3.2. Obesidade	25
3.3. Reumatologia e ortopedia	30
3.4. Câncer de mama	32
3.4. Neuropatias	33
3.6. Medicina esportiva	36
3.7. Estados de choque	38
3.8. Doença arterial periférica e pé diabético	40
4. LIMITAÇÃO E PERSPECTIVAS	44
5. ASPECTOS ÉTICOS	46
6. OBJETIVOS	47
6.1. Objetivo primário	47
6.2. Objetivos secundários	47
7. MATERIAIS E MÉTODOS	48
8. ANÁLISE ESTATÍSTICA	53
9. RESULTADOS	55
10. DISCUSSÃO	59
11. CONCLUSÕES	65
12. REFERÊNCIAS	67
ANEXO I	83
ANEXO II	86

1. INTRODUÇÃO

A termografia infravermelha é uma abordagem de imagem sem contato e não invasiva que tem sido explorada para uma ampla gama de aplicações biomédicas e não biomédicas (Ghassemi et al, 2008). As medições de temperatura, especialmente na medicina, começaram com termômetros primitivos no século XVI (Ring, 2014). A própria termometria desenvolveu-se gradualmente do termoscópio de Galileu em 1592 para as escalas calibradas, inventadas por Fahrenheit (1720), e a escala métrica, atribuída a Celsius em 1742 (Ring, 2014). Em 1750, Linnaeus, um cientista dinamarquês, propôs a inversão da escala Celsius, de forma que o ponto de derretimento do gelo e o ponto de ebulição da água estivessem entre 0 e 100°C, respectivamente (Ring, 2007).

No Reino Unido, o Dr. Max Cade, um físico pesquisador, desenvolveu um termógrafo infravermelho de varredura, usando um detector eletrônico operando por meio de antimônio de índio, durante a Segunda Guerra Mundial (1940). No entanto, não foi suficientemente rápido para navegação em comparação com os sistemas de radar (Ring, 2007).

No século XIX, o Dr. Carl Wunderlich estabeleceu 37°C como a temperatura média do corpo humano saudável, atualmente fora de uso (Ring, 2014; Mackowiak et al, 1992; Mackowiak e Worden, 1994). Em 1992, Mackowiak et al publicaram uma avaliação crítica do conceito de Wunderlich e concluiu que os limites superiores das temperaturas orais normais em indivíduos

adultos saudáveis com 40 anos ou menos são 37,2°C no início da manhã e 37,7°C em geral (Mackowiak et al, 1992).

No entanto, a determinação gráfica da temperatura do corpo humano é mais recente. As câmeras térmicas infravermelhas vêm alcançando nível considerável de desempenho e custo cada vez mais acessível e, por isso, vem sendo estudadas como uma metodologia de imagem não invasiva e quantificável para diagnóstico e monitoramento de diversas doenças.

A tecnologia infravermelha (*infrared, thermography, IRT*) foi reconhecida pela *American Medical Association (AMA)* como uma ferramenta de diagnóstico viável desde 1987 e recentemente pela *American Academy of Medical Infrared Imaging* (Hildebrant et al, 2010). Em 1982, a *Food and Drug Administration (FDA)* aprovou a termografia mamária como um procedimento auxiliar de diagnóstico do câncer de mama (Keyserlingk, 1998).

A análise de imagens térmicas médicas pode ser uma abordagem útil para diagnosticar e monitorar distúrbios físicos. A lesão tecidual está mais frequentemente associada a mudanças na densidade, composição, volume e temperatura. Assim, a IRT, embora não seja um método anatômico, pode identificar alterações fisiológicas leves em relação à homeostase da temperatura corporal. Pode, portanto, contribuir para o diagnóstico médico ao definir o estado fisiológico do tecido examinado por meio do mapeamento térmico baseado na radiação infravermelha. A popularidade da IRT pode ser atribuída ao seu potencial para diagnóstico, prognóstico, biometria, monitoramento do paciente e cirurgia (Arthur e Khan, 2011).

A termorregulação humana ocorre em resposta às mudanças de temperatura interna (núcleo) e da pele. A circulação cutânea é um dos principais efetores termorregulatórios humanos. Sob estresse por calor e por frio, o aumento e a diminuição das temperaturas interna e cutânea levam à vasodilatação e vasoconstrição, respectivamente, por meio de uma combinação de mecanismos neurais e efeitos locais da temperatura nos vasos da pele (Kellog, 2006). Em condições normotérmicas, o fluxo sanguíneo cutâneo representa aproximadamente 5% do débito cardíaco; entretanto, a quantidade absoluta de sangue na pele pode variar de aproximadamente 0% a 60% do débito cardíaco distribuído pela superfície corporal durante a vasodilatação máxima, sob vasoconstrição e vasodilatação máximas, respectivamente (Rowell, 1974). Além disso, as emissões térmicas foram consideradas independentes da pigmentação da pele (Charlton et al, 2020).

Além disso, a IRT tem sido usada para estudar condições da temperatura da pele que podem indicar inflamação nos tecidos subjacentes, ou aumento e diminuição do fluxo sanguíneo, devido a respostas fisiológicas clinicamente anormais (Ring e Armer, 2012).

2. PRINCÍPIOS DA TERMOGRAFIA

A pele humana emite radiação infravermelha, principalmente na faixa de comprimento de onda de 2–20 μm , com um pico médio de 9–10 μm (Steketee, 1973). Com base na Lei de Plank, aproximadamente 90% da radiação infravermelha emitida em humanos pertencem a comprimentos de onda mais longos (8–15 μm) (Plank, 1901).

Todos os objetos com temperaturas acima do zero absoluto emitem radiação eletromagnética (Sheikh et al, 2018), e sua intensidade é proporcional à temperatura do objeto (Harrap et al, 2018). Uma pequena faixa dessa radiação é referida como a faixa de infravermelho térmico (8–15 μm) e usadas em imagens térmicas (Tattersall et al, 2016; Volmer e Mölman, 2017), A Figura 1 mostra o espectro eletromagnético (porções visível e infravermelho).

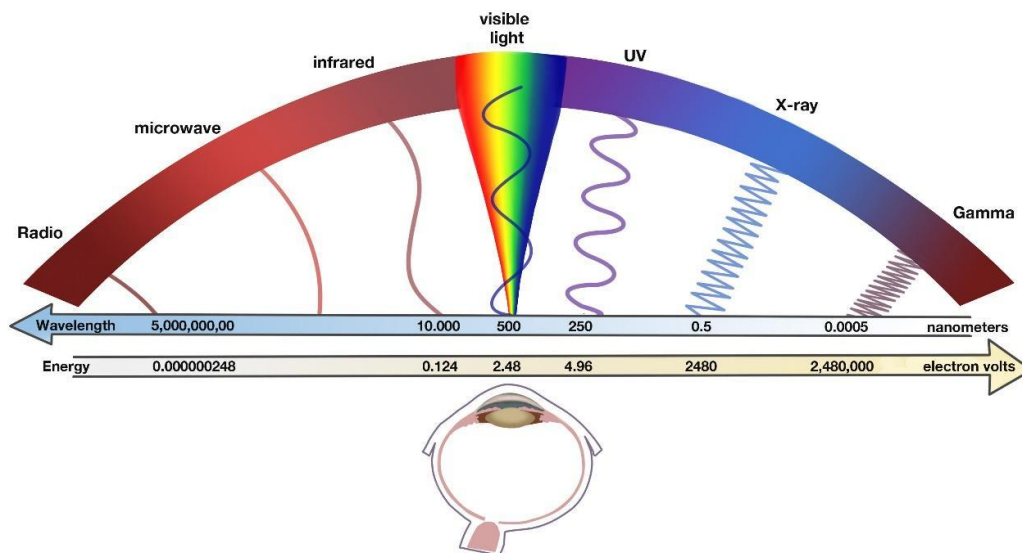


Figura. 1. Espectro eletromagnético (porções visível e infravermelho). Créditos para: Alamy Stock Photo (imagem com direitos autorais para reprodução em revistas e livros)

A IRT detecta a radiação infravermelha emitida pela superfície do corpo e quantifica as mudanças de temperatura resultantes das mudanças do fluxo sanguíneo. Existem várias modalidades de imagens médicas dentro do espectro eletromagnético, definidas com base na faixa de frequências de radiação eletromagnética. Muitos instrumentos de diagnóstico por imagem usam porções específicas do espectro eletromagnético (Hildebrandt et al, 2010) (Figura 2). No entanto, ao contrário de outros instrumentos médicos, a IRT é um instrumento não radioativo que permite o uso irrestrito e seguro.

A radiação térmica (W) emitida pelo objeto (obj) depende de sua temperatura (T), de acordo com a seguinte fórmula de Stefan – Boltzmann (Stefan, 1879; Boltzmann, 1884):

$$W_{obj} = \epsilon \cdot \sigma \cdot T^4$$

onde, σ é a constante de Stefan – Boltzmann ($\cong 5,7 \times 10^{-8} \text{ W/m}^2\text{K}^4$) e ϵ é a emissividade do objeto.

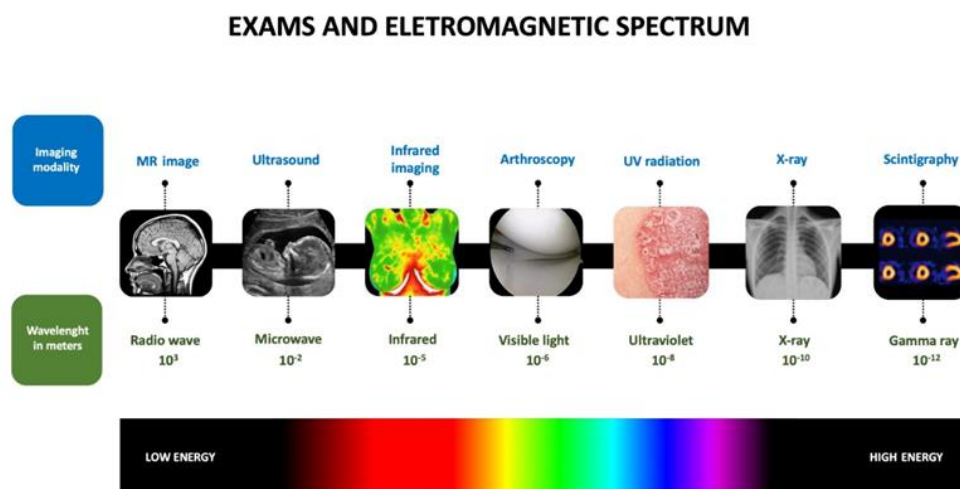


Figura. 2. Testes de diagnóstico por imagem e seu espectro eletromagnético operacional. Crédito para Rodrigo Tonan (Ilustrador Médico)

As câmeras térmicas são equipadas com óptica de transmissão infravermelha e sensores de banda infravermelha térmicos passivos (Tattersall, 2016; Usamentiaga et al, 2014; Volmer e Mölman, 2017). As medições do sensor são convertidas em unidades radiométricas e codificadas para gerar imagens térmicas ou termogramas (Figura 3). Câmeras térmicas comerciais amplamente utilizadas são sensíveis à radiação infravermelha de onda média (2–5 μm) ou de onda longa (8–14 μm) (Tattersall, 2016; Usamentiaga et al, 2014; Volmer e Mölman, 2017). O primeiro termograma foi realizado em 1956 pelo cirurgião canadense Ray Lawson (Lawson, 1958). Em 1963, Barnes demonstrou que os termogramas podiam fornecer informações sobre anomalias físicas e, portanto, ser aplicados para o diagnóstico de doenças físicas (Barnes, 1963).

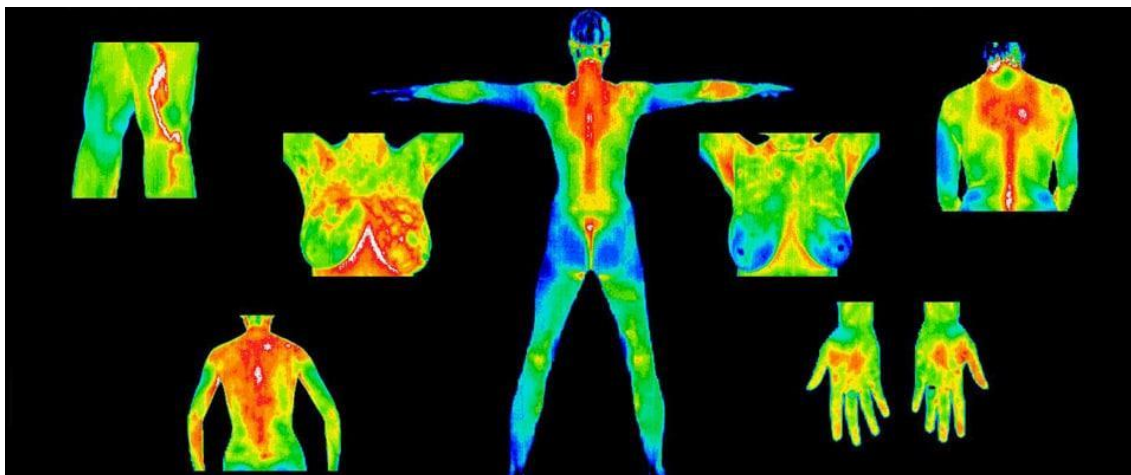


Figura 3. Termogramas de diferentes partes do corpo. Alamy Stock Photo (imagem com direitos autorais para reprodução em revistas e livros)

A IRT pode ser categorizada com base no comportamento de transferência de calor do corpo, como estática ou dinâmica (Silva et al, 2020). A

termografia estática infravermelha (TEI) é a medida da distribuição da temperatura de uma cena em um determinado momento, quando todos os elementos estão em equilíbrio térmico no ambiente (Silva et al, 2020). A termografia dinâmica infravermelha (TDI) é mais rápida e robusta do que a TEI.

A TIS requer um tempo significativamente longo para que o paciente alcance o equilíbrio térmico com as condições da sala de exame (Silva et al, 2020). A dependência da TID das condições ambientais é significativamente baixa (Herman, 2013). Mudanças rápidas na temperatura da pele humana geram informações fisiológicas e fisiopatológicas valiosas, que não podem ser obtidas nos mapas estáticos de temperatura da TIS (Anbar, 2008). Algumas câmeras modernas com enorme capacidade de armazenamento são capazes de produzir vídeos na região do infravermelho. O uso de softwares com filtros matemáticos permitem a análise do fluxo sanguíneo dentro das faixas de frequência de interesse e pode incluir funcionalidade adicional para medições após um estímulo fisiológico: por exemplo, resfriamento de um membro ou segmento corporal para avaliar o período de latência para recuperação da temperatura basal; ou, ao contrário, o uso de contrações isométricas em um membro para aumentar o fluxo sanguíneo e a temperatura na região analisada.

Um campo de estudo moderno e promissor da IRT é a análise da variabilidade da temperatura da pele devido à sua estreita correlação com a dinâmica do fluxo sanguíneo (Sagaidachnyi et al, 2014; Frick et al, 2015) para a avaliação do tônus vascular periférico. O fluxo sanguíneo periférico pode ser considerado uma fonte de ondas térmicas longitudinais que se propagam da rede de vasos subcutâneos para a superfície da pele. A velocidade de propagação e a atenuação da amplitude da onda térmica dependem do meio de

propagação (pele). De acordo com a teoria de transferência de calor, a temperatura da pele é influenciada por vários fatores, incluindo perfusão sanguínea local, condução de calor de tecidos mais profundos (incluindo músculos) e perda de calor ao longo da superfície da pele (por exemplo, a espessura da gordura subcutânea e perfusão sanguínea do subcutâneo tecido) (McLellan et al, 2009; Petrofsky et al, 2008).

O fluxo sanguíneo nos vasos oscila em uma ampla faixa de frequência (0,005–2Hz), dividida em bandas correspondentes a diferentes mecanismos de controle hemodinâmico, como endotelial (0,005–0,02Hz), neurogênico (0,02–0,052Hz), miogênico (0,052–0,145Hz), respiração (0,145–0,6Hz) e batimento cardíaco (0,6–1,6Hz) (Urbancic-Rovan et al, 2004).

Sagaidachnyi et al. converteram as oscilações da temperatura da pele em imagens dinâmicas do fluxo sanguíneo da mesma, podendo se tornar em método alternativo ao *Laser Doppler Perfusion Imaging* (LDPI) e ao *Laser Speckle Contrast Analysis* (LASCA), proporcionando uma penetração mais profunda (~2mm), campo de visão mais amplo e altas resoluções espaciais e temporais.

3. APLICAÇÕES MÉDICAS

O principal elemento de diagnóstico da termografia é a diferença de temperatura entre dois pontos. Pesquisas anteriores mostraram que as imagens térmicas do corpo humano são geralmente simétricas (Vardasca, 2008; Selfe et al, 2008; Dimitrijevic et al, 2016). Assimetrias significativas acima de 0,7°C podem frequentemente ser definidas como anormais (Ringer e Armer, 2012). Assim, a IRT deve ser realizada comparativamente entre dois segmentos (ou áreas) corporais. Por exemplo, mãos, pés, pernas, joelhos e seios. Outras situações não excludentes incluem comparações dentro de uma mesma área após uma manobra fisiológica, como um exercício isométrico (que aumenta o fluxo sanguíneo e, conseqüentemente, a temperatura) e o resfriamento da área estudada a uma temperatura pré-determinada e padronizada, para identificar retardo no aquecimento e o período de latência para recuperação à temperatura basal. Assim, a IRT é uma modalidade de estudo comparativa.

As assimetrias térmicas foram correlacionadas com a intensidade da dor em pacientes com radiculopatia lombossacral unilateral (Dimitrijevic et al, 2016; Alfieri, 2019), complicações do pé diabético (Liu et al, 2015) e câncer de mama (de Jesus Guirro et al, 2017)

3.1. COVID-19

A febre é um sintoma chave de muitas doenças infecciosas que causaram epidemias, como a síndrome respiratória aguda grave (SARS), em 2003 (Chiu et al. 2005), influenza A (H1N1), em 2009 (Nishiura e Kamiya, 2011), doença

pelo vírus Ebola (EVD), em 2014 (Goeijenbier et al, 2014), e a doença do coronavírus 2019 (COVID-19) (Shi et al, 2020; Yang et al, 2020, Huang, 2020).

Na infecção pelo novo coronavírus (SARS-COV-2) o contato social com pessoas infectadas é considerado com uma situação de alto risco, e, portanto, aeroportos, supermercados, shoppings, hospitais e outros locais com grande fluxo de pessoas vem implementando áreas de triagem, incluindo o controle da temperatura na entrada.

Termômetros infravermelhos sem contato (Chiappini et al, 2011; Teran et al, 2011) e termógrafos infravermelhos (Ng e Acharya, 2011) são os principais dispositivos de triagem usados atualmente para monitoramento de temperatura em tempo real contra doenças infecciosas. Embora a IRT tenha potencial significativo para medição da temperatura corporal humana, a literatura indica desempenho diagnóstico inconsistente, provavelmente devido as grande variações nas metodologias implementadas. Zhou et al realizaram um estudo clínico para avaliar o uso de câmeras térmicas em condições padronizadas para 597 indivíduos cujas temperaturas foram medidas em 17 pontos na face, e compararam com suas temperaturas orais para referência. Eles reforçaram a utilidade das abordagens de consenso para o rastreamento da febre, incluindo a temperatura em cantos internos (*inner canthi*), ao mesmo tempo que indicam que as temperaturas máximas da face inteira podem fornecer uma alternativa eficaz (Zhou et al, 2000).

Atualmente muitos países estão discutindo e desenvolvendo regulamentações para um “retorno à escola seguro”. As estratégias governamentais para prevenir a disseminação do coronavírus entre alunos e

professores incluem medições da temperatura corporal usando câmeras de IRT (Stella et al, 2020).

3.2. *Obesidade*

A obesidade é reconhecida como um importante problema de saúde pública pois está relacionada ao aumento do risco de condições patológicas graves, como hipertensão, diabetes mellitus e doença arterial coronariana (Agha e Agha, 2017). Esses efeitos negativos da obesidade têm atraído muitos pesquisadores a explorarem suas implicações sobre à saúde humana.

Savastano et al estudaram a obesidade humana avaliando as oscilações das temperaturas abdominal e da mão direita usando câmeras de IRT. Eles examinaram adultos obesos (homens e mulheres) e os compararam com adultos com peso normal. A análise dos dados mostrou que participantes obesos exibem padrões de temperatura abdominal significativamente mais baixos e uma temperatura do leito ungueal direito mais alta do que aqueles com peso saudável. Além disso, pessoas obesas apresentam diminuição da perda de calor pela pele e aumento da dissipação de calor em regiões periféricas, como as mãos (Savastano et al, 2009).

Os níveis de tecido adiposo e a obesidade humana estão associados ao aumento da produção de calor (Chudecka et al, 2014). O tecido adiposo subcutâneo fornece uma camada isolante que evita a perda de calor. Chudecka et al mostraram que a temperatura média da superfície corporal medida pela IRT diminuiu com o aumento do percentual de gordura corporal, principalmente na

região abdominal (Chudecka et al, 2014). Assim, pode-se sugerir que a temperatura média da superfície corporal é dependente da gordura corporal.

Jalil et al obtiveram as imagens térmicas da mão direita e do abdome central (regiões de interesse) usando a IRT para avaliar a resposta termogênica de mulheres saudáveis e com sobrepeso a um estímulo metabólico realizado antes (basal) e durante um teste de tolerância à glicose oral (3h TTGO com 75g ingestão oral de glicose) (Jalil et al, 2019). Eles mostraram que a temperatura abdominal média era significativamente mais alta em mulheres saudáveis do que em mulheres com sobrepeso. Em contraste, a temperatura média da mão direita foi significativamente maior em mulheres com sobrepeso. Eles atribuíram essas diferenças de padrão térmico a um desequilíbrio da taxa de energia associado ao armazenamento de nutrientes em indivíduos com sobrepeso (Jalil et al, 2019).

O tecido adiposo humano pode ser dividido em tecidos adiposos branco (TAB) e marrom (TAM), que consistem principalmente de adipócitos brancos e marrons, respectivamente. A função primária do TAB é o armazenamento de energia, enquanto a do TAM é a termorregulação por termogênese sem tremores em resposta ao frio.

O TAM é um regulador chave do balanço energético que protege bebês da hipotermia e é um dos principais contribuintes para a termogênese induzida pela dieta (Canon e Nedegard, 2004; Oelkrug et al, 2015). Em 1551, Conrad Gessner, um naturalista, descreveu o tecido encontrado na região interescapular de uma marmota como “nem gordura nem carne - mas algo intermediário” (Law et al, 2018). Inicialmente identificado apenas por sua cor (devido à granulação) e seu citoplasma rico em mitocôndrias, o BAT só foi identificado de forma conclusiva como uma entidade separada do WAT no início dos anos 2000,

quando foi demonstrado que as proteínas morfogenéticas ósseas estavam envolvidas na diferenciação dos adipócitos em brancos ou marrons (Law et al, 2018).

Em recém-nascidos, o TAM localiza-se principalmente ao redor do pescoço e nas regiões interescapulares. No passado, acreditava-se que todo o BAT se perdia após os primeiros anos de vida. Recentemente, a imagem metabólica confirmou sua persistência após o período neonatal (Virtanen et al, 2018; van MarkenLichtenbelt et al, 2009; Cypress et al, 2000). Em adultos, os adipócitos marrons e brancos são misturados (Cypress et al, 2009) e estão localizados em vários depósitos (Leitner et al, 2017). Um das maiores, e talvez o mais estudada, é o da região supraclavicular (Leitner et al, 2017), que é adjacente a dois outros depósitos de BAT, cervical e axillar (Figura 4).

Atualmente, a tomografia por emissão de pósitrons (PET) é o padrão ouro para a detecção de BAT (Jang et al, 2014). No entanto, existem várias limitações, incluindo custo, exposição à radiação e duração do procedimento (Nedergaard e Cannon, 2010; Lee et al, 2010; Huang et al, 2009).

Robinson et al utilizaram a IRT para medir a temperatura nas regiões supraclaviculares de crianças antes e após a exposição a um estímulo leve ao frio por 5 minutos e, posteriormente, relacionou-a ao índice de massa corporal (IMC). Houve uma relação negativa entre os percentis de IMC e as temperaturas basais na região subclávia contendo BAT e às mudanças na temperatura subclávia em resposta ao estímulo ao frio (Robinson et al, 2014).



Figura. 4 Distribuição da gordura corporal: em adultos, os depósitos de BAT estão localizados principalmente nas regiões cervical, supraclavicular, axilar e paravertebral. Crédito para Rodrigo Tonan (Ilustrador Médico)

A importância do TAM está relacionada a sua possibilidade moduladora, como alternativa para a perda de peso. Sua alta atividade metabólica e capacidade de consumir glicose e ácidos graxos sugerem que pode ser um potencial alvo terapêutico no tratamento da obesidade (Ruiz et al, 2018).

Foi observada relação significativa entre obesidade e disfunção do TAM (Lee et al, 2010; Poher et al, 2015). No entanto seu papel no metabolismo humano e no balanço energético ainda não foi completamente compreendido. Devido às propriedades termogênicas do TAM, a imagem térmica tornou-se um método potencial para detectar e estudar sua função. Usando a IRT em 87 indivíduos, Lee et al relataram um aumento

significativamente maior na temperatura da pele na região que cobre a fossa supraclavicular do que na área do mediastino (Lee et al, 2011). Jang et al realizaram a primeira avaliação comparativa da precisão entre o IRT e o PET-CT para a detecção de TAM humano (Jang et al, 2014). Em comparação com 18 F-fluorodeoxiglicose (18 F-FDG) PET-CT, os resultados de IRT mostraram probabilidade > 80% de identificação do TAM (Jang et al, 2014). A combinação de IRT e calorimetria de corpo inteiro sob exposição ao frio também foi eficaz na estimativa da atividade BAT (Tay et al, 2020).

O método mais bem estabelecido para medir a atividade metabólica do BAT é a taxa de captação de glicose usando 18 F-FDG PET-CT. Sob exposição ao frio, o sistema nervoso simpático libera norepinefrina, ativando adipócitos marrons para aumentar a atividade da proteína-1 desacopladora (P1-D) e gerar calor (Cannon e Nedergaard, 2004). Andersen et al mediu as temperaturas das fossas supraclaviculares e uma região de controle usando a IRT durante um protocolo de resfriamento simples e ressonância magnética (RM) sem qualquer intervenção de resfriamento (Andersen et al., 2019). Regressões lineares simples e múltiplas foram usadas para avaliar comparativamente a extensão da medição de captação de glicose por meio de medições de IRT e RM. Os resultados mostraram que as medidas de IRT e RM se correlacionaram com a taxa de captação de glicose (Andersen et al, 2019).

No entanto, o aumento da resolução das câmeras térmicas resultou em protocolos de IRT definidos, confiáveis e funcionais, que são métodos de baixo custo que podem ser replicados com maior facilidade do que o 18 F-FDG PET / CT para identificar TAM (Law et al, 2018).

Uma revisão sistemática de 14 estudos realizados entre 2012 e 2019 por Brasil et al concluíram que, entre o grande número de metodologias publicadas, a IRT é um método altamente viável para detectar a ativação do BAT com o conhecimento atual que permite um melhor entendimento da IRT para que possa ser aprimorada e padronizada para esse fim (Brasil et al, 2020).

3.3. Reumatologia e ortopedia

Spalding et al conduziram um estudo piloto e demonstraram uma forte correlação entre altas temperaturas à IRT e a presença de edema nas articulações dos dedos de pacientes com artrite reumatóide (Spalding et al. 2008). O aumento da temperatura pode ser detectado tocando-se a articulação quando ocorre inflamação na fase aguda da doença. No entanto, pequenas mudanças de temperatura na superfície articular podem representar diminuição ou aumento da inflamação. A IRT pode detectar essas alterações com antecedência, o que pode ser usado para diagnóstico (Spalding et al. 2008).

A IRT funcional com contrações isotônicas, como estímulo fisiológico, provou ser um operador independente inovador e não invasivo para a avaliação da artrite reumatóide em estágio inicial (Capo et al. 2018).

Uma grande proporção de pacientes com fenômeno de Raynaud apresenta a forma “benigna” (primária), exceto casos com causa subjacente (geralmente alguma doença do tecido conjuntivo), como esclerose sistêmica progressiva (Herrick e Murray, 2018). O fenômeno de Raynaud secundário pode estar associado a alterações vasculares digitais estruturais e funcionais, representando uma condição grave que pode evoluir para ulceração digital ou

gangrena (Herrick e Murray, 2018). A IRT mede a temperatura superficial e é uma medida indireta do fluxo sanguíneo que avalia a função vascular digital (anormal nas formas graves do fenômeno de Raynaud primário e secundário), apesar de sua capacidade limitada de diferenciar entre as duas apresentações clínicas. A termografia dinâmica permite a visualização do fluxo sanguíneo e representa um método promissor para esse fim.

A dor muscular pode ser causada pela irritação dos nociceptores presentes nos tecidos musculares ou por um estímulo do sistema nervoso central. Dor miofascial e síndromes de fibromialgia são as síndromes de dor muscular mais frequentemente descritas (Cojocarú et al. 2015). A síndrome da dor miofascial exibe uma apresentação clínica altamente localizada, conhecida como pontos-gatilho (Cojocarú et al. 2015). A IRT pode ser usada para monitorar distúrbios musculoesqueléticos e sua dinâmica e para melhorar o diagnóstico inicial de condições associadas a mudanças de temperatura do tecido (Cojocarú et al. 2015).

A IRT é uma ferramenta útil para a detecção precoce de alterações da resposta inflamatória nas articulações de crianças com hemofilia, identificando diferenças de temperatura mais sutis do que o exame físico em casos graves (Seuser et al. 2018). A detecção precoce da inflamação com base em medições não invasivas pode prevenir a sobrecarga e sangramento nas articulações (Seuser et al. 2018).

3.4. Câncer de mama

Uma área de pesquisa promissa para aplicação da IRT é no diagnóstico de câncer de mama. É o tipo de câncer mais comum entre as mulheres. A Organização Mundial da Saúde (OMS) estimou o número anual de casos de câncer no mundo em 27 milhões até 2030 (Araújo et al, 2014). O câncer de mama é o mais comum entre as mulheres, que é a segunda ou terceira malignidade mais comum em países em desenvolvimento (Acharya et al, 2012).

Os tumores malignos são caracterizados por aumento da vascularização e do fluxo sanguíneo para compensar o aumento da atividade metabólica, resultando em aumento da temperatura local do que os tecidos subjacentes. A termografia tem sido amplamente usada como método auxiliar da mamografia que ainda é o exame de referência primário para diagnóstico e monitoramento câncer de mama. A FDA aprovou a imagem infravermelha como modalidade de imagem adjunta à mamografia em 1982 (Sing e Sing, 2020). No entanto, a FDA também alertou que a IRT não pode substituir a mamografia para o rastreamento do câncer de mama ou seu diagnóstico precoce (Gourd, 2017).

Rassiwala et al estudaram a IRT como uma ferramenta de rastreamento para o câncer de mama em 1080 mulheres com idade entre 20-60 anos e encontraram uma sensibilidade de 97,6%, especificidade de 99,17%, valor preditivo positivo de 83,67% e valor preditivo negativo de 99,89% (Rassiwala et al, 2014)

O uso de sistemas baseados em inteligência computacional para analisar termogramas mamários é considerado uma ferramenta de apoio eficaz para radiologistas. O processo envolve o pré-processamento de termogramas,

extração da região de interesse ou segmentação, extração de características e classificação (Sing e Sing, 2020; Mambou et al, 2018). Uma revisão da literatura explorando a imagem digital infravermelha foi conduzida, assumindo que a comparação térmica básica entre uma mama saudável e aquela com câncer sempre mostraria um aumento da atividade térmica em tecidos pré-cancerosos e áreas ao redor do câncer de mama em desenvolvimento. Os autores perceberam que um diagnóstico auxiliado por computador (DAC) por meio do processamento de imagens no infravermelho não poderia ser realizado sem um modelo hemisférico.

Morales-Cervantes et al analisaram 206 termogramas de pacientes com suspeita de câncer de mama usando um método de classificação, no qual as assimetrias térmicas foram computadas e extraídas, com as áreas mais vascularizadas de cada mama em comparação para produzir um escore térmico indicativo de anomalias (Morales-Cervantes et al, 2018). O método de classificação baseado neste escore térmico resultou em uma sensibilidade de 100%, uma especificidade de 68,68%, um valor preditivo positivo de 11,42% e um valor preditivo negativo de 100%, destacando o potencial da termografia como ferramenta auxiliar na mamografia rastreamento do cancro da mama (Morales-Cervantes et al, 2018).

3.5. Neuropatias

Neuropatias como a síndrome do túnel do carpo (STC) e a síndrome da dor regional complexa (SDCR) podem ser condições clínicas extremamente

incapacitantes, para as quais a IRT é uma ferramenta promissora de diagnóstico e monitoramento.

Desde a década de 1980, a IRT tem sido explorada para o diagnóstico de STC com resultados positivos (Blecker e Agnew, 1987; Reilly et al, 1990). Entre os 61 pacientes com diagnóstico de CTS por eletroneuromiografia, a IRT mostrou anormalidades em 57, com especificidade de 98% -100% (Tcheou et al, 1992).

CRPS, distrofia simpática reflexa (Evans et, 1956) ou causalgia (Mitchel, 1872) é um distúrbio doloroso caracterizado por dor desproporcional ao evento desencadeante associado a sintomas e sinais sensoriais, vasomotores, sudomotores, motores e tróficos (Harden et al. 2007). Existem dois subtipos de CRPS: tipos I e II, com o último correspondendo a lesão de nervo periférico. Bruehl et al dividiu SDCR em subtipos quente e frio (Bruehl et al, 2016). As características quentes incluem edema proeminente, calor da pele e vermelhidão do membro afetado.

Os critérios de Budapeste (os mais amplamente aceitos até hoje), que são endossados pela Associação Internacional para o Estudo da Dor (IASP), incluem assimetria de temperatura ($> 1,0^{\circ}\text{C}$) (Harden et al, 2007).

No entanto, outros estudos têm mostrado resultados diferentes quanto à presença de assimetria de temperatura pela IRT e suas correlações com os sintomas. Kim et al relataram uma termografia positiva (assimetria de temperatura $> 1,0^{\circ}\text{C}$) em quatro de cinco pacientes com SDCR, com uma sensibilidade de 80% (Kim et al, 2015).

Um estudo multicêntrico envolvendo 296 pacientes com SDCR relatou que 44,3% não atendiam ao critério de assimetria de temperatura entre membros avaliado pela IRT (Cho et al, 2016). Jeon et al relataram resultados semelhantes em um estudo envolvendo 42 pacientes com SDCR (Jeon et al, 2014).

Um estudo transversal envolvendo 100 pacientes com sequela de acidente vascular encefálico isquêmico ou hemorrágico com hemiparesia unilateral relatou temperaturas mais baixas medidas pela IRT no lado parético, especialmente nos pés (Alfieri et al, 2017).

A IRT foi usada para avaliar as áreas afetadas em 12 pacientes com herpes zoster agudo. Uma emissão infravermelha intensa e difusa era altamente sugestiva de inflamação e implicava a necessidade de tratamento agressivo. A integração da IRT com os achados clínicos foi extremamente útil na visualização do estado das lesões do zóster, determinando o início do tratamento correto e, assim, minimizando o risco de complicações (Cojocarú et al, 2015).

A IRT foi comparada com a eletroneuromiografia como método diagnóstico para neuropatia diabética em 69 pacientes. As imagens plantares foram registradas com uma câmera de IRT antes e após o resfriamento do membro. Duas variáveis termográficas foram avaliadas: índice de recuperação térmica e interdigital, uma técnica isotérmica. Este último, que considera fibras pequenas e autonômicas, funcionou melhor com pacientes diabéticos, com sensibilidade de 81,3% e especificidade de 46,2%, mostrando-se útil no diagnóstico precoce da neuropatia diabética (Balbinot et al, 2012).

3.6. Medicina esportiva

A IRT é amplamente aplicada na medicina esportiva. Atualmente, principalmente em competições com maior gasto energético e em que há maior proximidade do observador com os atletas, como voleibol, basquete e futebol de salão, a temperatura pode ser monitorada em grupos musculares por meio de câmeras de vídeo infravermelho de alta resolução. Um aumento na temperatura local é um indicador de lesão. Dessa forma, é possível retirar um atleta da partida e intervir com o resfriamento local para evitar lesões. Além de ser um importante instrumento de identificação de riscos e prevenção de lesões, tem sido uma importante ferramenta no treinamento esportivo para avaliar e quantificar a carga de trabalho (Ronnestead et al, 2008).

Lesões musculoesqueléticas, como fraturas, luxações, entorses, contusões e síndrome compartimental, estão entre as doenças mais incapacitantes que afetam os americanos (Weistein, 2000). De acordo com uma pesquisa epidemiológica, a proporção de lesões musculoesqueléticas aumentou de 28,0% em 1996–1998 para 33,2% em 2009–2011; o número aumentou de 76,0 milhões em 1996-1998 para 102,5 milhões em 2009-2011, e o número de prescrições para lesões musculoesqueléticas aumentou de aproximadamente 996 milhões em 1996-1998 para aproximadamente 2,1 bilhões em 2009-2011 (Yelin et al, 2016).

As lesões são uma parte inerente dos esportes de alto rendimento, com o futebol apresentando as maiores incidências (Salces et al, 2014). Estudos epidemiológicos no futebol mostram uma prevalência de lesões de aproximadamente 15% por temporada, afetando 65-95% de todos os jogadores (Salces et al, 2014; Ekstrand et al, 2011). Essas lesões são a causa mais comum

de incapacidade em atletas, respondendo por 20% a 37% de todas as lesões no futebol profissional masculino (Ekstrand et al, 2011; Andersen et al, 2004) e 27% de todas as ausências (Ekstrand et al, 2011). Uma lesão muscular é definida como qualquer queixa física sofrida por um jogador resultante de uma partida ou treinamento, independentemente da necessidade de atendimento médico ou afastamento das atividades (Fuller et al, 2006).

A alta carga de trabalho e a frequência dos jogos são as principais causas subjacentes de lesões no futebol profissional. Essa relação entre a quantidade de treinamento, competição e a incidência de lesões, doenças e dor também foi relatada em outros esportes coletivos (Michael et al, 2016).

A área muscular que sofre estresse físico durante os treinamentos ou partidas experimenta mudanças no fluxo sanguíneo, o que influencia a temperatura da pele. Portanto, a assimetria térmica pode representar um risco potencial de lesão associado à sobrecarga de treinamento ou competição (Salces et al, 2014; Ekstrand et al, 2011). Essas anormalidades podem indicar um problema, aumentando assim a possibilidade de detectar alterações teciduais precoces que podem preceder uma lesão.

Gómes-Carmona et al analisaram 33 jogadores de futebol profissional da primeira divisão da *Liga espanhola* em duas pré-temporadas consecutivas usando a IRT. Na segunda temporada, uma câmera digital de IRT foi usada para registrar todos os termogramas. Os autores concluíram que a implementação de um programa de prevenção usando a IRT poderia reduzir a ocorrência de lesões pela identificação do risco potencial de lesões, reduzindo sua gravidade e o número de dias que um jogador ficaria isolado (Gómes-Carmona et al, 2020).

Côrte et al usaram a IRT para rastrear e prevenir lesões musculares em 28 jogadores de futebol profissional de uma seleção brasileira de futebol da primeira divisão entre 2015 e 2016. Eles relataram que um número maior de lesões musculares ocorreu durante os jogos (93%) do que durante o treinamento. Em 2015 e 2016, 91% e 100% das lesões ocorreram durante as partidas, respectivamente (Côrte et al, 2019).

3.7. Estados de choque

Choque é definido como uma forma generalizada de insuficiência circulatória aguda com risco de vida, associada ao uso inadequado de oxigênio pelas células (Cecconi et al. 2014) que afeta aproximadamente um terço dos pacientes internados em unidades de terapia intensiva (UTI) (Sakr et al. 2006; De Backer, 2010). Independentemente dos mecanismos fisiológicos subjacentes, sua característica primária é uma perfusão alterada que pode levar à disfunção orgânica e morte se não for corrigida rapidamente (Weil e Shubin, 2010). Recentemente, a IRT foi recomendada para monitorar a perfusão periférica, com as vantagens de ser não invasiva, fácil de usar e barata (Ortiz-Dosal et al. 2014; Łokaj et al, 2014; Herrick e Murray, 2018). As medições de temperatura periférica e central permitem o cálculo de um gradiente entre os dois locais, com valores entre 3 e 7°C considerados normais. Um gradiente aumentado pode indicar hipoperfusão periférica (van Genderen et al, 2012).

Em uma série de casos, Ortiz-Dosal et al relataram que as crianças em choque exibiram uma diminuição significativa da temperatura distal (em pelo menos 7°C) em comparação com crianças gravemente doentes não em choque

(Ortiz-Dorsal, 2014), que apresentou um padrão de temperatura semelhante ao relatado para crianças saudáveis (Kolosovas-Machuca et al, 2011).

Em um modelo de choque circulatório suíno, a IRT foi realizada no membro anterior esquerdo para medir a temperatura da pele do carpo e do cotovelo e seu gradiente associado à temperatura central. Os autores observaram que a temperatura da pele muda em resposta às variações da pressão arterial. Houve uma correlação negativa entre a pressão arterial e o gradiente entre a temperatura periférica e central, e uma correlação negativa entre o índice cardíaco e esses gradientes de temperatura (Magnin et al, 2020).

Na avaliação do choque séptico, a pontuação de manchas é estimada de 0 a 5 de acordo com a distribuição das mesmas (Ferraris et al. 2020). Esse escore foi desenvolvido com definições antigas de sepse que não consideravam o nível de lactato, que é o parâmetro prognóstico primário quando maior que 2mmol/L (Ferraris et al, 2020). Mancha é definida como a presença de uma coloração violeta causada pela redução do fluxo sanguíneo em pequenos vasos secundária a alterações heterogêneas da microcirculação.

É possível avaliar a microcirculação à beira do leito por meio de parâmetros como tempo de enchimento capilar, escore de manchas, diurese e gradiente de temperatura da pele. A mancha é considerada um sinal clínico de choque séptico (Vincent e De Backer, 2013), de fácil reconhecimento em joelhos na UTI ou no pronto-socorro, e representa um desfecho negativo em pacientes críticos (Ait-Oufella, 2009).

Ferraris et al estudaram a perfusão tecidual por IRT em 46 pacientes de UTI com choque séptico que necessitavam de drogas vasoativas. Eles foram

avaliados por meio do escore manchas na admissão e seis horas após a reanimação inicial. A temperatura da pele foi menor na presença de manchas, indicando alterações na microcirculação. No entanto, o método falhou em prever mortalidade em pacientes de UTI (Ferraris et al. 2018). Em outro estudo, Ferraris et al. analisaram 43 pacientes de UTI com choque séptico, relatando alta incidência e escore de mottling em pacientes com lactato ≥ 2 mmol/L. No entanto, a mortalidade não foi influenciada por manchas neste estudo (Ferraris et al. 2020).

3.8. Doença arterial periférica e pé diabético

Ao contrário de outras aplicações da IRT, nas quais a inflamação ou aumento da vascularização aumenta a temperatura do segmento corporal ou área em estudo, na doença arterial periférica (DAP), a obstrução do fluxo sanguíneo arterial diminui a temperatura.

DAP refere-se à aterosclerose envolvendo a aorta, artéria ilíaca e artérias dos membros inferiores. Nos últimos anos, o DAP tornou-se um indicador de aterosclerose generalizada (Rooke et al, 2013; Halliday e Bax et al, 2017). Assim, a Doença Arterial Obstrutiva dos Membros Inferiores (DAOMI) é a DAP destes segmentos.

Um índice tornozelo-braquial em repouso (ITB) $\leq 0,90$ é causado por estenose arterial hemodinamicamente significativa e é mais frequentemente usado como uma definição hemodinâmica de DAOMI (Norgren et al, 2007). Em indivíduos sintomáticos, quando comparado à arteriografia, um ITB $\leq 0,90$ tem aproximadamente 95% de sensibilidade na detecção de DAOMI e

aproximadamente 100% de especificidade na identificação de indivíduos saudáveis (Norgren et al. 2007). O *National Health and Nutritional Examination Survey* analisou uma população aleatória de 2.174 pessoas com idade ≥ 40 anos. A prevalência de DAOMI, conforme definido pelo $ITB \leq 0,90$, variou de 2,5% em participantes com idade entre 50–59 anos a 14,5% em pacientes com idade > 70 anos (Selvin e Erlinger, 2004).

Pacientes com DAOMI experimentam diminuição da perfusão arterial dos membros inferiores, comumente referida como "má circulação". DAOMI afeta 10% –15% da população e cerca de 20% das pessoas com idade > 60 anos (Au et al, 2013). Em todo o mundo, sua incidência aumentou de 164–202 milhões entre 2000 e 2010 (Fowkes et al, 2013). Na maioria dos casos, as placas ateroscleróticas limitam o fluxo da artéria, o que, por sua vez, restringe o fluxo sanguíneo para as extremidades mais distais (Figura 5)

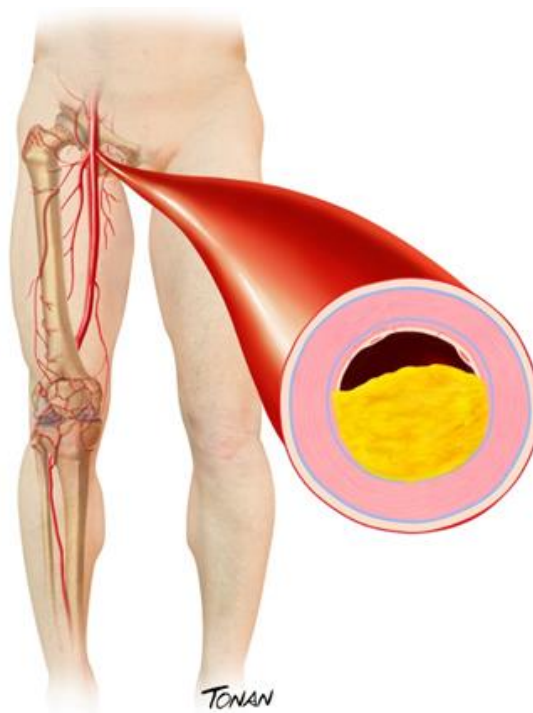


Figura 5. Fisiopatologia da doença arterial obstrutiva dos membros inferiores. Créditos para Rodrigo Tonan (Ilustrador médico).

Lin et al relataram um caso de arterite de Takayasu em que o diagnóstico de monitoramento foi melhorado com IRT (Lin et al, 2017).

Estudos anteriores mostraram a eficácia da IRT na DAOMI (Huang et al. 2011), eventos de isquemia aguda do membro inferior (Peleki et al, 2016; Lin e Saines, 2018; Theuma e Cassar, 2018), pé diabéticas (Van Nettlen et al, 2013), e no monitoramento de pacientes submetidos à angioplastia transluminal percutânea (Staffa et al, 2017; Zenunaj et al, 2021). Pontos quentes e frios nos pés podem ser preditivos do desenvolvimento de ulceração (Mufti et al, 2015; Fernández-Cuevas et al, 2015).

Ulceração e infecção são complicações frequentes nos pés em pessoas com diabetes e neuropatia periférica. Essas complicações aumentam a morbidade e mortalidade (Schaper et al, 2015; Boulton et al, 2014). Se não for tratada rapidamente, as consequências podem ser devastadoras. Portanto, a detecção precoce de complicações do pé diabético é crítica (Schaper et al, 2015).

van Doremalen et al desenvolveu um modelo sofisticado para avaliar pés diabéticos com imagens de IRT em 3D usando três câmeras de imagem infravermelha térmica conectadas a smartphones (van Doremalen et al, 2020). Os autores produziram uma prova de conceito para a criação de imagens térmicas 3D do pé clinicamente úteis para avaliar a temperatura da pele do pé diabético em 3D (van Doremalen et al, 2020). O uso de imagens térmicas 3D podem ser úteis em várias aplicações médicas.

Recentemente, foi relatado o uso de uma câmera de IRT conectada a um smartphone, transformando-a em uma câmera termográfica para auxiliar no

diagnóstico de isquemia aguda de membro inferior (Peleki et al, 2016; Lin e Saines, 2018; Theuma et al, 2018).

Saxena et al. propuseram a aplicação da IRT para avaliação da estenose carotídea por meio do mapeamento da temperatura da pele do pescoço e modelos 3D do sistema carotídeo (Saxena et al, 2020).

4. LIMITAÇÕES E PERSPECTIVAS

Apesar do alto potencial da IRT, este não é o critério diagnóstico para qualquer entidade nosológica. No câncer de mama, onde a IRT foi autorizada pela FDA como um complemento à mamografia, ela não pode substituir a mamografia no rastreamento e diagnóstico do câncer de mama (Gourd, 2017). Portanto, a TRI deve ser vista como um método diagnóstico complementar promissor em diversas áreas da medicina, o que pode corroborar outros estudos, restritos a um método funcional.

A associação de testes funcionais com IRT tem o potencial de aumentar a conscientização sobre essa ferramenta diagnóstica. Vários estudos relatam uma variedade de testes com exercícios isométricos e resfriamento ou aquecimento de um membro ou segmento corporal, despertando assim a consciência e fornecendo mais variáveis para validação de diagnósticos. Além da temperatura basal, este teste pode determinar a extensão do aquecimento relativo do membro em relação a outro em um esforço isométrico. Ele pode determinar o período de latência necessário para que um segmento ou área do corpo atinja a temperatura basal.

Na pandemia SARS-COV-2, a IRT foi implementada com sucesso para rastrear pessoas com febre (o principal sintoma da infecção) em instalações com grande fluxo de pessoas, como aeroportos, supermercados, shoppings e hospitais.

Como teste funcional, o IRT se depara com o desafio de relacionar as informações anatômicas e fisiológicas obtidas pelo padrão térmico da superfície

cutânea. Um software específico foi usado em uma técnica recente para sobrepor imagens termográficas e reais produzidas simultaneamente para a localização anatômica precisa das alterações de IRT. Essa ferramenta foi descrita por um dos fabricantes de câmeras térmicas como “uma imagem na imagem”.

Câmeras térmicas modernas e extremamente caras (US \$ 10 a 15 mil) podem gravar vídeos em infravermelho radiométrico, o que pode ser muito promissor, principalmente no estudo de doenças vasculares.

O aprimoramento da resolução térmica das câmeras estimulará grandes avanços na diferenciação das temperaturas dos tecidos e sua correlação com situações patológicas.

As perspectivas do uso da IRT na medicina são promissoras porque somos seres de sangue quente. Citando Hipócrates de Kos, o Pai da Medicina, 400 aC: “em qualquer parte do corpo que se sinta um excesso de calor ou frio, a doença está aí para ser descoberta”.

5. ASPECTOS ÉTICOS

O projeto deste estudo foi revisado e aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade de Brasília, CAAE:20621618.8.0000.5558.Parecer nº 3739084, emitido em 02 de dezembro de 2019 (anexo I)

O consentimento informado, escrito de acordo com a Declaração de Helsinque, foi obtido de todos os participantes antes do início do estudo (Anexo II).

6. OBJETIVOS

2. 1. Objetivo primário

Avaliar se uma câmara termográfica por infravermelho portátil, Flir C3® (FLIR Systems AB, Danderyd, Suécia), é instrumento útil para o diagnóstico e/ou triagem da DAOMI.

2. 2. Objetivos secundários

Avaliar se os achados da termografia guardam correlação com gravidade da DAOMI, avaliada pelo Ultrassom Doppler Arterial dos Membros Inferiores.

Avaliar se o ITB, calculado de cada voluntário, guarda correlação com a doença arterial coronária avaliada pelo Ultrassom Doppler Arterial dos Membros Inferiores.

7. MATERIAIS E MÉTODOS

Estudo observacional analítico com delineamento transversal e realizado após consentimento livre e esclarecido dos pacientes portadores de doença arterial obstrutiva dos membros inferiores acompanhados no Ambulatório de Cirurgia Vasculardo Hospital Universitário de Brasília (HUB).

Os voluntários de ambos os grupos foram convidados a participar voluntariamente de uma Pesquisa na Universidade de Brasília, particularmente no Laboratório de Habilidades Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de Brasília.

Os critérios de exclusão foram pacientes com:

- (1) história de revascularização cirúrgica ou angioplastia transluminal percutânea de qualquer membro inferior;
- (2) um diagnóstico de fibrilação atrial;
- (3) doença varicosa significativa de um membro inferior;
- (4) amputação total ou parcial de um membro inferior; e
- (5) ulceração ou infecção atual em um membro inferior.

Os critérios de exclusão foram definidos com base nas seguintes razões. Previa-se que os pacientes já tratados, cirúrgica ou percutânea, apresentassem termogramas normais ou levemente alterados. Devido ao ritmo cardíaco irregular, a fibrilação atrial prejudica as avaliações com ultrassonografia Doppler em cores, IRT e medição do ITB. A presença de doença varicosa, devido à estase sanguínea, pode interferir no mapeamento térmico dos membros inferiores. Amputações parciais ou totais de segmentos dos membros inferiores

podem impossibilitar a avaliação comparativa. Ulcerações e infecções podem aumentar a temperatura local, dificultando a avaliação dos termogramas.

O ultrassom Doppler colorido foi considerado alterado quando com repercussão hemodinâmica, ou seja, relação $V2 / V1 \geq 2,0$ ($V1$ - velocidade sistólica de pico - PSV - no local da lesão e $V2$ - PSV medido a 1 a 4 cm da lesão). padrão espectral monofásico e oclusão arterial.

Todas as imagens térmicas infravermelhas foram adquiridas usando uma câmera digital portátil Flir C3[®] (FLIR Systems AB, Danderyd, Suécia), pesando 130g e equipada com um sensor infravermelho 80 × 60 (4.800 pixels) com boa sensibilidade térmica (ou seja, resolução abaixo de 0,10°C).

No período de dezembro de 2019 a novembro de 2020, foram avaliados 105 voluntários, sendo:

- 55 com idade superior a 18 anos triados do Ambulatório de Cirurgia Vasculardo Hospital Universitário de Brasília, dos quais foram excluídos três participantes por se apresentarem com fibrilação atrial, quatro por ulceração/infecção, um por amputação de pododáctilos e dois por terem sido submetidos a tratamento percutâneo (angioplastia) da DAOMI, restando 45 pacientes habilitados para o estudo (grupo DAOMI).

- 45 com idade superior a 18 anos e também triados do Ambulatório de Cirurgia Vasculardo Hospital Universitário de Brasília, que não apresentaram DAOMI com base no mesmo método de avaliação e sem algum dos critérios de exclusão (grupo Controle).

Todos os participantes assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido antes de entrar no estudo, escrito de acordo com a Declaração de

Helsinque. O estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade de Brasília (Parecer nº 3739084).

Dados sobre história médica pessoal e familiar, medicamentos em uso e os principais fatores de risco - índice de massa corporal (IMC), tabagismo, diabetes e hipertensão - foram registrados para cada voluntário. Um instrumento Doppler de onda contínua (8MHz; DF 7001 VN, Medpej®, Brasil) foi usado para medir, seguindo as diretrizes atuais, a pressão arterial sistólica nas quatro extremidades e o índice tornozelo-braquial (ITB) foi calculado a partir desses valores (Aboyans et al, 2018; Lijmer et al, 128). A Figura 6 ilustra as obtenções das pressões sistólica no braço e tornozelo utilizando-se um manguito aneroide e um transdutor de onda contínua.



Figura 6. Obtenções das pressões sistólica no braço e tornozelo utilizando-se um manguito aneroide e um transdutor de onda contínua. Crédito para Rodrigo Tonan (Ilustrador Médico).

O Ultrassom com Doppler Arterial dos membros inferiores foi realizado com aparelho portátil, o M-Turbo, Sonosite / Fujifilm® com transdutor linear HFL38X / 13–16MHz. Dois médicos com experiência em Ultrassom Doppler avaliaram as extremidades inferiores dos pacientes para minimizar o efeito do examinador. Os resultados foram avaliados por consenso.

Todas as imagens térmicas infravermelhas foram adquiridas usando-se uma câmera digital portátil Flir C3® (FLIR Systems AB, Danderyd, Suécia), com um peso de 130g, um sensor infravermelho 80×60 (4.800 pixels de medição) e sensibilidade térmica com uma resolução abaixo de 0,10°C (Figura 7). Os termogramas foram analisados usando os programas Thermidas Imager® (Thermidas Ltd, Tampere, Finlândia) e FLIR ResearchIR® (FLIR Systems Inc). Um termograma apresentando uma diferença de temperatura maior que 2°C entre dois pontos de qualquer membro inferior foi definido como um termograma alterado. Para as análises, cada segmento foi dividido em acima (suprapoplíteia) e abaixo (infrapoplíteia) do joelho. As imagens térmicas foram obtidas a uma temperatura ambiente constante (22 a 24°C). Cada voluntário foi inicialmente colocado em decúbito dorsal, o qual foi mantido por 15 a 20min para atingir o equilíbrio térmico. Cada teste foi realizado com o voluntário em pé (frente e costas). A câmera foi colocada em um tripé a uma distância de um metro dos pés de cada voluntário.



Figura 7. Termógrafo portátil Flir C3[®] utilizado na pesquisa

8. ANÁLISE ESTATÍSTICA

O cálculo do tamanho da amostra a ser estudada foi feito considerando-se, por estimativa, baseando-se nos atendimentos mensais de indivíduos com DAOMI diagnóstica pelo Doppler Arterial atendidos no HUB-UnB, estimada 50 pacientes. Considerando-se uma margem de segurança de 95%, o valor obtido foi 39 voluntários. No entanto, após a aplicação dos critérios de exclusão, conseguiu-se recrutar 45 voluntários, chamados de grupo DAOMI. O grupo Controle foi composto também por 45 indivíduos sem DAOMI, avaliados também por Doppler Arterial.

Todos os indivíduos realizaram, com auxílio do termógrafo portátil, imagens térmicas (Termogramas), que foram classificados em alterados e normais. Foram feitas imagens térmicas das regiões abaixo do joelho (infrapoplíteia) e acima dos joelhos (suprapoplíteia).

De todos os grupos foram obtidas informações, como idade, tabagismo atual ou prévio, hipertensão, diabetes melito, índice de massa corporal e o índice tornozelo-braqueal.

De início, a preocupação foi conhecer a distribuição dos grupos. Foram aplicados os testes *One-sample Kolmogorov-Smirnov*, *Lilliefors (Kolmogorov-Smirnov)*, *Cramer-von Mises*, *Shapiro-Wilk*, *Shapiro-Francia*, *Anderson-Darling* nas variáveis numéricas. O *One-sample Kolmogorov-Smirnov* foi escolhido por apresentar melhor coerência entre os demais, Ou seja, no mesmo todas as variáveis numéricas apresentaram distribuição normal.

Em seguida, saber se existia diferença entre as variáveis idade e gênero entre os grupos, ou seja, o quão homogêneo os mesmos eram. Para a variável

numérica idade aplicou-se o teste t ($p = 0.3947$). Para a variável categórica gênero aplicou-se o teste do qui-quadrado ($p = 0.83$). Como conclusão, não houve diferença significativa entre as idades e os gêneros dos participantes dos grupos Controle e PAD-LL. O mesmo raciocínio foi aplicado para a análise das demais variáveis.

Em seguida, calculou-se a sensibilidade, a especificidade, o valor preditivo positivo e o valor preditivo negativo da termografia no diagnóstico da DAOMI em comparação com o Doppler arterial dos membros inferiores.

No caso do ITB, para os cálculos da sensibilidade, especificidade, valor preditivo positivo e valor preditivo negativo, baseado na literatura, usamos os valores $\leq 0,9$ como alterado e $> 0,9$ como normal. A comparação também foi feita com o Ultrassom Doppler. Ressalte-se que, em pacientes sintomáticos, quando comparado à arteriografia, um ITB $\leq 0,90$ tem uma sensibilidade de aproximadamente 95% para detectar DAOMI e um ITB $> 0,9$ quase 100% de especificidade para definir a ausência de DAOMI (Norgren et al. 2007).

As variáveis contínuas idade, IMC e ITB apresentaram distribuição normal (teste de Kolmogorov-Smirnov para uma amostra) e foram expressas como média \pm desvio padrão. As comparações simples entre os grupos foram realizadas usando o teste t ou o teste do qui-quadrado de Pearson (χ^2) para variáveis categóricas. A significância estatística foi estabelecida em $p \leq 0,05$. As análises estatísticas foram realizadas usando o pacote estatístico IBM SPSS® (versão 25.0.0.0; Armonk, NY: IBM Corp).

9. RESULTADOS

Participaram do estudo 45 voluntários, após aplicação dos critérios de exclusão, com diagnóstico de DAOMI com média de idade de $58,29 \pm 9,08$ anos (26 mulheres e 19 homens). O grupo controle foi composto por 45 participantes sem DAOMI, com média de idade de $59,78 \pm 7,35$ anos (25 mulheres e 20 homens). A distribuição da idade ($p = 0,394$; teste t) e a proporção entre homens e mulheres ($p = 0,831$; teste do χ^2) não mostraram diferença estatisticamente significativa entre os grupos Controle e DAOMI. A Tabela 1 apresenta as características de cada grupo e as comparações entre os mesmos.

A análise das características de cada grupo mostrou que o IMC, o ITB, o tabagismo atual ou prévio e o diabetes mellitus foram significativamente mais prevalentes no grupo DAOMI (Tabela 1).

No grupo DAOMI, 38 voluntários apresentavam termogramas alterados e sete apresentavam termogramas normais. No grupo controle, 44 voluntários apresentaram termogramas normais e um apresentou termograma alterado. A Figura 9 ilustra os termogramas dos pacientes sem DAOMI (A) e com DAOMI (B). Com base nesses resultados, a IRT teve uma sensibilidade de 97,62%, uma especificidade de 91,67%, um valor preditivo positivo de 91,11% e um valor preditivo negativo de 97,78% para o diagnóstico de DAOMI em comparação com o Ultrassom Doppler arterial dos membros inferiores (Tabela 2).

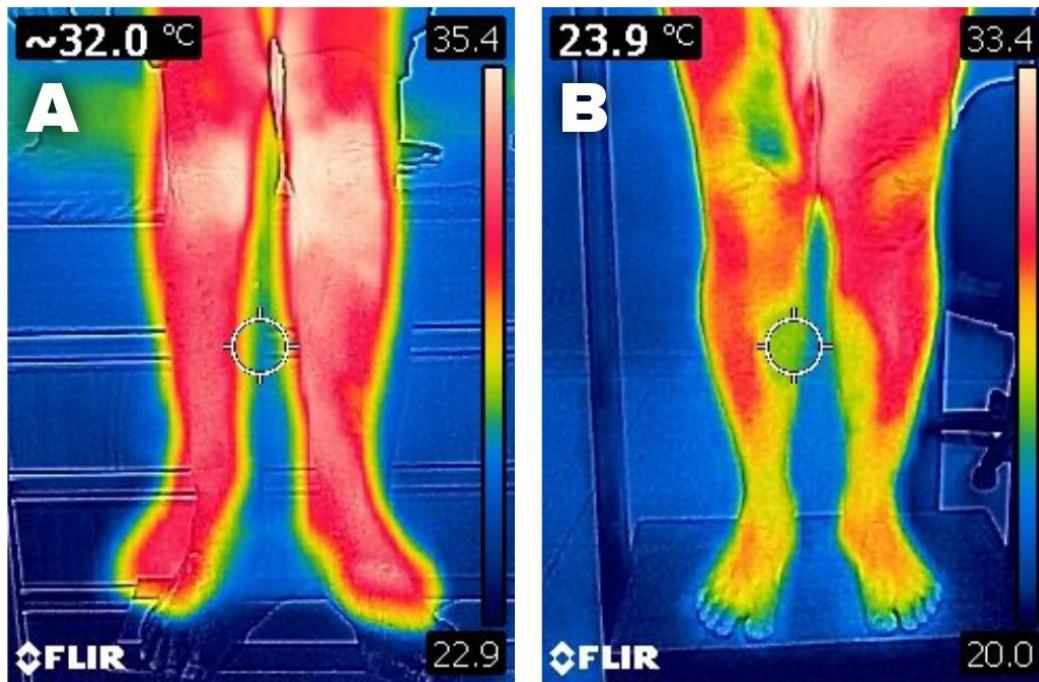


Figura 8. Termogramas de um paciente sem DAOMI (a) e (b) paciente com DAOMI (doença arterial periférica de membros inferiores).

Dos 38 termogramas alterados no grupo DAOMI, 35 estavam na região abaixo do joelho. O único termograma alterado no grupo controle foi na região acima do joelho ($p < 0,0001$; teste χ^2).

Em ambos os grupos, o ITB foi dividido em duas categorias, $\leq 0,90$ (alterado) e $> 0,90$ (normal). No grupo DAOMI, 31 voluntários tinham $\text{ITB} \leq 0,90$ e 14 tinham $\text{ITB} > 0,90$. No grupo controle, 42 tinham $\text{ITB} > 0,90$ e três tinham $\text{ITB} \leq 0,90$. Com base nesses resultados, o ITB teve uma sensibilidade de 91,17%, uma especificidade de 75%, um valor preditivo positivo de 68,89% e um valor preditivo negativo de 93,33% para o diagnóstico de DAOMI em comparação com o Ultrassom Doppler arterial dos membros inferiores (Tabela 3).

Tabela 1. Características basais dos voluntários.

Característica	Controle (n = 45)	DAOMI (n = 45)	P
Idade, médica (Desvio Padrão, SD), anos	59.78 (7.35)	58.29 (9.08)	0.395*
Masculino (n) / Feminino (n)	19/26	20/25	0.831**
Índice de massa corporal, média (DP), kg/m ²	24.83	26.5	0.001*
Índice tornozelo-braqueal, média (DP)	0.94	0.88	<0.001*
Tabagismo atual ou prévio, Não (n) / Sim (n)	30/15	16/29	0.003**
Hipertensão, Não (n) / Sim (n)	23/22	24/21	0.833**
Diabetes mellitus, Não (n) / Sim (n)	25/20	13/32	<0.001**

* teste t test; ** Qui-quadrado; n = número de indivíduos do grupo.

Tabela 2. Termografia por infravermelho alterada e alterado *versus* Doppler Arterial dos Membros alterado e sem DAOMI hemodinamicamente significativa.

Sensibilidade	97,62%
Especificidade	91,67%
Valor preditivo positivo	91,11%
Valor preditivo negativo	97,78%

Tabela 3. Índice Tornozelo-Braqueal $\leq 0,9$ e $> 0,9$ *versus* Doppler Arterial dos Membros inferiores alterado e sem DAOMI hemodinamicamente significativa.

Sensibilidade	91,17%
Especificidade	75,00%
Valor preditivo positivo	68,89%
Valor preditivo negativo	93,33%

10. DISCUSSÃO

O presente capítulo é um breve resumo de Uflacker (2003) – “Capítulo 22 – Artérias dos Membros Inferiores”. Como ilustrado na Figura 10, o suprimento arterial dos membros inferiores origina-se da artéria ilíaca externa. A artéria femoral comum é a continuação direta da artéria ilíaca externa, começando no nível do ligamento inguinal. A artéria femoral comum torna-se a artéria femoral superficial no ponto em que emite a femoral profunda. A artéria poplítea é a continuação direta da artéria femoral superficial no canal adutor. A artéria poplítea termina na artéria tibial anterior e no tronco tibioperoneal. A artéria tibial anterior passa pela membrana interóssea para alcançar o compartimento anterior da perna. Ela continua até o dorso do pé como a artéria *dorsalis pedis*. O tronco tibioperoneal se divide em artérias tibial posterior e fibular. A artéria tibial posterior passa para baixo e atrás do maléolo medial. Ele se divide em artérias plantares medial e lateral. O fibular (artéria fibular) desce na parte profunda do compartimento posterior, apenas medialmente à fíbula, fornecendo um ramo perfurante para os compartimentos lateral e anterior (Uflacker, 2003).

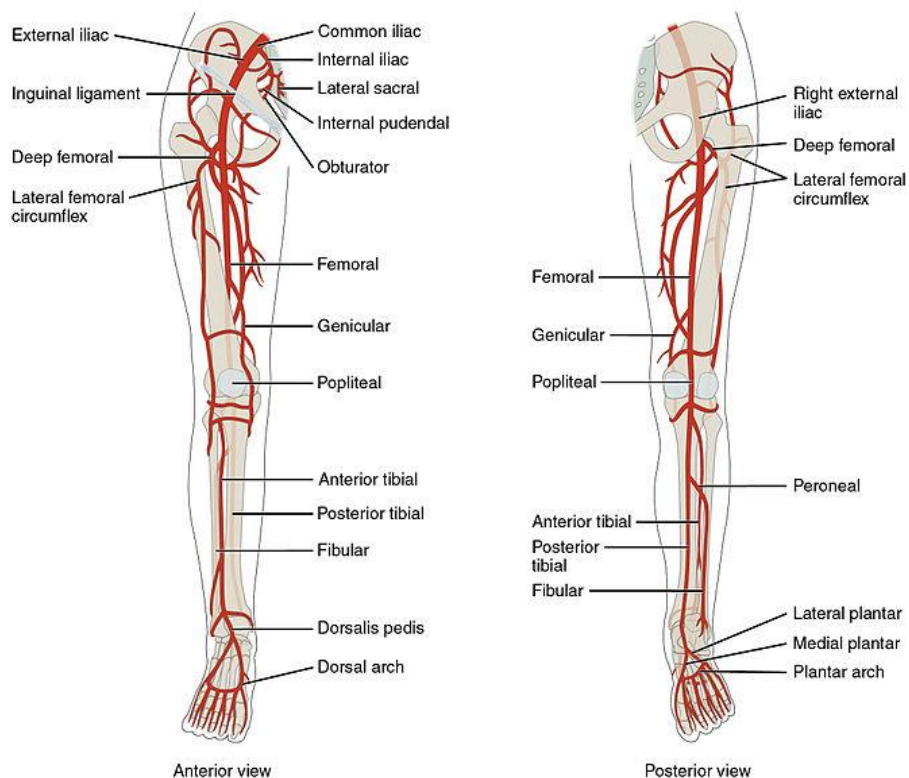


Figura 9. Circulação arterial dos membros inferiores. Créditos para: Alamy Stock Photo (imagem adquirida com direitos para reprodução em revistas e livros).

A medida que se progride distalmente no membro inferior, as artérias vão se dividindo e se tornando menos calibrosas, com o objetivo de prover suprimento arterial para todo o membro. Isso também se reflete na curva espectral do Doppler arterial que, em condições normais, apresenta seu padrão trifásico, porém com menores amplitudes. Pode-se inferir que o achado da IRT ter sido método limitado para a doença acima dos joelhos (supra-poplíteia) decorre do vasos serem mais calibrosos. Neste caso exemplo (Figura 9) de um paciente de semi-oclusão da artéria poplíteia esquerda, note a mudança no padrão do termograma de vermelho para vermelho (no joelho), passando pelo amarelo até, mais distalmente, chegar no azul. Essa mudança do vermelho até o azul, no presente caso, corresponde ao importante comprometimento da perfusão tecidual, cada vez mais expressiva nos vasos menos calibrosos.

O diagnóstico da DAOMI é essencialmente clínico através de sinais e sintomas como cianose, dor, claudicação, o ITB $\leq 0,9$, redução/assimetria de temperatura dos membros e a assimetria dos pulsos. A angiografia, devido seu caráter invasivo e por usar radiação ionizante, é método de eleição para angioplastia ou planejamento cirúrgico.

Devido o menor custo, as elevadas sensibilidade e especificidade, em comparação com a angiografia, o Ultrassom com Doppler arterial dos membros inferiores tornou-se sido o exame mais rotineiramente utilizado.

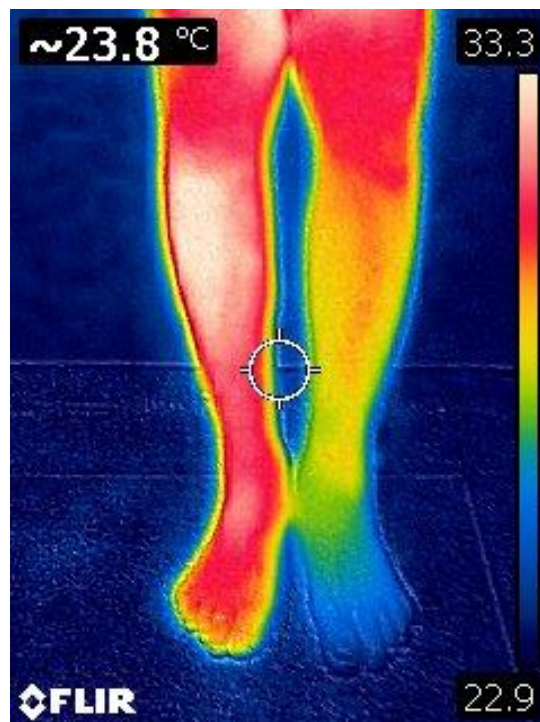


Figura 10. Paciente com semioclusão da artéria poplítea esquerda. A mudança no padrão do termograma de vermelho para amarelo e, mais distalmente, para azul, corresponde ao importante comprometimento da perfusão tecidual.

A avaliação da DAOMI com Ultrassom Doppler é um método de fácil acesso, relativamente barato e completamente não invasivo em comparação com outros métodos radiológicos. O Ultrassom Doppler fornece informações não apenas sobre a morfologia dos vasos sanguíneos, mas também sobre o fluxo

sanguíneo. Para se determinar a intensidade da estenose arterial utiliza-se a velocidade do Doppler pulsado. A velocidade do fluxo é aumentada na área estenótica porque o sangue precisa movimentar-se mais rapidamente se o mesmo volume que pelo lúmen estreitado se faz no lúmen maior e normal (Pelerito e Polak, 2014). A Figura 11 ilustra a relação entre graus de estenose arterial e o aumento da velocidade do fluxo sanguíneo ao Doppler espectral. O pico da sístole aumenta regularmente com o estreitamento progressivo até que, finalmente, a resistência ao fluxo se torna tão elevada (redução do diâmetro superior a 80%), que o pico da sístole cai para valores normais ou até subnormais (Pelerito e Polak, 2014).

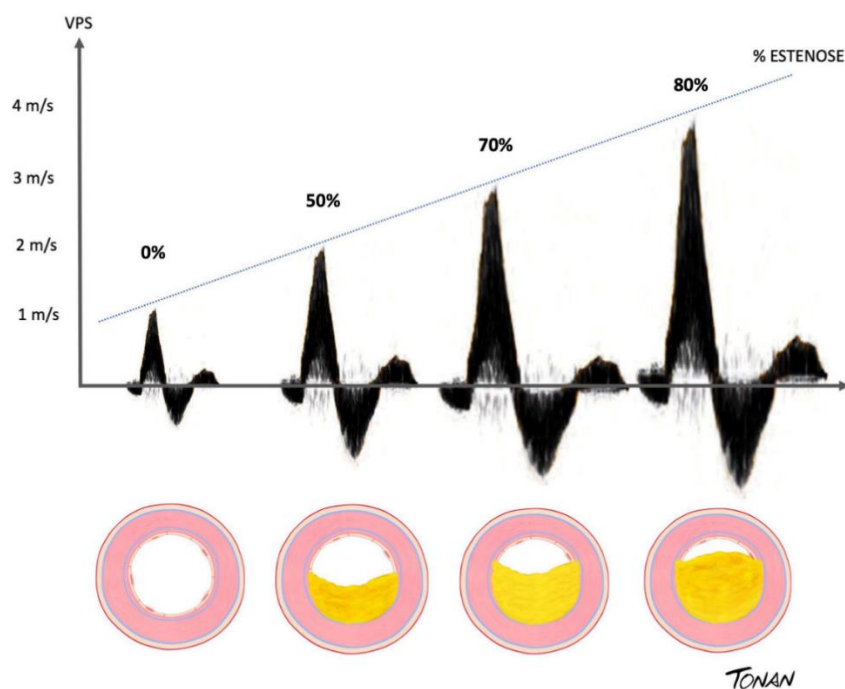


Figura 11. Correlação entre o grau de estenose luminal e a amplitude dos espectros de velocidade do Doppler pulsado. Crédito para Rodrigo Tonan (Ilustrado Médico).

As desvantagens do ultrassom Doppler incluem resultados dependentes do usuário e dificuldades em distinguir estenose de alto grau, avaliar lesões de layout sequencial e capturar imagens do lúmen vascular com placas calcificadas (Lewis, 1989).

No caso de inflamação ou aumento da vascularização, a IRT revela aumento da temperatura do segmento ou área do corpo em estudo, enquanto, na DAOMI, ocorre diminuição da temperatura devido a obstruções do fluxo sanguíneo arterial. Nos últimos anos, a DAOMI tornou-se um indicador de aterosclerose generalizada (Rooke et al, 2013; Halliday e Bax, 2018).

Em grande parte dos termogramas alterados, o mapa de cores mostra alterações sugestivas. A Figura 12 é de um paciente com pé diabético, inclusive estando com curativo oclusivo. Neste, a área em vermelho no primeiro pododáctilo coincide com o processo infeccioso / inflamatório em tratamento.



Figura 12. Paciente com pé diabético, inclusive estando com curativo oclusivo. A área em vermelho no primeiro pododáctilo coincide com o processo infeccioso / inflamatório em tratamento. poplítea).

A avaliação do ITB, que é definido como a relação entre as pressões arteriais sistólicas dos membros inferiores e superiores, é um teste diagnóstico simples, não invasivo e amplamente aceito (Huang, 2011). O ITB geralmente varia de 1,00 a 1,29, e um $ITB \leq 0,90$ é usado para diagnosticar DAOMI no ambiente clínico (Scchrollm 1981; Stoffersm 1996). Em pacientes sintomáticos, quando comparado à arteriografia, um $ITB \leq 0,90$ tem sensibilidade de aproximadamente 95% para detecção de DAP e especificidade de quase 100% para identificação de ausência de DAOMI (Norgren, 2007).

O uso da IRT como ferramenta de diagnóstico não é novo. No entanto, apesar dos resultados otimistas de vários estudos, ainda deve ser um complemento aos métodos clássicos, chamados “padrão-ouro”, para o diagnóstico das condições clínicas onde possa ser empregada. O conhecimento sobre termorregulação, anatomia, fisiologia, morfologia e processos fisiopatológicos é importante para evitar diagnósticos imprecisos (Hildebrandt et al, 2010). Mais pesquisas e estudos de acompanhamento são necessários para criar bancos de dados de medidas clínicas e determinar sua viabilidade⁴. Considerando as vantagens da IRT como um teste não invasivo, não irradiante e de baixo custo, e a alta resolução das câmeras térmicas existentes, novos estudos devem ser realizados para estudar a viabilidade da IRT como um diagnóstico complementar ou teste de triagem.

11. CONCLUSÕES

A IRT com dispositivo portátil mostrou alta sensibilidade (97,62%) e especificidade (91,67%) como instrumento de triagem da doença arterial de membros inferiores em comparação com o Doppler arterial. O método mostrou-se limitado no diagnóstico da doença de apresentação acima do joelho (suprapoplíteia) e, ainda, não guardou correlação entre os termogramas alterados e à gravidade da doença com o Ultrassom com Doppler arterial dos membros inferiores.

No presente estudo, os resultados sugeriram que, para valores $\leq 0,90$, o ITB pode ser um importante preditor de DAOMI quando a padronização adequada é seguida; os resultados mostraram uma sensibilidade de 91,18% e uma especificidade de 75%. O valor preditivo negativo de 93,33% mostrou que o ITB é bom para descartar DAOMI. Esses resultados reforçam a grande importância do exame clínico no diagnóstico da DAOMI.

Tabagismo atual ou prévio, IMC e diabetes mellitus foram considerados fatores de risco significativos para DAOMI, achados que reforçam a literatura sobre o tema.

Os resultados apresentados sugerem que a IRT pode ser um método eficiente e de baixo custo para o rastreamento da DAOMI na sua apresentação abaixo dos joelhos (DAOMI infrapoplíteia). No entanto, mais estudos são necessários para consolidar a validade dessa técnica.

Com o advento de câmeras com melhor resolução térmica e o uso de vídeos de infravermelho de alta resolução, estes capazes de avaliar a dinâmica

da circulação arterial, é possível imaginar que todos os segmentos dos membros inferiores possam ser melhor avaliados pela termografia por infravermelho.

12. REFERÊNCIAS

1. Aboyans V, Ricco JB, Bartelink MEL, Björck M, Brodmann M, Cohnert T, Collet JP, Czerny M, De Carlo M, Debus S, Espinola-Klein C, Kahan T, Kownator S, Mazzolai L, Naylor AR, Roffi M, Röther J, Sprynger M, Tendera M, Tepe G, Venermo M, Vlachopoulos C, Desormais I; ESC guidelines on the diagnosis and treatment of peripheral arterial diseases, in collaboration with the European Society for Vascular Surgery (ESVS). *Eur Heart J.* 2018;39:763–816.
2. Acharya UR, Ng EYK, Tan JH, Sree SV. Thermography based breast cancer detection using texture features and support vector machine. *J. Med. Syst.* 2012;36:1503-10.
3. Agha M, Agha R. The rising prevalence of obesity: part A: impact on public health. *Int. J. Surg. Oncol. (N Y).* 2017;2:e17.
4. Ait-Oufella H, Lemoine S, Boelle PY, Galbois A, Baudel JL, Lemant J, Joffre J, Margetis D, Guidet B, Maury E, Offenstadt G. Mottling score predicts survival in septic shock. *Intensive Care Med.* 2011;37:801-7.
5. Al Attar WS, Soomro N, Sinclair PJ, Pappas E, Sanders RH. Effect of injury prevention programs that include the nordic hamstring exercise on hamstring injury rates in soccer players: A systematic review and meta-analysis. *Sports Med.* 2017;47:907-16.
6. Alfieri FM, Lima ARS, Battistella LR, Silva NCOV. Superficial temperature and pain tolerance in patients with chronic low back pain. *J. Bodyw. Mov. Ther.* 2019;23:583-87.
7. Alfieri FM, Massaro AR, Filippo TR, Portes LA, Battistella LR. Evaluation of body temperature in individuals with stroke. *NeuroRehabilitation* 2017;40:119–28.
8. Anbar M. Dynamic Thermal Assessment. In: Diakides NA, Bronzino JD, editors. *Medical Infrared Imaging*. Boca Raton, FL, USA: CRC Press, Taylor and Francis Group; 2008; pp. 9.1–9.22.
9. Andersen TE, Tenga A, Engebretsen L, Bahr R. Video analysis of injuries and incidents in Norwegian professional football, *Br J Sports Med* 2004;38:626–31.

10. Anderson JL, Halperin JL, Albert N, Bozkurt B, Brindis RG, Curtis LH, DeMets D, Guyton RA, Hochman JS, Kovacs RJ, Ohman EM. Management of patients with peripheral artery disease (compilation of 2005 and 2011 ACCF/AHA guideline recommendations): a report of the American College of Cardiology Foundation/American Heart Association task force on practice guidelines. *J. Am. Coll. Cardiol.* 2013;61(14):1555–70.
11. Andersson J, Lundström E, Engström M, Lubberink M, Ahlström H, Kullberg J. Estimating the cold-induced brown adipose tissue glucose uptake rate measured by ¹⁸F-FDG PET using infrared thermography and water-fat separated MRI. *Sci. Rep.* 2019;26;9:12358.
12. Araujo MC, Lima RC, De Souza RM. Interval symbolic feature extraction for thermography breast cancer detection. *Expert Syst. Appl.* 2014;41:6728–37.
13. Arthur DTJ, Khan MM. Thermal infrared imaging: toward diagnostic medical capability. *Conf. Proc. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.* 2011;6146-9.
14. Au TB, Golledge J, Walker PJ, Haigh K, Nelson M. Peripheral arterial disease: diagnosis and management in general practice. *Aust. Fam. Phys.* 2013;42:397–400.
15. Balbinot LF, Canani LH, Robinson CC, Achaval-Elena M, Zaro MA. Plantar thermography is useful in the early diagnosis of diabetic neuropathy. *Clin.* 2012;67:1419–25.
16. Barnes RB. Thermography of the Human body: Infrared-radiant energy provides new concepts and instrumentation for medical diagnosis. *Sci.* 1963;40:870–7.
17. Bleecker ML, Agnew J. New techniques for the diagnosis of carpal tunnel syndrome. *Scand. J. Work Environ. Health.* 1987;13:385–8.
18. Boltzmann L. Ableitung des Stefan'schen Gesetzes, betreffend die Abhängigkeit der Wärmestrahlung von der Temperatur aus der electromagnetischen Lichttheorie. *Ann. Phys.* 1884;298:291-94.
19. Boulton AJ, Vileikyte L, Ragnarson-Tennvall G, Apelqvist J. The global burden of diabetic foot disease. *Lancet.* 2005;366:1719–1724. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(05\)67698-2](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(05)67698-2)

20. BrasilSI, Renck AC, Meneck F, Brioschi ML, Costa EF, Teixeira MJ. A systematic review on the role of infrared thermography in the Brown adipose tissue assessment. *Rev. Endocr. Metab. Dis.* 2020;21:37-44.
21. Bruehl S, Maihöfner C, Stanton-Hicks M, Perez RS, Vatine JJ, Brunner F, Birklein F, Schlereth T, Mackey S, Mailis-Gagnon A, Livshitz A. Complex regional pain syndrome: evidence for warm and cold subtypes in a large prospective clinical sample. *Pain.* 2016;157:1674-81.
22. Cannon B, Nedergaard J. Brown adipose tissue: function and physiological significance. *Physiol. Rev.* 2004;84:277–359.
23. Capo A, Di Paolo J, Celletti E, Ismail E, Merla A, Amerio P. Thermal alterations in patients with inflammatory diseases: a comparison between psoriatic and rheumatoid arthritis. *Reumatismo.* 2018;70:225–31.
24. Cecconi M, De Backer D, Antonelli M, Beale R, Bakker J, Hofer C, Jaeschke R, Mebazaa A, Pinsky MR, Teboul JL, Vincent JL. Consensus on circulatory shock and hemodynamic monitoring. Task force of the European Society of Intensive Care Medicine. *Intensiv. Care Med.* 2014;40:1795–1815.
25. Charlton M, Stanley SA, Whitman Z, Wenn V, Coats TJ, Sims M, Thompson JP. The effect of constitutive pigmentation on the measured emissivity of human skin. *PLoS One.* 2020;15:e0241843.
26. Chiappini E, Sollai S, Longhi R, Morandini L, Laghi A, Osio CE, Persiani M, Lonati S, Picchi R, Bonsignori F, Mannelli F. Performance of non-contact infrared thermometer for detecting febrile children in hospital and ambulatory settings. *J. Clin. Nurs.* 2011;9–10:1311–18.
27. Chiu WT, Lin PW, Chiou HY. Infrared Thermography to Mass-Screen Suspected Sars Patients with Fever. *Asia-Pac. J. Public Health.* 2005;17:26–28.
28. Cho CW, Nahm FS, Choi E, Lee PB, Jang IK, Lee CJ, Kim YC, Lee SC. Multicenter study on the asymmetry of skin temperature in complex regional pain syndrome: An examination of temperature distribution and symptom duration. *Med.* 2016;95:e5548.

29. Chudecka M, Lubkowska A, Kempieńska-Podhorodecka A. Body surface temperature distribution in relation to body composition in obese women. *J. Therm. Biol.* 2014;43:1-6.
30. Cojocaru IM, Cojocaru MC, Voiculescu VM, Bozdoc-Ionescu OB, Cartog AM, Giurcaneanu C. Thermal patterns in zoster. *J. Med. Life.* 2015;8:346–9.
31. Cojocaru MC, Cojocaru IM, Voiculescu VM, Cojan-Carlea NA, Dumitru VL, Berteanu M. Trigger points--ultrasound and thermal findings. *J. Med. Life.* 2015;8:315–8.
32. Côrte AC, Pedrinelli A, Marttos A, Souza IF, Grava J, Hernandez AJ. Infrared thermography study as a complementary method of screening and prevention of muscle injuries: pilot study. *BMJ Open Sport Exerc. Med.* 2019;5:e000431.
33. Cypress AM, Lehman S, Williams G, Tal I, Rodman D, Goldfine AB, Kuo FC, Palmer EL, Tseng YH, Doria A, Kolodny GM. Identification and importance of brown adipose tissue in adult humans. *N. Engl. J. Med.* 2009;360:1509–17.
34. De Backer D, Biston P, Devriendt J, Madl C, Chochrad D, Aldecoa C, Brasseur A, Defrance P, Gottignies P, Vincent JL. Comparison of dopamine and norepinephrine in the treatment of shock. *N. Engl. J. Med.* 2010;362:779–89.
35. de Jesus Guirro RR, Oliveira Lima Leite Vaz MM, das Neves LMS, Dibai-Filho AV, Carrara HHA, de Oliveira Guirro EC. Accuracy and reliability of infrared thermography in assessment of the breasts of women affected by cancer. *J. Med. Syst.* 2017;41:87.
36. Dimitrijevic IM, Kocic MN, Lazovic MP, Mancic DD, Marinkovic OK, Zlatanovic DS. Correlation of thermal deficit with clinical parameters and functional status in patients with unilateral lumbosacral radiculopathy. *Hong Kong Med J.* 2016;22:320–6.
37. Ekstrand J, Hägglund M, Waldén M. Epidemiology of muscle injuries in professional football (soccer). *Am. J. Sports Med.* 2011;39:1226–32.
38. Evans J. Reflex sympathetic dystrophy. *Surg Clin N Am.* 1946;26:780.
39. Fernández-Cuevas I, Marins JC, Lastras JA, Carmona PM, Cano SP, García-Concepción MÁ, Sillero-Quintana M. Classification of factors

- influencing the use of infrared thermography in humans: A review. *Infrared Phys. Technol.* 2015;71(Suppl C):28–55.
40. Ferraris A, Bouisse C, Mottard N, Thiollière F, Anselin S, Piriou V, Allaouchiche B. Mottling score and skin temperature in septic shock: Relation and impact on prognosis in ICU. *PLoS One.* 2018;13:e0202329.
 41. Ferraris A, Bouisse C, Thiollière F, Piriou V, Allaouchiche B. Mottling incidence and mottling score according to arterial lactate level in septic shock patients. *Indian Journal of Critical Care Medicine: Peer-reviewed, Indian J. Crit. Care Med.* 2020;24:672.
 42. Fowkes FG, Rudan D, Rudan I, Aboyans V, Denenberg JO, McDermott MM, Norman PE, Sampson UK, Williams LJ, Mensah GA, Criqui MH. Comparison of global estimates of prevalence and risk factors for peripheral artery disease in 2000 and 2010: a systematic review and analysis. *Lancet.* 2013;382:1329–40.
 43. Frick P, Mizeva I, Podtaev S. 2015. Skin temperature variations as a tracer of microvessel tone. *Biomed. Signal. Process. Control.* 2015;21:1–7.
 44. Fuller CW, Ekstrand J, Junge A, Andersen TE, Bahr R, Dvorak J, Hägglund M, McCrory P, Meeuwisse WH. Consensus statement on injury definitions and data collection procedures in studies of football (soccer) injuries. *Scand. J. Med. Sci. Sports.* 2006;16:83–92.
 45. Ghassemi P, Pfefer TJ, Casamento JP, Simpson R, Wang Q, Quanzeng W. Best practices for standardized performance testing of infrared thermographs intended for fever screening. *PLoS One.* 2018;13:e0203302.
 46. Goeijenbier M, van Kampen JJ, Reusken CB, Koopmans MP, van Garp EC. Ebola virus disease: a review on epidemiology, symptoms, treatment and pathogenesis. *Neth. J. Med.* 2014;72:442-8.
 47. Gómez-Carmona P, Fernández-Cuevas I, Sillero-Quintana M, Arnaiz-Lastras J, Navandar A. Infrared Thermography Protocol on Reducing the Incidence of Soccer Injuries. *J. Sport Rehabil.* 2020;17:1-6.
 48. Gourd E. Breast thermography alone no substitute for mammography. *The Lancet Oncol.* 2017;18:PE713.

49. Halliday A, Bax JJ. The 2017 ESC Guidelines on the Diagnosis and Treatment of Peripheral Arterial Diseases, in Collaboration With the European Society for Vascular Surgery (ESVS). *Eur J VascEndovasc Surg.* 2018;55:3:301-2.
50. Harden RN, Bruehl S, Stanton-Hicks M, Wilson PR. Proposed new diagnostic criteria for complex regional pain syndrome. *Pain Med.* 2007;8:326–31.
51. Harrap MJM, Ibarra NHD, Whitney HM, Rands SA. Reporting of thermography parameters in biology: a systematic review of thermal imaging literature. *R Soc Open Sci.* 2018;5:181281.
52. Herman C. The role of dynamic infrared imaging in melanoma diagnosis. *Expert Rev. Dermatol.* 2013;8:177–84.
53. Herrick AL, Murray A. The role of capillaroscopy and thermography in the assessment and management of Raynaud's phenomenon. *Autoimmun Rev.* 2018;17:465-72.
54. Herrick AL, Murray A. The role of capillaroscopy and thermography in the assessment and management of Raynaud's phenomenon. *Autoimmunity rev.* 2018;17:465-72.
55. Hildebrandt C, Raschner C, Ammer K. An Overview of Recent Application of Medical Infrared Thermography in Sports Medicine in Austria. *Sensors* 2010;10:4700-15.
56. Huang B, Law MW, Khong PL. Whole-body PET/CT scanning: estimation of radiation dose and cancer risk. *Radiol.* 2009;251:166-74.
57. Huang C, Wang Y, Li X, Ren L, Zhao J, Hu Y, Zhang L, Fan G, Xu J, Gu X, Cheng Z. Clinical features of patients infected with 2019 novel coronavirus in Wuhan, China. *Lancet.* 2020;395:497-506.
58. Huang CL, Wu YW, Hwang CL, Jong YS, Chao CL, Chen WJ, Wu YT, Yang WS. The application of infrared thermography in evaluation of patients at high risk for lower extremity peripheral arterial disease. *J. Vasc. Surg.* 2011; 54:1074-80.
59. Jalil B, Hartwig V, Moroni D, Salvetti O, Benassi A, Jalil Z, Pistoia L, MinutoliTegrini T, Quinones-Galvan A, Iervasi G, L'abbate A. A Pilot Study of Infrared Thermography Based Assessment of Local Skin

- Temperature Response in Overweight and Lean Women during Oral Glucose Tolerance Test. *J. Clin. Med.* 2019;8:E260.
60. Jang C, Jalapu S, Thuzar M, Law PW, Jeavons S, Barclay JL, Ho KK. Infrared thermography in the detection of brown adipose tissue in humans. *Physiol Rep.* 2014;2:e12167.
 61. Jeon SG, Choi EJ, Lee PB, Lee YJ, Kim MS, Seo JH, Nahm FS. Do Severity Score and Skin Temperature Asymmetry Correlate with the Subjective Pain Score in the Patients with Complex Regional Pain Syndrome? *Korean J. Pain.* 2014;27:339–44.
 62. Kellogg Jr DL. In vivo mechanisms of cutaneous vasodilation and vasoconstriction in humans during thermoregulatory challenges. *J. Appl. Physiol.* 2006;100:1709-18.
 63. Keyserlingk JR, Ahlgren PD, Yu E, Belliveau N. Infrared Imaging of the Breast: Initial Reappraisal Using High-Resolution Digital Technology in 100 Successive Cases of Stage I and II Breast Cancer. *Breast J.* 1998;4:245–51.
 64. Kim HJ, Yang HE, Kim DH, Park YG. Predictive value of sympathetic skin response in diagnosing complex regional pain syndrome: a case-control study. *Ann. Rehabil. Med.* 2015;39:116–21. 6
 65. Kolosovas-Machuca ES, González FJ. Distribution of skin temperature in Mexican children. *Skin Res. Technol.* 2011;17:326–31.
 66. Law J, Chalmers J, Morris DE, Robinson L, Budge H, Symonds ME. The use of infrared thermography in the measurement and characterization of brown adipose tissue activation. *Temp.* 2018;5:147–61.
 67. Lawson RN. A new infrared imaging device. *Can. Med. Assoc. J.* 1958;79:402.
 68. Lee p, Greenfield JR, Ho KKY, Fulham MJ. A critical appraisal of the prevalence and metabolic significance of brown adipose tissue in adult humans. *Am. J. Physiol. Endocrinol. Metab.* 2010;299:E601–E606.
 69. Lee P, Ho KKY, Lee P, Greenfield JR, Ho KK, Greenfield JR. Hot fat in a cool man: infrared thermography and brown adipose tissue. *Diabetes Obes. Metab.* 2011;13:92–3.

70. Leitner BP, Huang S, Brychta RJ, Duckworth CJ, Baskin AS, McGehee S, Tal I, Dieckmann W, Gupta G, Kolodny GM, Pacak K. Mapping of human brown adipose tissue in lean and obese young men. *Proc. Natl. Acad. Sci. USA.* 2017;114:8649–54.
71. Lewis BD, James EM, Welch TJ. Current applications of duplex and color Doppler ultrasound imaging: carotid and peripheral vascular system. *Mayo Clin Proc.* 1989;64:1147-57.
72. Lijmer JG, Hunink MG, van den Dungen JJ, Loonstra J, Smit AJ. ROC analysis of noninvasive tests for peripheral arterial disease. *Ultrasound Med Biol.* 1996;22:391-8.
73. Lin PH, Echeverria A, Poi MJ. Infrared thermography in the diagnosis and management of vasculitis. *J. Vasc. Surg. Cases Innov. Tech.* 2017;3:112-4.
74. Lin PH, Saines M. Assessment of lower extremity ischemia using smartphone thermographic imaging. *J. Vasc. Surg. Cases Innov. Tech.* 2017 14;3:205-8.
75. Liu C, van Netten JJ, Baal JG, Bus SA, Heijden F. Automatic detection of diabetic foot complications with infrared thermography by asymmetric analysis. *J. Biomed. Opt.* 2015;20:26003.
76. Łokaj M, Czapla N, Falkowski A, Prowans P. The use of thermography in early detection of tissue perfusion disorders in rats. *Videosurgery Other Miniinvasive Tech.* 2014;9:329.
77. Mackowiak PA, Wasserman SS, Levine MM. A Critical Appraisal of 98.6°F, the Upper Limit of the Normal Body Temperature, and Other Legacies of Carl Reinhold August Wunderlich. *JAMA.* 1992;268:1578–80.
78. Mackowiak PA, Worden G. Carl Reinhold August Wunderlich and the evolution of clinical thermometry. *Clin. Infect. Dis.* 1994;18:458–67.
79. Magnin M, Junot S, Cardinali M, Ayoub JY, Paquet C, Louzier V, Garin JM, Allaouchiche B. Use of infrared thermography to detect early alterations of peripheral perfusion: evaluation in a porcine model. *Biomed. Opt. Express* 2020;11:2431-46.

80. Mambou SJ, Maresova P, Krejcar O, Selamat A, Kuca K. Breast Cancer Detection Using Infrared Thermal Imaging and a Deep Learning Model. *Sensors*. 2018;18:2799.
81. McLellan K, Petrofsky JS, Bains G, Zimmerman G, Prowse M, Lee S. The effects of skin moisture and subcutaneous fat thickness on the ability of the skin to dissipate heat in young and old subjects, with and without diabetes, at three environmental room temperatures. *Med. Eng. Phys.* 2009;31:165-72.
82. Michael K Drew MK, Finch CF. The Relationship Between Training Load and Injury, Illness and Soreness: A Systematic and Literature Review. *Sports Med.* 2016;46:861-83.
83. Mitchell SW. *Injuries of the Nerves and Their Consequences*. Philadelphia, PA: J.B. Lippincott & Co;1872.
84. Morales-Cervantes A, Kolosovas-Machuca ES, Guevara E, Reducindo MM, Hernández AB, García MR, González FJ. An automated method for the evaluation of breast cancer using infrared thermography. *EXCLI J. Exp. Clin. Sci.* 2018;17:989-98.
85. Mufti A, Countts P and Sibbald RG. Validation of commercially available infrared thermometers for measuring skin surface temperature associated with deep and surrounding wound infection. *Adv. Skin Wound Care* 2015;28:11-6.
86. Nedergaard J, Cannon B. The changed metabolic world with human brown adipose tissue: therapeutic visions. *Cell Metab.* 2010;11:268-72.
87. Ng EYK, Acharya RU. Remote-sensing infrared thermography. *IEEE Eng. Med. Biol. Mag.* 2009;28:76-83.
88. Nishiura H, Kamiya K. Fever screening during the influenza (H1N1-2009) pandemic at Narita International Airport, Japan. *BMC Infect. Dis.* 2011;11:111.
89. Norgren L, Hiatt WR, Dormandy JA, et al. TASC II Working Group. Inter-Society Consensus for the Management of Peripheral Arterial Disease (TASC II)". *J Vasc Surg.* 2007;S5-67.
90. Norgren L, Hiatt WR, Dormandy JA, Nehler MR, Harris KA, Fowkes FG et al.. On behalf of the TASC II Working Group. Inter-Society

- Consensus for the Management of Peripheral Arterial Disease (TASC II). *Eur. J. Vasc Endovasc. Surg.* 2007;33 Suppl 1:1.
91. NoyaSalces J, Gómez-Carmona PM, Gracia-Marco L, Moliner-Urdiales D, Sillero-Quintana M. Epidemiology of injuries in First Division Spanish football. *J. Sports Sci.* 2014;32:1263–70.
 92. Oelkrug R, Polymeropoulos ET, Jastroch M. Brown adipose tissue: physiological function and evolutionary significance. *J. Comp. Physiol. B.* 2015;185:587–606.
 93. Ortiz-Dosal A, Kolosovas-Machuca ES, Rivera-Vega R, Simón J, González FJ. Use of infrared thermography in children with shock: A case series. *SAGE open med. case rep.* 2014;2:2050313X14561779.
 94. Peleki A, Silva A. Novel Use of Smartphone-based Infrared Imaging in the Detection of Acute Limb Ischaemia. *EJVES Short Rep.* 2016;32:1–3.
 95. Pelleirito JS, Pollak JF. Pellerito. Conceitos básicos de análise do espectro da frequência Doppler e imageamento do fluxo sanguíneo por ultrassonografia. In: *Introdução à ultrassonografia vascular / Pellerito JS, Pollak JF.* Rio de Janeiro-RJ – Elsevier, 2014.
 96. Petrofsky JS, McLellan K, Bains GS, Prowse M, Ethiraju G, Lee S, Gunda S, Lohman III E, Schwab E. Skin heat dissipation: The influence of diabetes, skin thickness, and subcutaneous fat thickness. *Diabetes Technol. Ther.* 2008;10:487–493.
 97. Planck M. On the law of distribution of energy in the normal spectrum. *Ann. Phys.* 1901;4:553.
 98. Poher AL, Altirriba J, Veyrat-Durebex C, Rohner-Jeanrenaud F. Brown adipose tissue activity as a target for the treatment of obesity/insulin resistance. *Front. Physiol.* 2015;6:4.
 99. Rassiwala M, Mathur P, Mathur R, Farid K, Shukla S, Gupta PK, Jain B. Evaluation of digital infraered thermal imaging as an adjunctive screening method for breast carcinoma: A pilot study. *Int. J. Surg.* 2014;12:1439-43.
 100. Reilly PA, Clarke AK, Ring EF. Thermography in carpal tunnel syndrome (CTS). *Br J Rheumatol.* 1989;28:553-4.

101. Ring EFJ, Ammer K. Infrared thermal imaging in medicine. *Physiol Meas.* 2012;33:R33–46.
102. Ring EFJ. Pioneering progress in infrared imaging in medicine. *Quantitative InfraRed Thermography. Quant. InfraRed Thermogr. J.* 2014;11:57–65.
103. Ring EFJ. The historical development of temperature measurement in medicine. *Infrared Phys. Technol.* 2007;49:297–301. <https://doi.org/10.1016/j.infrared.2006.06.029>
104. Robinson L, Ojha S, Symonds ME, Budge H. Body mass index as a determinant of brown adipose tissue function in healthy children. *J. Pediatr.* 2014;164:318-22.e1.
105. Rooke TW, Hirsch AT, Misra S, Sidawy SN, Beckman JA, Findeiss L, Golzarian J, Gornik JL, Jaff MR, Moneta GL, Olin JW, Stanley JC, White CJ, White JV, Zierler RE. Management of patients with peripheral artery disease (compilation of 2005 and 2011 ACCF/AHA Guideline Recommendations): a report of the American College of Cardiology Foundation/American Heart Association Task Force on Practice Guidelines. *J Am Coll Cardiol.* 2013;61:1555-70.
106. Rowell LB. Human cardiovascular adjustments to exercise and thermal stress. *Physiol. Rev.* 1974;54:75-159.
107. Ruiz JR, Martinez-Tellez B, Sanchez-Delgado G, Osuna-Prieto FJ, Rensen PC, Boon MR. Role of human brown fat in obesity, metabolism and cardiovascular disease: strategies to turn up the heat. *Prog. Cardiovasc. Dis.* 2018;61:232–45.
108. Sagaidachnyi A, Fomin A, Usanov D, Skripal A. Real-time technique for conversion of skin temperature into skin blood flow: human skin as a low-pass filter for thermal waves. *Comput. Methods Biomech. Biomed. Eng.* 2019;22:1009–19.
109. Sagaidachnyi AA, Skripal AV, Fomin AV, Usanov DA. Determination of the amplitude and phase relationships between oscillations in skin temperature and photoplethysmography-measured blood flow in fingertips. *Physiol Meas.* 2014;35:153.
110. Sakr Y, Reinhart K, Vincent JL, Sprung CL, Moreno R, Ranieri VM, De Backer D, Payen D. Does dopamine administration in shock influence

- outcome? results of the sepsis occurrence in acutely ill patients (SOAP) study. *Crit. Care Med.* 2006;34:589–97
111. Sander A, Keiner M, Wirth K, Schmidtbleicher D. Influence of a 2-year strength training program on power performance in elite youth soccer players. *Eur. J. Sport Sci.* 2013;13:445-451.
 112. Savastano DM, Gorbach AM, Eden HS, Brady SM, Reynolds JC, Yanovski JA. Adiposity and human regional body temperature. *Am. J. Clin.Nutr.* 2009;90:1124-31.
 113. Saxena A, Saha V, Ng EYK. Skin temperature maps as a measure of carotid artery stenosis. *Comput. Biol. Med.* 2020;116:103548.
 114. Schaper NC, Van Netten JJ, Apelqvist J, Lipsky BA, Bakker K, International Working Group on the Diabetic Foot (IWGDF). Prevention and management of foot problems in diabetes: a Summary Guidance for Daily Practice 2015, based on the IWGDF Guidance Documents. *Diabetes Metab. Res. Rev.* 2016;32:7-15.
 115. Schaper NC, Van Netten JJ, Apelqvist J, Lipsky BA, Bakker K. International Working Group on the Diabetic Foot. Prevention and management of foot problems in diabetes: a summary Selfe J, Whitaker J, Hardaker N. A narrative literature review identifying the minimum clinically important difference for skin temperature asymmetry at the knee. *Thermol. Int.* 2008;18:41–4.
 116. Schroll M, Munck O. Estimation of peripheral arteriosclerotic disease by ankle blood pressure measurements in a population study of 60-year old men and women. *J Chronic Dis.* 1981;34:261–9.
 117. Selvin E, Erlinger TP. Prevalence of and risk factors for peripheral arterial disease in the United States: results from the National Health and Nutrition Examination Survey, 1999-2000. *Circul.* 2004;110:738–43.
 118. Seuser A, Kurnik K, Mahlein AK. Infrared Thermography as a Non-Invasive Tool to Explore Differences in the Musculoskeletal System of Children with Hemophilia Compared to an Age-Matched Healthy Group. *Sensors.* 2018;18:E518..
 119. Sheikh R, Memarzadeh K, Torbrand C, Blohmé J, Lindstedt S, Malmsjö M. Blood Perfusion in a Full-Thickness Eyelid Flap, Investigated by

- Laser Doppler Velocimetry, Laser Speckle Contrast Imaging, and Thermography. *Eplasty*. 2018;18:e9.
120. Shi H, Han X, Jiang N, Cao Y, Alwalid O, Gu J, Fan Y, Zheng C. Radiological findings from 81 patients with COVID-19 pneumonia in Wuhan, China: a descriptive study. *Lancet Infect. Dis.* 2020;20:425–34.
 121. Silva TAE, Silva LF, Muchaluat-Saade DC, Conci A. A Computational Method to Assist the Diagnosis of Breast Disease Using Dynamic Thermography. *Sensors*. 2020;20:3866.
 122. Singh S, Singh AK. Role of image thermography in early breast cancer detection- Past, present and future. *Comput. Methods Programs Biomed.* 2020;183:105074.
 123. Spalding SJ, Kwok CK, Boudreau R, Enama J, Lunich J, Huber D, Denes L, Hirsch R. Three-dimensional and thermal surface imaging produces reliable measures of joint shape and temperature: a potential tool for quantifying arthritis. *Arthritis Res. Ther.* 2008;10:R10.
 124. Staffa E, Bernard V, Kubicek L, Vlachovsky R, Vlk D, Mornstein V, Bourek A, Staffa R. Infrared thermography as option for evaluating the treatment effect of percutaneous transluminal angioplasty by patients with peripheral arterial disease. *Vasc.* 2017;25:42-9.
 125. Stefan J. 1879. Über die Beziehung zwischen der Wärmestrahlung und der Temperatur. *Sitzungsber. Akad. Wiss. Math. Naturwiss.* 1879;391–428.
 126. Steketee J. Spectral emissivity of skin and pericardium. *Phys. Med. Biol.* 1973;18:686–94.
 127. Stella AB, Manganotti P, Furlanis G, Accardo A, Ajčević M. Return to school in the COVID-19 era: considerations for temperature measurement. *J. Med. Eng. Technol.* 2020;44:468-71.
 128. Stoffers HE, Kester AD, Kaiser V, et al. The diagnostic value of the measurement of the ankle-brachial systolic pressure index in primary health care. *J Clin Epidemiol.* 1996;49:1401-4,
 129. Tattersall GJ. Infrared thermography: a non-invasive window into thermal physiology. *Comp. Biochem. Phys. Part A: Mol. Integr.* 2016;202:78–98.

130. Tay SH, Goh HJ, Govindharajulu P, Cheng J, Camps SG, Haldar S, Velan SS, Sun L, Li Y, Henry CJ, Leow MK. Brown fat activity determined by infrared thermography and thermogenesis measurement using whole body calorimetry (BRIGHT Study). *Physiol. Res.* 2020;69:85–97.
131. Tcheou S, Costich JF, Burgess RC, Wexler CE. Thermographic observations in unilateral carpal tunnel syndrome: report of 61 cases. *J. Hand. Surg. Am.* 1992;17:631–7.
132. Teran CG, Torrez-Llanos J, Teran-Miranda TE, Balderrama C, Shah NS, Villarroel P. Clinical accuracy of a non-contact infrared skin thermometer in paediatric practice. *Child: Care Health Dev.* 2012;38:471–6.
133. Theuma F, Cassar K. The use of smartphone-attached thermography camera in diagnosis of acute lower limb ischemia. *J. Vasc. Surg.* 2018;67:1297.
134. Uflacker R. Artérias do Membro Inferior (Capítulo 22). In: *Atlas de Anatomia Vascul ar / Uflacker R.* Rio de Janeiro-JR – Revinter, 2003.
135. Urbancic-Rovan V, Stefanovska A, Bernjak A, Azman-Juvan K, Kocijančič A. Skin blood flow in the upper and lower extremities of diabetic patients with and without autonomic neuropathy. *J Vasc. Res.* 2004;41:535–45.
136. Usamentiaga R, Venegas P, Guerediaga J, Vega L, Molleda J, Bulnes FG. Infrared thermography for temperature measurement and non-destructive testing. *Sensors* 2014;14:12305–48.
137. van Doremalen RFM, van Netten JJ, van Baal JG, Vollenbroek-Hutten MMR, van der Heijden J. Infrared 3D Thermography for Inflammation Detection in Diabetic Foot Disease: A Proof of Concept. *J. Diabetes Sci. Technol.* 2020;14:46–54.
138. van Genderen ME, van Bommel J, Lima A. Monitoring peripheral perfusion in critically ill patients at the bedside. *Curr. Opin. Crit. Care.* 2012;18:273-9.
139. van MarkenLichtenbelt WD, Vanhomerig JW, Smulders NM, Drossaerts JM, Kemerink GJ, Bouvy ND, Schrauwen P, Teule GJ. Cold-

- activated brown adipose tissue in healthy men. *N. Engl. J. Med.* 2009;360:1500–8.
140. van Netten JJ, van Baal JG, Liu C, van Der Heijden F, Bus SA. Infrared Thermal Imaging for Automated Detection of Diabetic Foot Complications. *J. Diabetes Sci. Technol.* 2013;7:1122-29.
141. Vardasca R. Symmetry of temperature distribution in the upper and lower extremities. *Thermol. Int.* 2008;18:154-5.
142. Vincent JL, De Backer D. Circulatory shock. *N. Engl. J. Med.* 2013;369:1726–1734.
143. Virtanen KA, Lidell ME, Orava J, Heglind M, Westergren R, Niemi T, Taittonen M, Laine J, Savisto NJ, Enerbäck S, Nuutila P. Functional brown adipose tissue in healthy adults. *N. Engl. J. Med.* 2009;360:1518–25.
144. Vollmer M, Möllman KP. Infrared thermal imaging: fundamentals, research and applications. Weinheim, . Germany: Wiley-VCH; 2017
145. Weil MH, Shubin H. Proposed reclassification of shock states with special reference to distributive defects. *Adv. Exp. Med. Biol.* 1971;23:13–3.
146. Weinstein SL. 2000–2010: the bone and joint decade. *J. Bone Joint Surg. Am.*2000;82:1–3.
147. Yang X, Yu Y, Xu J, Shu H, Liu H, Wu Y, Zhang L, Yu Z, Fang M, Yu T, Wang Y. Clinical course and outcomes of critically ill patients with SARS-CoV-2 pneumonia in Wuhan, China: a single-centered, retrospective, observational study. *Lancet Respir. Med.* 2020;8:475–81.
148. Yelin E, Weinstein S, King T. The burden of musculoskeletal diseases in the United States. *Semin. Arthritis Rheum.* 2016;46:259–60. Zenunaj G, Lamberti N, Manfredini F, Traina L, Acciarri P, Bisogno F, Scian S, Serra R, Abatangelo G, Gasbarro V. Infrared Thermography as a Diagnostic Tool for the Assessment of Patients with Symptomatic Peripheral Arterial Disease Undergoing Infrapopliteal Endovascular Revascularisations. *Diagnos.* 2021;11:1701.
149. Zhou Y, Ghassemi P, Chen M, McBride D, Casamento JP, Pfefer TJ, Wang Q. Clinical evaluation of fever-screening thermography: impact of

consensus guidelines and facial measurement location. *J. Biomed. Opt.* 2020;25:097002.

PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: TERMOGRAFIA PORTÁTIL E ULTRASSONOGRAFIA COM DOPPLER COLORIDO EM INDIVÍDUOS COM DOENÇA ARTERIAL OBSTRUTIVA DOS MEMBROS INFERIORES: ESTUDO COMPARATIVO.

Pesquisador: MAURO DE DEUS PASSOS

Área Temática:

Versão: 3

CAAE: 20621618.8.0000.5558

Instituição Proponente: Faculdade de Medicina da Universidade de Brasília - UNB

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 3.739.084

Apresentação do Projeto:

Estudo transversal e realizado após consentimento livre e esclarecido dos pacientes portadores de doença arterial obstrutiva dos membros inferiores acompanhados no Ambulatório de Cirurgia Vascular do Hospital Universitário de Brasília (HUB-UnB). O cálculo do tamanho da amostra a ser estudada foi feito considerando-se, por estimativa baseada nos atendimentos diários, cerca de 120 indivíduos com DAOMI atendidos no HUB-UnB. Considerando-se uma margem de segurança de 95%, o valor obtido foi 92 voluntários (grupo CASO). O grupo CONTROLE será composto também por 92 indivíduos sem DAOMI, pareados por sexo e idade. Os voluntários de ambos grupos serão convidados a participarem voluntariamente de uma da Pesquisa na Universidade de Brasília, particularmente no Laboratório de Habilidades Clínicas. Para efeito de análise, os grupos serão chamados de CASO (indivíduos do grupo amostral) e CONTROLE (indivíduos sem DAOMI, pareados por sexo e idade com o grupo amostral).

Objetivo da Pesquisa:

Avaliar se estenose das artérias dos MMII (DAOMI diagnosticada pela US com Doppler das Artérias dos MMII) correlaciona-se com a Termografia por Infravermelho.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Adequado.

Endereço: Universidade de Brasília, Campus Universitário Darcy Ribeiro - Faculdade de Medicina

Bairro: Asa Norte

CEP: 70.910-900

UF: DF

Município: BRASÍLIA

Telefone: (61)3107-1918

E-mail: cepfm@unb.br

UNB - FACULDADE DE
MEDICINA DA UNIVERSIDADE
DE BRASÍLIA



Continuação do Parecer: 3.739.084

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Neste último parecer foi solicitada a explicação dos riscos e custos envolvidos no TCLE.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Adequados

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Após análise do colegiao em reunião ordinária dia 27/11/2019, o parecer foi pela aprovação do projeto.

Considerações Finais a critério do CEP:

Após análise do colegiao em reunião ordinária dia 27/11/2019, o parecer foi pela aprovação do projeto.

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_1174380.pdf	05/11/2019 16:59:29		Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLEAjustado05112019.pdf	05/11/2019 16:30:22	MAURO DE DEUS PASSOS	Aceito
Orçamento	PlanilhaAtualizada.pdf	10/10/2019 20:16:52	MAURO DE DEUS PASSOS	Aceito
Declaração de Instituição e Infraestrutura	ConcordanciaAtualizado.pdf	10/10/2019 20:14:35	MAURO DE DEUS PASSOS	Aceito
Outros	ConsideracoesParecerConsubiado.pdf	10/10/2019 20:13:18	MAURO DE DEUS PASSOS	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	ProjetoPesquisaAtualizado.pdf	10/10/2019 20:12:23	MAURO DE DEUS PASSOS	Aceito
Outros	AdsonCurriculoLattes.pdf	11/09/2019 20:17:52	MAURO DE DEUS PASSOS	Aceito
Outros	MauroCurriculoLattes.pdf	11/09/2019 20:17:10	MAURO DE DEUS PASSOS	Aceito
Outros	Encaminhamento.pdf	11/09/2019 20:14:58	MAURO DE DEUS PASSOS	Aceito
Declaração de Pesquisadores	Responsabilidade.pdf	11/09/2019 20:14:14	MAURO DE DEUS PASSOS	Aceito
Cronograma	Cronograma.pdf	11/09/2019 20:09:17	MAURO DE DEUS PASSOS	Aceito

Endereço: Universidade de Brasília, Campus Universitário Darcy Ribeiro - Faculdade de Medicina

Bairro: Asa Norte

CEP: 70.910-900

UF: DF

Município: BRASÍLIA

Telefone: (61)3107-1918

E-mail: cepfm@unb.br

UNB - FACULDADE DE
MEDICINA DA UNIVERSIDADE
DE BRASÍLIA



Continuação do Parecer: 3.739.084

Folha de Rosto	Rosto.pdf	11/09/2019 20:08:20	MAURO DE DEUS PASSOS	Aceito
----------------	-----------	------------------------	-------------------------	--------

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

BRASILIA, 02 de Dezembro de 2019

Assinado por:
Antônio Carlos Rodrigues da Cunha
(Coordenador(a))

Endereço: Universidade de Brasília, Campus Universitário Darcy Ribeiro - Faculdade de Medicina
Bairro: Asa Norte **CEP:** 70.910-900
UF: DF **Município:** BRASILIA
Telefone: (61)3107-1918 **E-mail:** cepfm@unb.br



Universidade de Brasília
FACULDADE DE MEDICINA

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Você está sendo convidado(a) para participar da pesquisa “**Termografia portátil e ultrassonografia em indivíduos com doença arterial obstrutiva dos membros inferiores: Estudo Comparativo**”.

A sua participação nesse estudo será em realizar, em uma única seção de 3h, no Hospital Universitário de Brasília (HUB) dois exames, a Ultrassonografia com Doppler dos Membros Inferiores e a Termografia dos Membros inferiores.

Os procedimentos não terão custos financeiros para os participantes desta pesquisa e apresentam riscos desprezíveis para sua saúde.

Lembre-se que a participação neste protocolo é voluntária, portanto, você poderá recusar-se a participar ou descontinuar a sua participação a qualquer momento, sem penalidades ou perda de benefícios que você tenha direito.

Apenas os pesquisadores terão acesso aos dados confidenciais que identifiquem você pelo nome. Você não será identificado(a) em nenhum relatório ou publicação resultante deste estudo.

Você será informado(a) do resultado dos seus exames e de qualquer descoberta que surja no período do estudo e que seja importante para você.

Toda pesquisa implica no risco na quebra do sigilo das informações, seja dos dados obtidos no estudo ou, até mesmo, de suas informações pessoais. No entanto, tomamos uma série de cuidados para reduzir, de forma significativas, estes riscos.

Você não pagará e nem receberá nenhuma quantia para participar dessa pesquisa.

Estamos lhe oferecendo o total custeamento do transporte, preferencialmente o



Universidade de Brasília
FACULDADE DE MEDICINA

público (ida e volta), até a Faculdade de Medicina da Universidade de Brasília. Casos particulares, como o uso de transporte individual, como o Uber, ou o fornecimento do valor referente ao combustível, no caso de uso de veículo próprio, de familiar ou outros serão considerados. Este custeamento poderá ser na forma de fornecimento prévio do valor ou ressarcimento, considerando-se o que ficar melhor para cada voluntário.

Será ofertado, após o termino do Protocolo Experimental, um lanche (sanduíche natural, frutas e suco natural, com opção do uso de açúcar ou adoçante).

As informações a seguir descreverão o protocolo de estudo para o qual você está sendo convidado a participar. O médico pesquisador poderá esclarecer todas as dúvidas que você tiver a respeito do estudo e desta carta.

Por favor, leia cuidadosamente e não deixe de perguntar qualquer coisa que você considerar necessária sobre as informações fornecidas a seguir.

Declaro que li e entendi esta carta e que todas as minhas dúvidas foram esclarecidas.

Eu concordo voluntariamente em participar desta pesquisa.

Brasília-DF ____ de _____ / ____

Assinatura do(a) paciente ou do seu representante legal

Assinatura do Pesquisador



Universidade de Brasília
FACULDADE DE MEDICINA

Nome do voluntário: _____

Documento de identidade nº: _____ Sexo: () M () F

Data de nascimento: ____/____/____.

Endereço: _____

Bairro: _____ Cidade / Estado: _____

CEP: _____ Telefone: DDD(____) _____

Pesquisadores:

Mauro de Deus Passos
Adson Ferreira da Rocha
Telefone: (61)994322698
e-mail: mauropassosunb@gmail.com

Comitê de Ética em Pesquisa

Faculdade de Medicina
Universidade de Brasília
Horários de Funcionamento – 8h30min às
12h30min e das 14h39min às 16h
Telefone: (61)3107-1918