DENISE SABBAGH HADDAD

**Correlação clínica e termográfica do ponto-gatilho miofascial
nos músculos da mastigação**

São Paulo

2011

DENISE SABBAGH HADDAD

**Correlação clínica e termográfica do ponto-gatilho miofascial
nos músculos da mastigação**

Versão Corrigida

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre em Odontologia.

Área de Concentração: Diagnóstico Bucal

Orientadora: Profa. Dra. Emiko Saito Arita

São Paulo

2011

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer meio convencional ou eletrônico, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte.

Catálogo-na-Publicação
Serviço de Documentação Odontológica
Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo

Haddad, Denise Sabbagh
Correlação clínica e termográfica do ponto-gatilho miofascial nos músculos da mastigação [versão corrigida] / Denise Sabbagh Haddad; orientadora Emiko Saito Arita.
-- São Paulo, 2011.
98p. : fig., tab.; 30 cm.

Dissertação -- Programa de Pós-Graduação em Odontologia. Área de Concentração: Diagnóstico Bucal. -- Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

Versão corrigida de acordo com sugestões da Banca Examinadora em 09/08/2011

1. Disfunção temporomandibular. 2. Músculos faciais – Mastigação. 3. Termografia. I. Arita, Emiko Saito. II. Título.

Haddad DS. Correlação clínica e termográfica do ponto-gatilho miofascial nos músculos da mastigação. Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre em Diagnóstico Bucal.

Aprovada em: ____/____/ 2011

Banca Examinadora

Prof(a). Dr(a). _____ Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof(a). Dr(a). _____ Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof(a). Dr(a). _____ Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

DEDICATÓRIA

Aos meus amados pais, Rodolfo e Aida, minha irmã Daniela, minha avó Manoela, e meus tios Arlete, Amira e Hector por todo amor, carinho, apoio e compreensão em todos os momentos deste trabalho e de minha vida.

Ao meu amor Raphael, por todo carinho com que me cativa diariamente e por estar sempre ao meu lado, dando força e incentivo em todos os meus sonhos e conquistas.

AGRADECIMENTOS

À minha orientadora Profa. Dra. Emiko Saito Arita, o meu eterno agradecimento pelas oportunidades que me proporcionou e por acreditar em meu esforço e dedicação.

Ao Prof. Dr. Antônio Sérgio Guimarães, pelo carinho com que sempre me acolheu e pelos valiosos ensinamentos transmitidos.

Ao Prof. Dr. Marcos Leal Brioschi, por todo empenho e dedicação com que tornou este trabalho possível.

À Professora Titular da Disciplina de Radiologia, Profa. Dra. Marlene Fenyo Soeiro de Matos Pereira, pela dedicação e entusiasmo ao ensino, preocupada com a qualidade científica da Pós-Graduação, sendo um exemplo valioso para todos.

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES), pelo apoio financeiro recebido nos últimos meses desta pesquisa.

Ao Prof. Dr. Claudio Costa, Prof. Dr. Jefferson Xavier de Oliveira, Prof. Edgar Michel Crosato, às queridas amigas Marcia de Mello Provenzano, Karina Cecilia Panelli Santos, Luciane Balbinot, Marina Gazzano Baladi, Daniela Peres, Gabriela Ártico, Maria José Albuquerque Pereira de Sousa e Tucunduva e a minha amada família Rodolfo N. Haddad Hakim, Aida Sabbagh Haddad e Daniela Sabbagh Haddad, pela acolhida e palavras de carinho e incentivo nos momentos mais difíceis desta dissertação.

Aos queridos Camillo Anauate Netto, Arlete Sabbagh de Haddad, Márcia Maia Anauate e Luiza (*in memorian*), pelo carinho com que sempre me acolheram.

A todos os amigos do Ambulatório de DTM e DOF do Hospital São Paulo, em especial a Paulinha, Rosana, Laila, Thatiana, Profa. Sonia e Edson Dias, pela amizade e apoio.

Às queridas voluntárias, pelo interesse e pela confiança nesta pesquisa.

Agradeço ainda aos colegas da Radiologia FOUSP, professores, funcionários e a todos aqueles que de alguma forma deram a sua contribuição para a execução desse trabalho, principalmente: Cidinha, Glauci, Sr. Aldo, Vitório, Cecília, Janete e Sandra.

EPIÍGRAFE

“Em qualquer parte do corpo onde houver excesso de calor ou frio, a doença estará lá para ser descoberta.”

Hipócrates (460 a.C. – 377 a.C.)

“A mente que se abre a uma nova ideia
jamais voltará ao seu tamanho original.”

Albert Einstein

RESUMO

Haddad DS. Correlação clínica e termográfica do ponto-gatilho miofascial nos músculos da mastigação [dissertação]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2011. Versão Corrigida.

A síndrome dolorosa miofascial (SDM) é uma disfunção musculoesquelética não articular caracterizada por pontos-gatilho miofasciais. Estes pontos, identificados por meio da palpação, são descritos como bandas tensas na fibra muscular, podendo apresentar dor referida à compressão. Sabe-se que os pontos-gatilho miofasciais provocam hiperatividade simpática regional de temperatura local devido à atividade vasoconstritora cutânea. Para documentação objetiva por imagem desta alteração funcional, a termografia tem sido proposta como método auxiliar diagnóstico. O objetivo deste estudo foi correlacionar os exames clínico e termográfico dos pontos-gatilho nos músculos da mastigação masseter e temporal parte anterior. A amostra constituiu-se por 26 mulheres voluntárias com 41 ± 15 anos. Os resultados demonstraram correlação diretamente proporcional entre algometria e termografia na avaliação do ponto-gatilho miofascial, onde, quanto menor a força aplicada, menor a temperatura local ($p < 0,001$). As áreas com dor referida apresentaram níveis de limiar de dor à pressão (1.28 ± 0.45 kgf) menores quando comparados às áreas de dor local ($1.73 \pm 0,59$ kgf; $p < 0.001$). Sendo assim, a imagem termográfica de um ponto-gatilho apresentou-se hiporradiante quando comparada à região de ausência de ponto-gatilho ($\Delta T > 0,4^\circ\text{C}$; $p < 0.001$). Além disso, a avaliação termográfica dos pontos-gatilho nos músculos masseter e temporal pelo gradiente térmico (ΔT e $\Delta \theta$) apresentou maior sensibilidade e especificidade em comparação com a temperatura absoluta (T), mesmo quando corrigidos estes valores para a temperatura ambiente e temperatura timpânica da voluntária durante o exame (θ). A termografia isoladamente identificou pontos-gatilho com sensibilidade de 62,5% e especificidade de 71,31%. Os autores concluíram que a termografia é um método de imagem não invasivo, com potencial de identificação de pontos-gatilho miofasciais na região facial.

Palavras-chave: Síndrome dolorosa miofascial. Músculos da mastigação. Disfunção temporomandibular. Ponto-gatilho miofascial. Termografia. Algometria de pressão.

ABSTRACT

Haddad DS. Thermographic and clinical correlation of myofascial trigger points in the masticatory muscles. [dissertation]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2011. Versão Corrigida.

Myofascial pain syndrome is a myalgic dysfunction characterized by myofascial trigger points (MTP). The taut band is a constant feature of a trigger point characterized by referred pain when stimulated. It is known that the myofascial trigger points cause regional sympathetic hyperactivity in local temperature due to the cutaneous vasoconstrictor activity. For detection of functional changes, thermography may be used as an auxiliary diagnostic imaging. The aim of this study was to correlate clinical and thermographic myofascial trigger points in the masticatory muscles masseter and temporalis. Twenty six women volunteers were included, having a mean age of 41 ± 15 years. The results showed directly proportional relationship by algometry and thermography in the assessment of MTP, where smaller the force applied, lower the local temperature will be ($p < 0.001$). Moreover, when the soreness was evaluated and local vasomotor response, the temperature decreases as the worst local situation. PPT (pressure pain threshold) levels measured at the points of referred pain in MTP (1.28 ± 0.45 kgf) were significantly lower than the areas of local pain in MTP (1.73 ± 0.59 kgf; $p < 0.001$). Thus, the thermographic image of a MTP presented colder than the area without trigger point ($\Delta T > 0,4^{\circ}\text{C}$; $p < 0.001$). In the thermographic assessment of MTP in the masseter and temporalis muscles, the results suggest that the parameters of thermal asymmetry (ΔT and $\Delta \theta$) show greater sensitivity and specificity in comparison to local absolute temperature values (T), even when corrected for the volunteer's core temperature and the temperature of the room during the exam (θ). Thermography can identify trigger points (referred pain) with sensitivity of 62,50% and specificity of 71,31%. The authors concluded that thermography is a noninvasive imaging method with potential for screening patients with MTP in the facial region.

Keywords: Myofascial pain syndrome. Masticatory muscles. Temporomandibular disorders. Myofascial trigger point. Thermography. Algometry pressure.

LISTA DE TABELAS

Tabela 5.1 - Estatísticas descritivas de características das voluntárias e do ambiente	66
Tabela 5.2 - Frequências absolutas e relativas dos três grupos em cada ROI avaliada	66
Tabela 5.3 - Frequências absolutas (n) e relativas (%) na identificação do PG pela algometria de pressão, separadas por músculos e lados	67
Tabela 5.4 - Frequências absolutas (n) e relativas (%) na identificação do PG pela algometria, separadas por músculos (com os lados agrupados)	67
Tabela 5.5 - Estatísticas sumárias das medidas de algometria e temperatura em cada ROI	67
Tabela 5.6 - Estatísticas sumárias de valores de algometria (kgf) nos músculos temporal e masseter em relação à dor sobre o PG, separadas por músculos e lados	69
Tabela 5.7 - Estatísticas sumárias de valores de algometria em relação à dor sobre o PG nos músculos temporal e masseter	69
Tabela 5.8 - Estatísticas sumárias de medidas de temperatura (absoluta e adimensional) entre os lados direito e esquerdo	69
Tabela 5.9 - Estatísticas sumárias de medidas de temperatura (absoluta e adimensional) nos músculos temporal e masseter	69
Tabela 5.10 - Correlações entre medidas de valor de algometria e temperatura nas ROIs avaliadas	70
Tabela 5.11 - Distribuição das frequências dos resultados da algometria de pressão nas 780 ROIs, divididas em três grupos.	72
Tabela 5.12 - Frequências absolutas (n) e relativas (%) da algometria de pressão nos três grupos, separadas por músculos e lados, em relação às 780 ROIs	73

Tabela 5.13 - Frequências absolutas (n) e relativas (%) da algometria de pressão nos três grupos, com os lados agrupados, em relação às 780 ROIs...	74
Tabela 5.14 - Estatísticas sumárias de medidas de temperatura e algometria de pressão nos três grupos em relação às 780 ROIs	74
Tabela 5.15 - Áreas sob a curva (ASC) ROC.....	75
Tabela 5.16 - Sensibilidade, valor predito positivo (VPP), especificidade e valor predito negativo (VPN) para PG com dor local e dor referida, pelos pontos de corte obtidos	77
Tabela 5.17 – Ponto de corte, sensibilidade, especificidade e classificação correlata para ausência de PG, PG com dor local e dor referida nos gradientes de temperatura (ΔT e $\Delta \theta$).....	79

LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1 - À esquerda, vista lateral esquerda da face, representando a emissão de radiação infravermelha. Ao centro, câmera infravermelha para captura dessa radiação e à direita, a imagem térmica formada (termograma)...	26
Figura 2.2 – Termograma de uma voluntária, captado pela câmera infravermelha ThermaCAM® Série T, Modelo 400 da FLIR. Na lateral direita é apresentada a escala de conversão das cores em graus Celsius (temperaturas mínima de 24,6°C e máxima de 37,3°C), utilizando a paleta de cores <i>rainbow</i> .	27
Figura 2.3 – Espectro eletromagnético.....	28
Figura 2.4 – Representação gráfica da interação entre a pele do corpo humano e a radiação.....	29
Figura 4.1 - Anemômetro digital portátil	52
Figura 4.2 - Higrômetro de pressão e termômetro analógicos	52
Figura 4.3 - Algômetro de pressão digital.....	53
Figura 4.4 - Cefalostato confeccionado para realização do exame termográfico: vistas frontal (A e C) e lateral (B e D).....	53
Figura 4.5 - Câmera termográfica (THERMACAM T400®).....	54
Figura 4.6 - Termômetro auricular (Omron® MC505)	54
Figura 4.7 - Representação gráfica do posicionamento da máquina termográfica em relação à voluntária	56
Figura 4.8 - Figura ilustrando correto posicionamento da voluntária com plano de Frankfurt (linha pontilhada) paralelo ao plano horizontal	58
Figura 4.9 - Fotografias dos posicionamentos e distância da máquina termográfica em relação ao cefalostato	58

Figura 4.10 - A- Desenho esquemático das regiões delimitadas dos músculos masseter e temporal parte anterior, de ambos os lados. B- Delimitação com lápis dermatográfico das regiões avaliadas na face da voluntária.....	59
Figura 4.11 - Sequência do exame de palpação: A- identificação da tensão muscular por palpação extra-oral dos músculos da mastigação estudados. B- marcação, com um lápis dermatográfico, das regiões com tensão muscular. C- realização da algometria de pressão digital nos pontos anteriormente identificados	60
Figura 4.12 - Aplicação do <i>Software</i> FLIR QuickReport 1.2 [®] SP1 para a padronização das imagens termográficas	61
Figura 4.13 - Pontos de referência utilizados para sobreposição da imagem termográfica e fotografia digital no <i>software</i> FLIR Reporter [®]	62
Figura 4.14 - <i>Software</i> FLIR Reporter [®] para calcular o valor do local de interesse, delimitado por um círculo de 1 cm ²	63
Figura 5.1 - Boxplot de T e θ nos músculos temporal e masseter	70
Figura 5.2 - Boxplot de T, θ e algometria (kgf) nos três grupos (ausência de PG, PG com dor local e com dor referida).....	75
Figura 5.3 - Curva ROC de medidas de temperaturas absoluta (T) e normalizada (θ) das ROIs com ausência de PG e presença de PG com dor local.....	76
Figura 5.4 - Curva ROC de medidas de algometria e temperaturas absoluta (T) e normalizada (θ) das ROIs com PG com dor local e com dor referida. 76	
Figura 5.5 - Curva ROC de medidas de temperatura (ΔT e $\Delta \theta$) das ROIs com ausência de PG e presença de PG.....	77
Figura 5.6 - Curva ROC de medidas de temperatura (ΔT e $\Delta \theta$) das ROIs com ausência de PG e PG com dor local	78
Figura 5.7 - Curva ROC de medidas de temperatura (ΔT e $\Delta \theta$) dos pontos com ausência de PG e PG com dor referida	78
Figura 5.8 - Curva ROC das medidas de temperatura (ΔT e $\Delta \theta$) nas ROIs com dor local e dor referida.....	79

LISTA DE ABREVIATURA E SIGLAS

AAOP	<i>American Academy of Orofacial Pain</i> (Academia Americana de Dor Orofacial)
ASC	Área sob a curva ROC
ATM	Articulação Temporomandibular
AVE	Acidente Vascular Encefálico
CEP	Comitê de Ética em Pesquisa
CS	<i>Creative Suite</i> [®] (Suíte de Aplicativos do Adobe [®])
D	Direito
DP	Desvio Padrão
DTM	Disfunção Temporomandibular
E	Esquerdo
EPI	Equipamento de Proteção Individual
EUA	Estados Unidos da América
EVA	Escala Visual Analógica
FLIR	<i>Forward Looking InfraRed</i> (Visão Infravermelha Avançada)
FOUSP	Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo
FPA	<i>Focal Plane Array</i> (Matriz de Plano Focal)
IHS	<i>International Headache Society</i> (Sociedade Internacional de Cefaleia)
IL	Interleucina
Inc.	<i>Incorporated</i> (Incorporação)
IRM	Imagem por Ressonância Magnética

ISO/TC	<i>International Organization for Standardization / Technical Committee</i> (Organização Internacional de Normatização / Comitê Técnico)
ITIS	<i>Infrared Thermal Imaging System</i> (Sistema infravermelho de imagem térmica)
JPEG	<i>Joint Photographic Experts Group</i> (Grupos de Especialistas em Fotografia)
Ltda	Limitada
PG	Ponto-gatilho miofascial
PRO	<i>Professional</i> (Profissional)
QWIP	<i>Quantum Well Infrared Photodetector</i> (Fotodetector Infravermelho a Poços Quânticos)
RAM	<i>Random Access Memory</i> (Memória de Acesso Aleatório)
RDC	<i>Research Diagnostic Criteria</i> (Critérios Diagnósticos para Pesquisas)
ROC	<i>Receive Operator Characteristic</i> (Características de Operação do Receptor)
ROI	<i>Region of interest</i> (Região de interesse)
SDM	Síndrome Dolorosa Miofascial
Se	<i>Sensibility</i> (Sensibilidade)
SP	<i>Specificity</i> (Especificidade)
SPSS	<i>Statistical Package for the Social Sciences</i> (Pacote Estatístico para Ciências Sociais)
TC	Tomografia Computadorizada
TCLE	Termo de Consentimento Livre e Esclarecido
TENS	<i>Transcutaneous electrical nerve stimulation</i> (Neuroestimulação Elétrica Transcutânea)

TIAS	Termometria Infravermelha com Sensores de Alta Sensibilidade
US	Ultrassonografia
VPN	Valor Preditivo Negativo
VPP	Valor Preditivo Positivo

LISTA DE SÍMBOLOS

$^{\circ}\text{C}$	grau Celsius
km/s	quilômetros por segundo
μm	micrometro
α	alfa (absorção)
ρ	reflexão
τ	transmissão
K	Kelvin
Q_{rad}	radiação total
W/cm	watts por centímetros
σ	constante de Stefan-Boltzmann ou constante de Stefan
ε	emissividade
T	temperatura absoluta da superfície cutânea
<	menor que
%	porcentagem
WK/cm	watts Kelvin por centímetros
θ	temperatura adimensional (temperatura normalizada)
T_b	temperatura central (temperatura timpânica)
T_{∞}	temperatura ambiente
ΔT	gradiente conjugado
n	amostra

mm	milímetros
®	marca registrada
=	igual
≤	menor ou igual que
>	maior que
°	graus
kg	quilograma
kgf	quilograma-força
cm ²	centímetro quadrado
kg/cm ²	quilograma por centímetro quadrado
cm	centímetro
β	beta
H ⁺	íon de hidrogênio
Hz	hertz
GHz	gigahertz
MHz	megahertz
MB	<i>megabyte</i>
m/s	metros por segundo
m ²	metros ao quadrado
pixels/inch	pixels por inch
©	corporação
Δθ	gradiente conjugado adimensional (normalizado)

θ_D	temperatura adimensional do lado direito
θ_E	temperatura adimensional do lado esquerdo
T_D	temperatura absoluta do lado direito
T_E	temperatura absoluta do lado esquerdo
$\geq$	maior ou igual que
r	coeficiente de correlação

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	21
2	REVISÃO DA LITERATURA	23
2.1	TERMOGRAFIA	23
2.1.1	Normalização da temperatura absoluta (temperatura ou valor adimensional)	31
2.2	EXAMES TERMOGRÁFICOS NA REGIÃO FACIAL	31
2.3	PALPAÇÃO MANUAL E ALGOMETRIA DE PRESSÃO	38
2.4	PONTO-GATILHO MIOFASCIAL	42
2.5	PONTO-GATILHO MIOFASCIAL E TERMOGRAFIA	45
3	PROPOSIÇÃO	50
4	CASUÍSTICA - MATERIAL E MÉTODOS	51
4.1	CASUÍSTICA	51
4.2	MATERIAIS	51
4.3	MÉTODOS	55
4.3.1	Seleção da amostra e critérios de exclusão	55
4.3.2	Protocolo para o exame de termografia infravermelha	55
4.3.3	Sequência dos exames	57
5	RESULTADOS	65
5.1	AVALIAÇÃO POR INDIVÍDUO	65
5.2	AVALIAÇÃO POR REGIÃO DE INTERESSE (ROI)	72
6	DISCUSSÃO	81
7	CONCLUSÕES	87
	REFERÊNCIAS	88
	APÊNDICE	93
	ANEXO	97

1 INTRODUÇÃO

A síndrome dolorosa miofascial (SDM) nos músculos da mastigação é caracterizada por dor muscular difusa e presença de pontos-gatilho miofasciais. A SDM é uma das causas mais comuns de dor musculoesquelética, afetando a qualidade de vida dos pacientes com esta condição (Yeng et al., 2001). A identificação precoce da doença, por meio de métodos diagnósticos precisos, propicia realização de tratamentos mais eficazes e, conseqüentemente, redução de custos para a saúde pública.

O ponto-gatilho miofascial caracteriza-se como ponto tenso e hipersensível palpável na musculatura esquelética, no qual sua compressão pode desencadear dor referida, disfunção motora e fenômenos neurovegetativos (Simons et al., 2005). Seu diagnóstico na área dos músculos da mastigação, como masseter e temporal, é realizado com auxílio do exame clínico palpatório com ou sem a algometria de pressão. Entretanto, o profissional pode apresentar dificuldades em encontrar esses pontos no paciente, subdiagnosticando-o. Isso quando não são considerados como distúrbio somatoforme ou simuladores, o que acarreta em grande prejuízo biopsicossocial.

Diversos estudos têm mostrado o exame de termografia na avaliação objetiva do ponto-gatilho miofascial, uma vez que este pode provocar alteração neurovegetativa vasomotora e, conseqüentemente, alteração na temperatura cutânea sobre sua área de projeção (Fischer; Ghang, 1986; Simons, 1988; Fischer, 1991b; Weinstein; Weinstein, 1991; Diakow, 1992; Kruse; Christiansen, 1992; Swerdlow; Dieter, 1992; Simons et al., 2005; Brioschi et al., 2010). A termografia infravermelha é um método diagnóstico por imagem não invasivo e não ionizante, que detecta, grava e transforma em termogramas coloridos a radiação térmica infravermelha emitida pelo corpo humano, refletindo a dinâmica microcirculatória da superfície cutânea dos pacientes em tempo real (Brioschi et al., 2001).

Para manter a termorregulação normal, o sistema nervoso neurovegetativo central, por meio do hipotálamo, controla o fluxo sanguíneo cutâneo de maneira

uniforme e simétrica, resultando num padrão térmico direito/esquerdo também simétricos (Uematsu, 1985). Quando ocorrem mudanças qualitativas e quantitativas na distribuição térmica, ou seja, a imagem passa a ser assimétrica, isto é um indicativo de anormalidade. Portanto, segundo a literatura, os pontos-gatilho miofasciais podem apresentar-se assimétricos na termografia (Fischer, 1991b; Diakow, 1992; Kruse; Christiansen, 1992; Swerdlow; Dieter, 1992).

Pelo fato de a termografia registrar e quantificar a distribuição térmica na superfície cutânea, este método de imagem pode ser de grande valia na Imaginologia Odontológica, fornecendo ao profissional informações funcionais mais objetivas para o diagnóstico de pontos-gatilho nos músculos mastigatórios. Além do que, o método é de rápida execução e seguro, pois não utiliza radiação ionizante, na qual permite a quantificação térmica precisa da região de interesse e sua realização inúmeras vezes para monitoramento.

Por estas razões e pelo fato de a termografia ser um exame já utilizado em Medicina (Fischer, 1991b; Diakow, 1992; Kruse; Christiansen, 1992; Swerdlow; Dieter, 1992), e pouco explorado ainda na Odontologia, neste estudo houve a necessidade de avaliar as correlações entre os exames clínico palpatório e termográfico na identificação de pontos-gatilho nos músculos da mastigação como auxiliar diagnóstico no planejamento mais objetivo da SDM mastigatória.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 TERMOGRAFIA

Em 1592, o físico italiano Galileu Galilei inventou o termômetro ou termoscópio, composto por uma esfera oca de vidro conectada a um tubo de vidro, que permitia avaliar qualitativamente o aumento ou a diminuição de temperatura, por meio de ar e água, na qual a elevação da pressão exterior fazia com que o ar dilatasse e, em consequência, elevava o nível da água no interior do tubo de vidro. Entretanto, não apresentava graduação em forma de escala. Em 1612, Santorio Sanctorius construiu um termômetro simples com 110 intervalos entre o ponto de um tubo de vidro com água ligado a um bulbo de ar imerso em água com gelo e o nível de água no tubo, quando o bulbo foi colocado perto de uma vela acesa. Ele utilizou este termômetro para demonstrar a variação da temperatura central humana na saúde e na doença. A partir deste, muitos tipos de termômetros foram inventados (Haller, 1985; Anbar et al., 1998).

Após a invenção do termômetro de mercúrio por Daniel Gabriel Fahrenheit em 1714, que manteve-se popular na Inglaterra e Estados Unidos para fins meteorológicos e médicos, Anders Celsius (1742) criou uma escala termométrica baseada no valor de evaporação da água e no seu ponto de congelamento, que definiu, respectivamente, de 100 e 0 graus. Celsius conseguiu popularizar este valor, com ajuda de Carolus Linnaeus que simplesmente inverteu a escala centígrado, criando a escala que leva seu nome (Haller, 1985).

O início da mensuração de temperatura sem contato ocorreu em 1800, quando o astrônomo inglês Frederick Willian Herschel descobriu a radiação infravermelha (Ring, 1987; Brioschi et al., 2010). Ele decompôs a luz branca em diversas cores, baseado no experimento de Isaac Newton (1670-1672), que demonstrou, de forma clara e precisa, a decomposição da luz branca em sete cores por meio de um prisma (vermelho, laranja, amarelo, verde, azul, anil e violeta). Após a decomposição da luz, ele colocou um termômetro de mercúrio no espectro obtido

com o objetivo de registrar o calor emitido em cada cor separadamente e percebeu que a maior temperatura estava numa região invisível além do vermelho, isto é, infravermelho. Ele denominou esta luz invisível de raio calorífero.

Somente na década de 40 foram desenvolvidos os primeiros sensores que permitiram o imageamento de objetos por meio da captação da radiação térmica infravermelha, ou seja, imagem sem contato por meio de raios caloríferos emitidos pela superfície destes objetos, mesmo em ambiente escuro. Qualquer objeto acima de -273°C (zero absoluto, 0K) emite radiação infravermelha passível de detecção eletrônica remota (teletermografia) (Brioschi et al., 2001, 2003, 2010; Ghazal et al., 2008). Durante a II Guerra Mundial, pesquisas militares nos sistemas de monitoração infravermelha de movimento de tropas no período noturno permitiram o início de uma nova era no diagnóstico térmico. Nos anos 50 foi desenvolvida a primeira geração de dispositivos de rastreamento de raios infravermelhos para aplicações militares, nomeados de *FLIR (Forward Looking InfraRed)*. Esses dispositivos usavam um sistema mecânico óptico para capturar a radiação infravermelha do objeto alvo (Sanches, 2009).

Entretanto, a primeira publicação médica utilizando a termografia infravermelha foi em 1956, quando Dr. Ray N. Lawson, da Universidade de McGill (Montreal, Canadá) descobriu que a temperatura cutânea em uma mama com câncer era mais elevada do que em mamas normais (Lawson, 1956). Desde então, a termografia vem sendo estudada por muitos pesquisadores.

Nos anos 60, a empresa sueca AGA desenvolveu a segunda geração de dispositivos infravermelhos para aplicações militares, que baseou-se no sistema FLIR, com função adicional para medida de temperatura, sendo denominado de sistema de imageamento térmico infravermelho (ITIS - *Infrared Thermal Imaging System*) (Sanches, 2009). Na medicina, este sistema permitiu a publicação de uma série de estudos promissores de termografia de mama pois, até o início anos 80, as informações obtidas, apesar de altamente sugestivas, levavam ainda a diagnósticos imprecisos, devido à baixa resolução espacial das imagens e baixa sensibilidade térmica dos sensores na época (Anbar et al., 1998; Brioschi et al., 2001, 2003, 2010). Uma opção, a teletermografia, foi o exame de termografia de contato por cristal líquido, sendo o mais utilizado nesta época. Apesar de mais barata e

acessível, ainda apresentava a desvantagem em relação à mensuração da temperatura. A mudança de cor na placa, em contato com o corpo, indicava a temperatura por meio de uma escala calorimétrica. Além de rudimentar e de objetividade duvidosa, a placa plástica de cristal líquido em contato com a pele criava artefato devido à compressão da circulação cutânea local e ao estímulo térmico frio (Anbar et al., 1998). Apesar disso, inúmeros trabalhos foram publicados com o método que permitiram entender melhor a termorregulação cutânea de diversas outras doenças além da mama. Sendo assim, para realizar um estudo da superfície cutânea sem artifícios, Anbar et al. (1998) afirmam que é altamente vantajoso realizar o exame termográfico sem contato com a pele, recomendando mais a termografia por cristal líquido.

Uma terceira etapa na medicina ocorreu em 1985, quando surgiu o primeiro termógrafo sem utilização de nitrogênio líquido como refrigerante. Isto diminuiu o seu tamanho e melhorou a portatibilidade, resultando na sua fácil utilização clínica e sem o uso necessário de um corpo negro devido à incorporação interna de métodos de calibração. Em consequência, grande número de publicações de termografia infravermelha surgiram entre 1980 e 1992, devido a introdução do termógrafo AGA 780, que incorporou também a gravação analógica em tempo real (Niehof, 2007). Desde então, a imagem térmica foi se desenvolvendo à medida que os sistemas de processamento e qualidade de imagem, bem como softwares e computadores se aperfeiçoaram com a tecnologia vigente (Brioschi et al., 2010).

Muito superiores aos sensores da década de 80, cuja sensibilidade não ultrapassava a $0,1^{\circ}\text{C}$, culminando em alguns trabalhos controversos, os atuais de alta sensibilidade (TIAS), que surgiram somente após a Guerra do Golfo, no final da década de 90, têm sensibilidade de até $0,02^{\circ}\text{C}$, na faixa de ondas longas do espectro infravermelho ($7,5 - 13 \mu\text{m}$), conseguidas por sensores *Focal Plane Array* (FPA), tipo *Quantum Well Infrared Photodetector* (QWIP) (Brioschi et al., 2001; Niehof, 2007; Sanches, 2009).

Os dois parâmetros mais importantes para um sensor térmico são sensibilidade e resolução, sendo esta última separada em dois tipos: resolução da temperatura e resolução espacial. A sensibilidade é medida em graus Celsius, sendo considerada $0,02^{\circ}\text{C}$ uma ótima sensibilidade. A resolução da temperatura

corresponde ao número de cores no dispositivo de vídeo do computador e a resolução espacial do sensor é determinada pelo tamanho da imagem ou quantidade de *pixels* na imagem (Anbar et al., 1998; Sanches, 2009).

A termografia por cristal líquido tornou-se obsoleta a partir da década de 70. Atualmente, a termografia computadorizada por infravermelho é a mais aceita e utilizada pelos profissionais (Niehof, 2007), sendo considerada como o método mais eficiente para o estudo da dinâmica microcirculatória da superfície cutânea, no que diz respeito à precisão e tempo de resposta (Brioschi et al., 2001, 2003; Niehof, 2007).

Um sensor capta os sinais elétricos da radiação térmica e converte em valores digitais. Essas imagens fornecerão a representação gráfica qualitativa (alta resolução) e quantitativa (alta sensibilidade) dos padrões térmicos presentes na pele humana e podem ser analisadas com o auxílio de *softwares* específicos, além da possibilidade de armazenar as mesmas em arquivos de dados para futura utilização. Sendo assim, para a realização do exame termográfico, basta posicionar corretamente a câmera termográfica próxima ao paciente e adquirir as imagens termográficas (Figura 2.1). Esta representação gráfica das imagens infravermelhas é denominada de termograma (Figura 2.2), e serão avaliadas quanto à forma, distribuição e simetria em relação ao lado correspondente oposto (Brioschi et al., 2001, 2003). A medição do calor é documentada visual e quantitativamente.

Figura 2.1 - À esquerda, vista lateral esquerda da face, representando a emissão de radiação infravermelha. Ao centro, câmera infravermelha para captura dessa radiação e à direita, a imagem térmica formada (termograma).

Figura 2.2 – Termograma de uma voluntária, captado pela câmera infravermelha ThermaCAM® Série T, Modelo 400 da FLIR. Na lateral direita é apresentada a escala de conversão das cores em graus Celsius (temperaturas mínima de 24,6°C e máxima de 37,3°C), utilizando a paleta de cores *rainbow*.

Por se tratar de um estudo da radiação infravermelha, as expressões para designar se uma região de interesse (ROI – *region of interest*) é hiperaquecida ou hipoaquecida são respectivamente: hiper ou hiporradiação; área hiper ou hiporradiogênica; área hiper ou hiporradiante. Erroneamente, utilizava-se na literatura hipo e hipertérmico; estes termos se referem à temperatura central, podendo confundir na compreensão dos resultados, uma vez que sempre se percebe com a mão se a área avaliada é fria ou quente. A mão humana não mede temperatura, apenas percebe uma sensação de transferência de calor. Ela é incapaz de perceber diferenças de temperatura menor do que 4°C entre duas regiões distintas (Brioschi et al., 2010), porém a história remonta aos primórdios da civilização humana, segundo relatos Hipócrates de Cós (400 a.C.) utilizava lama para avaliar seus pacientes. Onde havia excesso de calor, a lama secava mais rapidamente e por conseguinte certificava a doença subjacente (Anbar et al., 1998; Brioschi et al., 2010).

Fisicamente, a radiação é uma forma de energia emitida por uma fonte e que se propaga de um ponto a outro sob a forma de partículas com ou sem carga elétrica, ou ainda sob a forma de ondas eletromagnéticas (ex: radiação infravermelha), sendo estas constituídas de campos elétricos e magnéticos oscilantes (perpendiculares entre si) que se propagam no vácuo com velocidade

constante, igual a 300.000 km/s, correspondendo à velocidade da luz (Freitas et al., 2000; Oliveira et al., 2006). O espectro eletromagnético (Figura 2.3) é composto desde ondas curtas (como raios cósmicos, gama) até ondas longas (como microondas), sendo encontrados os raios infravermelhos no intervalo entre as ondas de microondas e a luz visível, ou seja, a radiação infravermelha apresenta comprimento de onda maior do que a luz visível ao olho humano, porém menor do que o das microondas. No espectro eletromagnético, os raios infravermelhos são frequentemente subdivididos em quatro categorias - próximo (0,75 a 3 μm); médio (3 a 6 μm); distante (6 a 15 μm); extremo (15 a 1000 μm) - baseadas nos intervalos de comprimento de onda (Sanches, 2009).

Figura 2.3 – Espectro eletromagnético. Fonte: www.pion.sbfisica.org.br

A radiação infravermelha está associada com a oscilação ou transição de elétrons dentro da matéria, induzida pela temperatura, isto é, quanto maior a temperatura, maior a radiação. A emissão de radiação, expressa em emissividade (ϵ), além da característica da superfície depende da absorção (α), reflexão (ρ) e transmissão (τ) da radiação, tendo um coeficiente associado com as propriedades específicas radioativas da matéria estudada. A relação entre esses coeficientes é atribuída pela sua somatória resultando em 1 ($\alpha + \rho + \tau = 1$) (Figura 2.4) (Niehof, 2007).

Figura 2.4 – Representação gráfica da interação entre a pele do corpo humano e a radiação

Todos os objetos com temperatura superior ao zero absoluto ($-273,15^{\circ}\text{C}$ ou 0K) emitem radiação infravermelha de sua superfície devido à agitação de seus átomos e moléculas. A lei de Stefan-Boltzmann define a relação entre energia total irradiada e temperatura, afirmando que a radiação total emitida por um objeto (Q_{rad}), em W/cm , é diretamente proporcional à área do objeto (σ), emissividade (ϵ) e a quarta potência de sua temperatura absoluta em K (T).

$$Q_{\text{rad}} = \epsilon \cdot \sigma \cdot T^4$$

A emissividade (ϵ) é a capacidade de um objeto emitir energia infravermelha e tem valores na faixa de $0 < \epsilon < 1$. No caso da superfície cutânea, a emissividade da pele humana equivale a 97,8%. Uma vez que a emissividade da pele humana é extremamente alta, medidas de radiação infravermelha emitida pela pele podem ser convertidas diretamente em valores de temperatura. A constante de proporcionalidade é chamada constante de Stefan-Boltzmann ou constante de Stefan (σ) e seu valor é $5,673 \times 10^{-12} \text{ WK/cm}$ (Niehof, 2007; Sanches, 2009).

A pele atua quase como um absorvedor perfeito, com quase nenhuma reflexão e sem transmissão de radiação infravermelha, devido a sua opacidade. Portanto, pode-se concluir que a radiação medida pela câmara termográfica é, em grande parte, induzida pelas emissões de radiação da pele humana (Niehof, 2007).

Fisiologicamente, a termorregulação do corpo humano é controlada pelo sistema nervoso nerovegetativo (visceral), sendo descrita de duas maneiras:

A primeira ocorre quando a informação obtida pelos receptores periféricos dos nervos sensitivos aferentes, presentes na pele, percorre até as vias superiores do sistema nervoso neurovegetativo, especificamente, no tronco encefálico e regiões corticais superiores. Esta informação é retransmitida para o hipotálamo, no qual uma resposta é elaborada, seguindo pelas fibras motoras eferentes até os músculos lisos dos vasos conectados à pele.

Outra maneira é uma resposta gerada no tronco encefálico, devido a um reflexo somatocutâneo ou víscerocutâneo. Impulsos gerados em glândulas e tecidos como músculos, tendões, articulações e ossos podem provocar alterações funcionais cutâneas, relacionadas à temperatura, sudorese, tônus e sensibilidade. Consequentemente, tanto enfermidades viscerais (ex.: cólica intestinal, isquemia) quanto somáticas (ex.: síndrome dolorosa miofascial) podem influenciar o metabolismo, temperatura e outras propriedades da pele por meio deste arco reflexo. Todos esses fenômenos vasomotores neurovegetativos cutâneos são a base fisiológica para a interpretação da imagem por termografia infravermelha (Brioschi et al., 2010).

Dentre os principais fatores que podem influenciar a medição termográfica estão: equipamento (resolução e sensibilidade térmica), indivíduo (índice de massa corporal, estresse, pressão arterial e temperatura corporal) e ambiente (temperatura e umidade do ar). Segundo Brioschi et al. (2001, 2003), para um diagnóstico seguro, é necessário que o exame termográfico seja realizado por profissional devidamente treinado e qualificado e que sejam seguidas as exigências mínimas para a realização do exame. Gratt et al. (1994) e Brioschi et al. (2010) afirmaram que a termografia não é um exame isolado, sendo necessário correlacioná-lo com a avaliação clínica do paciente. Além disso, a termografia é um teste funcional e não anatômico; portanto, quando houver a suspeita de lesão estrutural, outros métodos imagenológicos devem ser executados. São considerados anormais padrões assimétricos igual ou maior a $0,3^{\circ}\text{C}$, que geralmente ocorrem quando existe uma alteração simpática ou na presença de lesão traumática, alteração inflamatória ou vascular local.

2.1.1 Normalização da temperatura absoluta (temperatura ou valor adimensional)

O exame de termografia mensura a temperatura local, ou seja, temperatura absoluta, sendo esta afetada principalmente pela temperatura ambiente e o metabolismo da voluntária. Para corrigir estes erros, mais recentemente foi preconizado por Vargas et al. (2009) o uso de valores adimensionais normalizados de temperatura (θ), variando entre 0 e 1. Sendo 0 para definir temperatura ambiente (T_{∞}) e 1 a temperatura central (T_b), obtendo-se a temperatura da superfície cutânea (T). Pode-se calcular o valor de θ pela seguinte equação:

$$\theta = \frac{T - T_{\infty}}{T_b - T_{\infty}}$$

A equação proposta parece ser a mais apropriada para interpretar, independente do metabolismo de cada um e temperatura da sala, os resultados térmicos na pesquisa clínica, pois torna os resultados comparáveis. A variável θ é uma temperatura adimensional bem conhecida na área de transferência de calor (Pohlhausen¹, 1921 apud Brioschi, 2011, p. 44).

2.2 EXAMES TERMOGRÁFICOS NA REGIÃO FACIAL

Os métodos de diagnóstico por imagem para avaliação da região orofacial incluem radiografia panorâmica, tomografia, artrotomografia, artroscopia, tomografia computadorizada (TC), imagem por ressonância magnética (IRM), ultrassonografia (US) e eletromiografia. A maioria dessas técnicas requerem radiação, são invasivas e muitas vezes caras. A termografia é uma alternativa de diagnóstico por imagem,

¹Pohlhausen E. Der wärmeaustausch zwischen festen körpern und flüssigkeiten mit kleiner reibung und kleiner wärmeleitung. Z. Angew Math Mech. 1921;1:115-21.

sendo esta não ionizante, não invasiva e de baixo custo (Gratt; Sickles, 1993). Além disso, ela é um exame essencialmente funcional, diferente das radiografias convencionais, TC e IRM, que são exames puramente anatômicos.

Em 1971, Berry e Yemm estudaram a variação da temperatura cutânea facial na região do músculo masseter de pacientes com e sem disfunção temporomandibular (DTM). Deste estudo participaram 30 pacientes, sendo 15 assintomáticos e 15 sintomáticos. Para a avaliação do padrão termográfico do músculo masseter utilizaram a câmera termográfica AGA *Thermovision* (modelo 665), com sensibilidade de 5°C, e concluíram que em pacientes com tensão muscular em um dos músculos masseter, ao exame de palpação, a temperatura da região cutânea apresentou-se mais quente quando comparada ao outro lado. Afirmam ainda que este aparelho não é o ideal para este tipo de estudo devido a sua instabilidade térmica.

Berry e Yemm (1974) realizaram um estudo mais aprofundado da temperatura cutânea facial em pacientes com DTM. Os autores utilizaram a câmera termográfica *Thermovision* AGA (modelo 665) para a realização dos exames e a amostra foi constituída por 37 indivíduos, sendo 23 deles com comprometimento unilateral do músculo masseter. Todos fizeram termografia antes de realizarem o tratamento para DTM. Em 14 (60%) dos pacientes o músculo masseter afetado apresentou maior temperatura quando comparado ao lado oposto, 5 (25%) apresentaram músculo contra-lateral ao afetado com aumento da temperatura e os 4 (15%) restantes não apresentaram diferenças entre os lados. Nos pacientes que apresentaram aumento de temperatura no lado contra-lateral, os autores afirmam que este aumento correspondeu a uma área mais ampla ao contrário do aumento de temperatura dos músculos afetados caracterizados pelo *hot spot* (ponto hiperradiante). Concluíram que a temperatura cutânea da região do músculo afetado apresentou-se maior quando comparada ao lado contra-lateral não afetado do mesmo paciente (60%). Discutiram duas hipóteses sobre a presença das áreas quentes, onde haveria uma resposta inflamatória local devido ao dano causado na fibra muscular, decorrente de uma forte contração muscular (prisão do fluxo sanguíneo na maior parte do músculo) ou por uma contração muscular prolongada (induzindo a diminuição do fluxo sanguíneo na região e permitindo a ocorrência de danos por anóxia ou acúmulo de metabólitos).

Johansson et al. (1985) compararam a variação da temperatura cutânea e sua reprodutibilidade na região da articulação temporomandibular (ATM) e do músculo masseter em indivíduos assintomáticos para DTM. A amostra foi constituída por 42 indivíduos (23 mulheres e 19 homens), com idade média de 28 anos. Observaram que a temperatura da superfície cutânea média foi significativamente maior na região da ATM, quando comparada ao músculo masseter ($p < 0,05$); a variação de temperatura inter-pacientes foi significativamente maior no músculo masseter quando comparada à região da ATM; a diferença de temperatura entre os lados direito e esquerdo para ATM foi $< 1^{\circ}\text{C}$, em 89% dos indivíduos, e 84% para o músculo masseter, sendo que não houve diferença estatisticamente significante entre o músculo masseter e a ATM no que diz respeito à diferença entre ambos os lados (ΔT). Além disso, acrescentaram que esta diferença na variação inter e intra-indivíduos pode ser explicada pela variação da temperatura da sala; localização do ponto escolhido na região da ATM que foi muito próxima da artéria temporal superficial, fazendo com que a temperatura da região aumentasse. Outro fator importante a ser considerado na variação inter-indivíduos é a presença de gordura na região estudada.

Pogrel et al. (1989) utilizaram a termografia de contato por cristal líquido para avaliar um grupo de pacientes com DTM articular ou dor facial miogênica, bem como, um grupo de indivíduos assintomáticos (grupo controle) com o objetivo de verificar a associação entre os resultados da termografia e o diagnóstico clínico. Neste estudo, participaram 19 indivíduos assintomáticos, no qual foi realizado exame termográfico facial, englobando a ATM e os músculos temporal e masseter. Os 58 pacientes com DTM articular ou dor miogênica facial (grupo sintomático) foram divididos em 4 subgrupos: assintomáticos com estalo da ATM, dor na ATM, dor miofascial e combinação de dor na ATM e miofascial. Todos os subgrupos também foram submetidos ao exame termográfico em ambos os lados da face. No grupo controle ($n=38$ lados) a média de temperatura foi $32,96^{\circ}\text{C}$, $33,22^{\circ}\text{C}$ e $33,14^{\circ}\text{C}$, respectivamente, para pele sobre o músculo masseter, ATM e músculo temporal. No grupo com dor ($n=116$ lados) a média de temperatura foi $33,10^{\circ}\text{C}$, $33,26^{\circ}\text{C}$ e $33,24^{\circ}\text{C}$, respectivamente, para pele sobre o músculo masseter, ATM e músculo temporal. Este estudo mostrou que tanto a DTM quanto a dor miogênica facial produzem padrão assimétrico na termografia da face, e que a aparência

termográfica é diferente na dor de ATM e na dor miogênica facial pela termografia de cristal líquido. Os autores concluíram que este exame pode ser um meio vantajoso para o diagnóstico diferencial e monitoramento da terapia para DTM articular e dor miogênica facial.

Em 1989, Gratt et al. realizaram estudo piloto para avaliar o padrão de normalidade das estruturas faciais pelo exame de termografia. A amostra foi constituída por 20 voluntários assintomáticos para a DTM, sendo 12 homens e 8 mulheres com média de 24,8 anos. Utilizando o equipamento AGA 750, os autores realizaram os exames termográficos e adquiriram termogramas faciais das projeções frontal e lateral, com sensibilidade de 1°C e 0,5°C. Dividiram a face em 12 zonas anatômicas, entre elas as regiões temporal, pré-auricular, bucal superior e inferior. Além disso, utilizaram uma sobreposição de acetato, dividindo a face em quadrados com 5 mm de distância. Após a sobreposição da folha de acetato sobre o termograma, compararam o padrão termográfico entre os lados direito e esquerdo. Os resultados demonstraram a presença da simetria termográfica. As projeções frontais e laterais com sensibilidade de 1°C corresponderam, respectivamente, a 70,2% e 61% de simetria. Além disso, nessas mesmas condições de projeções e sensibilidade respectivas, as regiões de interesse apresentaram simetria entre os lados da seguinte maneira: região temporal (46,7% e 58,7%), pré-auricular (80% e 59,1%), bucal superior (60,5% e 62,4%) e inferior (63% e 63,6%). Em relação à sensibilidade de 0,5°C, as projeções frontais e laterais corresponderam respectivamente a 62,2% e 59,9%, obtendo como resultados: região temporal (40% e 60%), pré-auricular (45% e 57%), bucal superior (67,9% e 54%) e inferior (58,5% e 52,4%). Os autores concluíram que as áreas com maior simetria foram: nasal, submandibular, labial inferior, bucal superior e inferior, pré-auricular e pescoço. As regiões posterior cervical e temporal demonstraram pouca simetria. Afirmam ainda que a termografia tem potencial de uso como uma técnica alternativa de diagnóstico em Odontologia.

Mongini et al. (1990) descreveram os achados termográficos da dor crânio-facial e região cervical entre 10 pacientes saudáveis (7 homens e 3 mulheres; entre 18 e 26 anos) e 47 pacientes com dor crânio-facial ou enxaqueca (15 homens e 32 mulheres; entre 19 e 67 anos). Dentre os pacientes sintomáticos, todos apresentavam algum tipo de alteração neurológica, tais como: neuralgia do

trigêmeo, enxaqueca e hemicrania paroxística crônica. No grupo normal, os locais hiperradiantes na projeção lateral foram a região mandibular, temporal e ATM, quando comparados às regiões nasal, supra-orbital e auricular, sendo a distribuição térmica simétrica.

Em 1991, Steed realizou um estudo para avaliar a DTM por meio da termografia de contato por cristal líquido (Flexi-Therm MARK 2®). A amostra constituiu-se inicialmente de 146 voluntários com DTM, sendo excluídos 37 indivíduos. A média etária foi de 34 anos (variando de 11 a 72 anos), dentre eles 95 mulheres (87,2%) e 14 homens (12,8%). As manifestações dos sintomas variavam da seguinte forma: 104 (95,4%) apresentavam dor pré-auricular, 97 (89%) apresentavam ruídos na ATM e 58 (53,2%) apresentavam diminuição da amplitude do movimento mandibular em menos de 45 mm. Além disso, 91 (83,5%) relataram cefaléia frequente, 89 (81,2%) relataram dor e/ou redução da mobilidade da região cervical e 93 (85,3%) apresentavam sintomas frequentes relacionados ao ouvido, tais como: otalgia, congestão, zumbido, prurido e/ou vertigem. Estes pacientes foram submetidos ao exame termográfico no período de pré e pós-tratamento, repetidos por três vezes em 3 sessões, com 15 minutos de intervalo entre elas. Foram realizadas 4 diferentes projeções da face: frontal, cervical posterior, laterais direita e esquerda. Os exames termográficos pós-tratamento aconteceram 4 meses após o tratamento, somente nos pacientes que relataram melhora de 80 a 100% da sintomatologia e apresentaram excursão mandibular de 45 mm ou mais, resultando imagens simétricas. O estudo revelou que a utilização da termografia de contato por cristal líquido, na avaliação da DTM foi confiável e válida, sendo um recurso de diagnóstico eficiente em aproximadamente 95% dos casos. A termografia também provou ser um indicador confiável da duração da disfunção no pré-tratamento (em padrões crônicos) em 78% dos casos.

Weinstein et al. (1991) realizaram um estudo sobre termografia facial e protocolo clínico para estudo termográfico da cabeça e pescoço. Neste trabalho, os autores propuseram um protocolo com 3 projeções termográficas (frontal e laterais direita e esquerda), envolvendo 2 grupos de ambos os gêneros: sintomáticos para a DTM (300 pacientes) e assintomáticos (102 pacientes). Além disso, eles dividiram a face em 16 regiões, com o intuito de determinar as temperaturas médias das áreas em estudo, dentre elas os músculos temporal (esquerdo = 37,15°C e direito =

37,21°C) e masseter (esquerdo = 36,23°C e direito = 36,25°C), na qual a diferença de temperatura entre os lados (ΔT), de ambos os músculos foi menor que 0,2°C. Ao comparar o ΔT entre os gêneros, não encontraram diferença estatisticamente significativa.

Fischer (1991a) afirmou em seu estudo que a imagem termográfica de um espasmo muscular apresenta-se como um aumento da temperatura difusa no músculo, geralmente 1°C a 2°C mais quente quando comparado com o lado oposto.

Gratt e Sickles (1993) estudaram o padrão termográfico da articulação temporomandibular (ATM) normal. A amostra constituiu de 30 pacientes adultos normoreativos para DTM, utilizando o equipamento termográfico Agema 870. Os termogramas faciais foram adquiridos em vista lateral, com sensibilidade de 1,0°C e 0,5°C. Para analisar a temperatura da ATM, dividiram a face em cinco regiões: 1- Região da ATM, 2- Região anterior e posterior à ATM, 3- Região limitada ao corpo da mandíbula, 4- Região do terço médio da face incluindo a ATM e 5- Região unilateral inteira da face. Ao comparar os termogramas da região da ATM (vistas laterais) dos lados direito e esquerdo, com sensibilidade de 1,0°C e 0,5°C, os autores encontraram: 45% das regiões estudadas apresentaram padrão simétrico no termograma maior que 80%; os outros 45% apresentaram padrão simétrico entre 65 e 80%; os 10% restantes variaram entre 50 e 65% (simetria moderada). Quando compararam a temperatura absoluta das cinco regiões de ambos os lados verificaram que o grau de simetria foi alto, apresentando $\Delta T \leq 0,1^\circ\text{C}$. Ao avaliarem somente a região da ATM, verificaram a existência de quatro temperaturas absolutas, uma ao redor da outra, na qual $\Delta T \leq 0,2^\circ\text{C}$. Concluíram que existe um padrão termográfico nos termogramas de pacientes assintomáticos e que esse exame será promissor como método diagnóstico para a avaliação da região da ATM.

Kawano et al. (1993) desenvolveram um estudo para medir de maneira não invasiva a temperatura profunda da ATM e de regiões correspondentes dos músculos mastigatórios em repouso. A amostra foi constituída por 20 homens assintomáticos para a DTM, com faixa etária entre 21 e 27 anos e 10 pacientes sintomáticos (5 mulheres e 5 homens). No grupo assintomático as temperaturas profundas das regiões anterior e posterior do músculo temporal e da região da ATM

apresentaram-se mais elevadas do que na região do músculo masseter em repouso, sendo o $\Delta T < 0,3^{\circ}\text{C}$ entre as ATMs direita e esquerda. Entretanto, em 10 pacientes com DTM, 8 apresentaram $\Delta T > 0,3^{\circ}\text{C}$, quando comparados ao grupo assintomático e a regiões da ATM desse mesmo grupo. As temperaturas profundas das regiões direita e esquerda das ATMs foram medidas e comparadas àquelas do grupo assintomático. Para a realização das medições, uma sonda transcutânea foi fixada por elásticos na superfície cutânea das regiões direita e esquerda das ATMs, músculo masseter e regiões anterior e posterior do músculo temporal. O princípio no qual este método está baseado é de que a temperatura da pele torna-se a mesma das temperaturas profundas, quando a superfície do corpo é coberta por um isolante de calor eficiente. Assimetrias nas temperaturas da superfície do corpo são comumente detectadas em pacientes assintomáticos. Entretanto, a diferença de temperatura entre os tecidos contralaterais normais e afetados não varia mais do que $0,3^{\circ}\text{C}$ e $0,4^{\circ}\text{C}$, em distúrbios metabólicos e neuromusculares. A partir dos resultados de alta sensibilidade e especificidade, fica evidente que $0,3^{\circ}\text{C}$ como critério de corte é uma diferença de temperatura importante, ao se realizar um exame clínico e ao se elaborar um diagnóstico em pacientes com DTM. Eles determinaram um ponto de corte para o diagnóstico de DTM, sendo $\Delta T = 0,3^{\circ}\text{C}$. Desta forma, os autores concluíram que, em pacientes assintomáticos, não foram observadas diferenças nas temperaturas profundas entre as regiões direita e esquerda dos músculos da mastigação (masseter e temporal anterior) e das regiões da ATM em repouso, apresentando $\Delta T < 0,3^{\circ}\text{C}$. Afirmaram ainda que a temperatura no músculo temporal e na região da ATM é maior quando comparada ao músculo masseter, sendo este último hiporradiante em pacientes assintomáticos. Já nos pacientes com DTM, a temperatura profunda da ATM do lado sintomático foi significativamente maior ($0,3^{\circ}\text{C}$) do que do lado assintomático. Os resultados de alta sensibilidade e especificidade sugeriram que as diferenças dos lados direito e esquerdo na temperatura profunda com $0,3^{\circ}\text{C}$, como critério de corte pode ser um auxiliar importante na realização do exame clínico e no diagnóstico da DTM.

Canavan e Gratt (1995) avaliaram a termografia de pacientes com DTM leve e moderada. A amostra foi constituída por 20 pacientes com DTM muscular e/ou articular e 24 pacientes assintomáticos. Na região da ATM os resultados mostraram que o grupo assintomático apresentou padrão térmico simétrico ($\Delta T = 0,1^{\circ}\text{C}$);

entretanto, o grupo sintomático apresentou $\Delta T=0,4^{\circ}\text{C}$. Em relação ao ΔT dos músculos da mastigação, não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos com ausência de dor e dor leve. No entanto, pacientes com dor muscular moderada e grave apresentaram diferença estatisticamente significativa quando comparados aos grupos de ausência de dor e dor leve. Concluem que a termografia é um método promissor para o diagnóstico de DTM.

2.3 PALPAÇÃO MANUAL E ALGOMETRIA DE PRESSÃO

Em 1986, Fischer descreveu o método de medição do limiar de pressão na prática clínica para avaliar pontos de tensão muscular. Este método utilizou-se de um algômetro de pressão analógico e foi descrito em 3 etapas: preparação e posicionamento do paciente (explicar todo o procedimento para o paciente; pedido para ficar relaxado e deixar claro que não seria machucado), identificação do ponto de tensão muscular (é realizado por intermédio da palpação manual) e medida do limiar de pressão (colocar o algômetro de pressão no ângulo de 90° em relação à superfície do local examinado e solicitar ao paciente dizer “sim” quando sentir um desconforto e anotar o valor aferido). O autor conclui que a documentação da dor pela presença de sensibilidade anormal, bem como a quantificação de sua intensidade é de grande valia na prática da medicina acrescentando que a reprodutibilidade da medida do limiar de pressão indica que o registro da intensidade da dor é confiável.

Fischer (1988) utilizou o mesmo método de medição do limiar de pressão, descrito em 1986, para identificar pontos-gatilho miofasciais. Existem dois recursos de diagnóstico básicos para identificação de pontos-gatilho miofasciais: a sensibilidade local e alteração da consistência do tecido (como bandas tensas musculares, espasmo muscular), sendo que pode ser documentado quantitativamente através do algômetro de pressão. Quando a diferença entre os lados for superior a 2 kg, em comparação com os valores normais, indica

sensibilidade patológica. Pela termografia, o músculo com ponto-gatilho apresenta-se como *hot spot*, sendo áreas de forma discóide. A atividade muscular, espasmo ou contração consistem no aumento da emissão de calor difusa, na qual corresponde à projeção do músculo envolvido na pele.

Farella et al. (2000) estudaram o valor diagnóstico da algometria de pressão na dor miofascial dos músculos mastigatórios, através de cálculos de sensibilidade (Se), especificidade (Sp) e valores preditivos positivos (VPP). A amostra constituiu-se de 80 mulheres, sendo divididas em dois grupos: assintomáticas para DTM e sintomáticas para DTM miogênica, sendo pareadas por idade. Foi realizada a algometria de pressão nos músculos temporal anterior e masseter, na qual foram significativamente menores ($p < 0,001$), para ambos os músculos, nos pacientes com DTM, quando comparados ao grupo controle. A sensibilidade e especificidade no músculo masseter foram 0,67 e 0,85, respectivamente; para o músculo temporal foram 0,77 e 0,87, respectivamente. Ao levar em consideração a prevalência da dor miofascial na população em geral, o VPP variou entre 0,5 e 0,7. Os autores concluíram que devido ao resultado do VPP ser baixo, a algometria de pressão tem fortes limitações quando utilizada sozinha como uma ferramenta de diagnóstico.

Visscher et al. (2004) compararam a algometria de pressão com a palpação manual no reconhecimento da sensibilidade dolorosa nos músculos mastigatórios (temporal e masseter) e a articulação temporomandibular. Participaram da amostra 250 indivíduos (170 mulheres e 71 homens, com faixa etária de 34 anos), sendo que 148 apresentaram DTM. A palpação manual e a algometria foram realizadas de forma randomizada e duplo-cego por 3 cirurgiões-dentistas padronizados. Os resultados mostraram que o músculo masseter é mais sensível quando comparado ao músculo temporal, tanto na palpação manual quanto pela algometria. O ponto de corte para a algometria foi de $1,78 \text{ kg/cm}^2$, sendo a sensibilidade de 64% e especificidade de 68% para o grupo assintomático. Para o grupo sintomático para DTM, a sensibilidade foi de 71% e especificidade de 72%. Além disso, os resultados da palpação foram maiores no lado direito do que no lado esquerdo, sendo explicado por estar relacionado ao lado dominante do corpo do indivíduo. Os autores concluíram que a validade da algometria no reconhecimento das queixas de dor da DTM é comparável à palpação manual e as diferenças na sensibilidade à palpação e algometria são encontradas entre os músculos da mastigação e a ATM.

Gomes (2006) avaliou a confiabilidade e a validade da algometria de pressão e da palpação manual em relação ao limiar de dor à pressão nos músculos masseter, temporal e na ATM em pacientes portadores de DTM. Foram selecionados, através de anamnese e exame físico, 40 pacientes sintomáticos com alterações musculares e articulares (Grupo 1 - sintomático) e 40 indivíduos não portadores de DTM (grupo 2 - controle), com faixa etária entre 20 e 50 anos, de ambos os gêneros. Dois examinadores (cirurgiões-dentistas) foram treinados e padronizados para a realização da palpação manual e da algometria de pressão, visando seguir uma sequência para a avaliação de todos os participantes. Os pontos avaliados pela palpação manual foram porção mais volumosa do músculo masseter e temporal anterior, com o paciente em apertamento leve dos dentes; pólo lateral da ATM em abertura de boca com pressão aproximada de 1,5 kg (calibrada por balança digital), por 2 a 4 segundos, com os dedos indicador e médio. Após cinco minutos, foi realizada avaliação com dinamômetro digital com taxa de aplicação de $0,5 \text{ kg/cm}^2$ por segundo, sendo realizada com uma única mão e em duas etapas; na primeira etapa foram avaliados músculo temporal direito, ATM direita, masseter direito, masseter esquerdo, ATM esquerda, e temporal esquerdo; e numa segunda etapa foram avaliados músculo temporal esquerdo, ATM esquerda, masseter esquerdo, masseter direito, ATM direita e temporal direito, sendo que para a análise foi considerado o valor médio das medidas. Os resultados apresentaram diferença estatisticamente significativa ($p < 0,001$), com maiores valores de sensibilidade a palpação manual e algometria de pressão para pacientes com DTM em todos os pontos de avaliação muscular e articular. Nos pacientes com DTM, os valores médios para algometria de pressão encontrados nos músculos temporal e masseter, respectivamente, foram: 2,13 kgf e 1,54 kgf; no grupo controle foram 3,15 kgf para o músculo temporal e 2,47 kgf para o músculo masseter. A avaliação da algometria de pressão encontrou valores médios de confiabilidade 0,64 e 0,78 para pacientes DTM e grupo controle, respectivamente. Valores médios de confiabilidade foram menores para a palpação manual no grupo 1 (0,59) e grupo 2 (0,74). Para a maioria dos pontos avaliados, os resultados apresentaram valores aceitáveis de especificidade (acima de 0,90), entretanto para a sensibilidade os valores foram mais baixos. Além disso, os resultados demonstraram valores similares de confiabilidade para as duas técnicas, concluindo que os testes isolados se

mostraram válidos para avaliação dos indivíduos do grupo controle; entretanto, se mostraram ineficazes para o diagnóstico de pacientes portadores de DTM.

Em 2009, Lucas et al. realizaram uma revisão sistemática da literatura sobre a síndrome dolorosa miofascial, avaliando a qualidade, a aplicabilidade e a confiabilidade desses estudos no diagnóstico de pontos-gatilho miofasciais. Afirmaram que esses pontos são causas importantes de dores musculoesqueléticas, entretanto, a confiabilidade do exame físico (palpação manual) para a detecção desses pontos é conflitante na literatura. Nove estudos foram incluídos, pois seguiam os critérios de inclusão (avaliação da confiabilidade da palpação física para identificação dos pontos-gatilho, repetição de métodos de diagnóstico avaliados por inter e intra examinadores, investigação de pacientes assintomáticos e sintomáticos, investigação de pontos-gatilho ativos ou latentes) e foram divididos em dois grupos principais: o que incluía tanto participantes sintomáticos e assintomáticos, e o que incluía apenas participantes assintomáticos. Porém, nenhum estudo se encaixou dentro dos critérios de qualidade e aplicabilidade, ou relatou especificamente a confiabilidade do exame físico, para a determinação dos pontos-gatilho ativos nos músculos em pacientes sintomáticos. Houve variação nas estimativas de confiabilidade para os sinais utilizados para diagnóstico, sendo geralmente maiores para sinais subjetivos como a sensibilidade e reprodutibilidade dolorosa e menor para sinais objetivos de banda tensa e *twitch* (resposta contrátil local). Os autores concluíram que nenhum estudo relatou valores de confiabilidade nos métodos de diagnóstico para determinação dos pontos-gatilho miofasciais dentro dos critérios propostos. Devido ao número limitado de estudos disponíveis e problemas em relação ao desenho do estudo – análise estatística e a aplicabilidade clínica –, o exame físico (palpação manual) atualmente não pode ser recomendado como um teste confiável para o diagnóstico de pontos-gatilho e a confiabilidade de seu diagnóstico deve ser mais investigada.

A localização precisa da sensibilidade máxima do ponto-gatilho deve ser estabelecida, primeiramente pela palpação (Fischer, 1986; 1988; 1991a; 1991b; Swerdlow; Dieter, 1992; Simons et al., 2005; Shah et al., 2008) e cooperação do indivíduo. Em seguida, deve-se utilizar um dispositivo denominado algômetro de pressão, cuja função é realizar uma medição do limiar de pressão da dor no local do ponto-gatilho. A algometria de pressão tem sido muito utilizada nas pesquisas com

ponto-gatilho, pois envolve a indução de um nível de dor específico em resposta a uma força medida aplicada perpendicularmente à pele. Três pontos terminais são relatados: o início da dor local (limiar da dor da pressão), o início da dor referida (limiar da dor referida) e a pressão intolerável (tolerância à dor). A pressão requerida para se atingir o limiar de dor é medida diretamente, a partir de uma escala de pressão calibrada em quilos, Newtons ou libras. Como a pressão é aplicada por meio de uma placa circular (com diâmetro de 1 cm²), a medição real que está sendo feita é a pressão (kg/cm²) aplicada à pele (Fischer, 1986;1988; Simons et al., 2005).

2.4 PONTO-GATILHO MIOFASCIAL

Gerwin et al. (2004) ampliaram a hipótese de Simons sobre a formação do ponto-gatilho para explicar novos dados experimentais e fisiopatologia muscular já estabelecida. Neste trabalho os autores enfocaram a discussão da formação e manutenção da banda tensa muscular. A síndrome dolorosa miofascial é uma condição miálgica caracterizada por dor local e referida que origina um ponto-gatilho miofascial. O ponto-gatilho ativo tem dois atributos clínicos que devem ser explicados para melhor entendimento da dor miofascial: disfunção motora muscular (caracterizada pela constante e discreta tensão muscular, normalmente sendo palpável como banda tensa ou nódulo no interior do ventre muscular) e anormalidade sensorial (caracterizada primariamente pela dor). A banda tensa é uma característica constante no ponto-gatilho ativo e pode estar presente na ausência de dor. Isquemia pode ser um fator importante no desenvolvimento da banda tensa. Sendo assim, banda tensa e dor são características dinâmicas no músculo com ponto-gatilho. Os mecanismos que regulam o desenvolvimento da banda tensa são desconhecidos, mas a hipótese mais provável é a alteração da atividade da placa motora devido ao aumento da concentração de acetilcolina na fenda sináptica. Normalmente há um equilíbrio entre a liberação, quebra e remoção de acetilcolina na fenda sináptica. No músculo lesado este equilíbrio é comprometido, pois há liberação de substâncias (adenosina trifosfato (ATP), a bradicinina, serotonina, prostaglandinas, prótons (H⁺) e potássio), que ativam nociceptores musculares e causam dor. Eles também induzem liberação de

peptídeo relacionado ao gene da calcitonina (CGRP) do nervo motor terminal e dos nociceptores musculares, que por sua vez aumenta a atividade da placa motora. Há também facilitação da liberação de acetilcolina, inibição de sua quebra e remoção. Consequentemente, observa-se aumento das atividades elétricas na placa motora e contração persistente das fibras musculares, sendo estas encontradas no ponto-gatilho miofascial. Áreas de intensa contração sarcomérica focal têm sido descritas nos músculos de animais, nos quais a atividade da enzima que quebra a acetilcolina (acetilcolinesterase) foi bloqueada ou inibida farmacologicamente. Essa contração, também encontrada nos pontos-gatilho miofasciais, provocará isquemia local que produzirá hipóxia local. Sendo assim, este estudo sustenta e expande as principais teses de Simons sobre a disfunção da placa motora terminal presentes nos pontos-gatilho miofasciais.

Segundo Simons et al. (2005), a etiologia do ponto-gatilho consiste no agrupamento de locais eletricamente ativos, que estão associados a um nódulo contrátil e uma disfunção de placa motora terminal no músculo esquelético. Clinicamente caracteriza-se como ponto hiper-irritável palpável na musculatura esquelética, associado a nódulo palpável hipersensível numa banda tensa. O ponto é doloroso na compressão e pode originar as características de dor referida, sensibilidade referida, disfunção motora e fenômenos neurovegetativos. A intensidade e a extensão do padrão de dor referida dependem do grau de estimulação patológica do ponto-gatilho e não do tamanho do músculo. Os tipos de pontos-gatilho miofasciais incluem os ativos e latentes. O ponto-gatilho miofascial ativo caracteriza-se pela referência de dor pelo paciente quando ocorre compressão direta do ponto. Quando adequadamente estimulado, apresenta resposta de contração local das fibras musculares (*twitch*). Quando comprimido, dentro dos limites de tolerância à dor do paciente, produz fenômenos motores referidos e, com frequência, fenômenos autonômicos na sua zona de referência, causando sensibilidade dolorosa. O ponto-gatilho miofascial latente, clinicamente, é silencioso em relação à dor espontânea, sendo dolorido somente quando palpado. Este ponto poderá ter todas as outras características clínicas de um ponto-gatilho ativo e sempre terá uma banda tensa que aumenta a tensão muscular e restringe a amplitude de movimento. Com o repouso adequado, e na ausência de fatores perpetuantes, um ponto-gatilho ativo pode reverter-se espontaneamente para um estado latente. Os sintomas de dor desaparecem, mas a reativação do ponto-

gatilho, excedendo a tolerância ao estresse do músculo, pode ser responsável por episódios recorrentes da mesma dor durante anos. Além dos sintomas clínicos produzidos por distúrbios sensoriais de dor referida, disestesias (sensação anormal desagradável, espontânea ou provocada) e hiperestesia (sensibilidade aumentada à estimulação, excluindo os sentidos especiais), os pacientes também podem experimentar distúrbios clinicamente importantes das funções autonômicas e motoras. Os distúrbios das funções autonômicas causados por pontos-gatilho incluem sudorese anormal, lacrimejamento persistente, coriza persistente, salivação excessiva e atividades pilomotoras. Os distúrbios proprioceptivos relacionados, causados por pontos-gatilho, incluem desequilíbrio, vertigem, zumbidos e percepção distorcida do peso de objetos erguidos. Os distúrbios das funções motoras, causados por pontos-gatilho, incluem espasmo de outros músculos e debilidade da função, perda de coordenação e redução da tolerância ao trabalho do músculo envolvido.

Shah et al. (2008) investigaram bioquimicamente os pontos-gatilho miofasciais ativos, latente ou sua ausência no músculo trapézio superior e músculo gastrocnêmio não envolvido, quanto ao pH, bradicinina, substância P, peptídeo relacionado ao gene da calcitonina, fator de necrose tumoral alfa, interleucina 1 β (IL-1 β), IL-6, IL-8, serotonina e noradrenalina. Foram avaliados 9 indivíduos voluntários saudáveis. Eles utilizaram a técnica microanalítica, incluindo inserções de agulhas em locais padronizados com auxílio da eletromiografia. Dividiram os indivíduos em três grupos denominados ativos (quando apresentavam dor no pescoço e ponto-gatilho), latente (apresentavam ponto-gatilho no pescoço, mas sem dor) ou normal (sem dor no pescoço e sem ponto-gatilho). Tanto no músculo trapézio quanto no músculo gastrocnêmio as concentrações para os analitos avaliados foram maiores, exceto para o pH que apresentou níveis mais baixos em indivíduos com pontos-gatilho ativos, quando comparados aos grupos com pontos-gatilho latentes ou sem ponto-gatilho. Esses achados sugeriram que os indivíduos com ponto-gatilho ativo apresentam maiores níveis de mediadores inflamatórios, neuropeptídeos, catecolaminas e citocinas ao redor do ponto-gatilho. Acrescentam que níveis elevados destes mediadores e o aumento da concentração de prótons (H⁺) no ponto-gatilho ativo suporta a hipótese integrada de Simons, na qual uma área com isquemia local relativa e hipóxia são comparadas com o ponto-gatilho latente e

músculos normais. Segundo a hipótese integrada, no centro do ponto gatilho miofascial há múltiplas fibras musculares com placas terminais liberando acetilcolina em excesso e mostra evidência histopatológica do encurtamento do sarcômero regional. O encurtamento do sarcômero requer elevada quantidade de oxigênio para manter a atividade contrátil muscular contínua. A combinação desse aumento da demanda metabólica e isquemia da circulação comprometida, causada pelo aumento da tensão dos sarcômeros envolvidos, poderiam ser responsáveis pela hipóxia grave local. Por conseguinte, a isquemia e a hipóxia relativas poderiam causar níveis elevados de mediadores inflamatórios como bradicinina, substância P e serotonina, encontrados no ponto-gatilho miofascial ativo. Os autores concluem que as concentrações dos analitos encontrados no músculo trapézio superior diferem quantitativamente de um local distante e não envolvido (músculo gastrocnêmio). Além disso, comparado com os outros grupos, os indivíduos com pontos-gatilho ativos no músculo trapézio apresentaram níveis elevados de mediadores inflamatórios, neuropeptídeos, catecolaminas e citocinas no músculo gastrocnêmio. Isto sugere que as elevações de mediadores associados a dor e inflamação não são limitados somente às áreas localizadas dos pontos-gatilho ativos.

Niel-Asher (2008) afirma que o tamanho de um ponto-gatilho varia de acordo com o tamanho, o formato e o tipo de músculo no qual é gerado.

2.5 PONTO-GATILHO MIOFASCIAL E TERMOGRAFIA

Em 1986, Fischer e Chang documentaram imagens termográficas de *hot spots* sobre os músculos com pontos-gatilho miofasciais em 14 pacientes com dor lombar. O ΔT da temperatura cutânea foi comparado ao lado oposto assintomático ($p < 0,05$). No local do *hot spot*, o limiar de dor à pressão foi menor quando comparado ao lado não afetado ($p < 0,001$), provando a presença do ponto-gatilho miofascial. A temperatura profunda nos tecidos subjacentes aos *hot spots* foi medida com um termômetro de agulha a cada 1 cm, até chegar nos 5 cm de profundidade. Os resultados deste estudo afastaram a hipótese de que um aumento

da temperatura cutânea sobre o ponto-gatilho é resultante da condução direta de calor do foco inflamatório profundo. As temperaturas profundas sob os pontos hiperradiantes e o lado contralateral não afetado foram idênticas. Sendo assim, os pontos hiperradiantes sobre os pontos-gatilho não podem ser explicados pelo aumento do fluxo sanguíneo da camada mais profunda até a superficial nem pela condução de calor. O mecanismo fisiopatológico é clinicamente significativo, no qual o ponto hiperradiante, documentado pela termografia, é uma reação autonômica vasodilatadora de um ponto-gatilho ativo. Os autores descrevem o padrão termográfico do *hot spot*, sendo um ponto discóide mais quente ($\Delta T = 0,5^{\circ}\text{C}$ a $1,0^{\circ}\text{C}$), do que ao seu redor e/ou ao lado contralateral não afetado. Concluíram que a medida da temperatura cutânea pelo exame de termografia foi considerada confiável neste estudo.

Simons (1988) descreve o padrão termográfico do ponto-gatilho miofascial como uma área discóide caracterizada como *hot spot* de 5 a 10 cm de diâmetro e localizado sobre o ponto-gatilho. Além disso, relata que a pressão exercida durante o exame de algometria é menor na região do ponto-gatilho quando comparado a áreas sem queixas dolorosas. Afirmou que avanços técnicos na termografia eletrônica proverá um método promissor para estudo de pontos-gatilho miofasciais e sua documentação por imagem.

Casey (1990) realizou uma revisão de literatura e afirma que a dor muscular pode ser resultado de uma sensibilidade dolorosa localizada distante do músculo afetado. Esse quadro é caracterizado pelos pontos-gatilho miofasciais, entretanto, a sua fisiopatologia muscular não é conhecida. Indaga algumas possibilidades de representarem áreas de inflamação crônica ou microtraumas ou isquemia ou serem causados por traumas repetitivos. Os pontos-gatilho são identificados apenas pelo exame clínico e palpação cuidadosa. Embora mais informações sejam necessárias sobre sua fisiopatologia, o autor relata a importância da utilização de procedimentos de diagnóstico com mínimo de risco possível ao paciente, como a termografia. Além disso, conhecimento detalhado da anatomia e habilidade do profissional são fundamentais para a elaboração do correto diagnóstico.

Em 1991b, Fischer descreveu os achados termográficos no músculo com ponto-gatilho, caracterizando-o como *hot spot*, tendo temperatura típica de 1 a 2°C

mais quente quando comparado com tecidos ao seu redor ou ao lado oposto. Acrescentou que a visualização do ponto-gatilho requer uma alta sensibilidade do equipamento (0,5°C por cor), e o método mais sensível para diagnosticar ponto-gatilho é através da palpação e algometria de pressão.

Diakow (1992) estudou a imagem térmica do ponto-gatilho miofascial ativo e latente nos músculos trapézio, elevador da escápula, rombóide, supraespal, infraespal, subescapular, cervical, serrátil superior posterior, glúteo e latíssimo dorsal. A amostra totalizou 65 indivíduos (37 mulheres e 28 homens), sendo 139 pontos-gatilho miofasciais: 95 ativos e 44 latentes. A sensibilidade e especificidade do exame físico e da termografia foram, respectivamente, 0,74 e 0,70, indicando uma concordância moderada de ambos os exames para distinção entre pontos-gatilho ativo e latente. O autor concluiu que o exame termográfico pode ser um método útil para distinguir ponto-gatilho ativo e latente.

Kruse e Christiansen (1992) avaliaram a imagem termográfica do ponto-gatilho miofascial no músculo trapézio de 22 pacientes, sendo divididos em dois grupos iguais: sintomáticos e assintomáticos para presença ou ausência de ponto-gatilho, respectivamente. Utilizaram imagens térmicas para comparar áreas de referência sensorial dos pontos-gatilho miofasciais, descritos por Travell e Simons, com padrões de referência térmica. Diversas imagens foram realizadas e mudanças de temperatura dinâmica nas áreas de referência sensorial de cada ponto-gatilho foram monitoradas, durante a sua compressão quantitativa. Os resultados demonstraram que padrões térmicos assimétricos foram observados em todos os pontos-gatilho da área de referência sensorial após compressão, o que demonstrou redução na temperatura a partir de níveis de pré-compressão e durante compressão ($p < 0,001$). Quando áreas similares e assintomáticas eram comprimidas, nenhuma mudança térmica significativa foi observada à distância ($p = 0,24$). Concluíram que o ponto-gatilho difere da dor local devido ao componente autonômico periférico, que aumenta a sensibilidade local e à distância, sendo que a termografia pode desempenhar papel importante na diferenciação dos mesmos.

Swerdlow e Dieter (1992) avaliaram a validade diagnóstica da termografia para documentação de pontos-gatilho miofasciais ativos na região do músculo trapézio. A amostra constituiu-se de 365 pacientes, separados em quatro

experimentos. Antes de realizar os experimentos, um médico experiente realizou palpação manual em todos os voluntários para identificar pontos-gatilho miofasciais. O primeiro experimento (165 pacientes) utilizou o protocolo de Swerdlow-Dieter, no qual baseou-se o ajuste da máquina, de modo que a temperatura mais quente da paleta de cores correspondeu à região do pescoço do sujeito por ser, naturalmente, a região mais quente. O segundo experimento (134 pacientes) utilizou protocolo adaptado por Fischer, cujo método envolve manipulação do nível térmico da máquina para cima ou para baixo, na tentativa de isolar o *hot spot* circunscrito. O terceiro experimento (53 pacientes) utilizou o protocolo de Weinstein e Weinstein, que associou o experimento 2 para isolar o *hot spot* com utilização de rajadas de spray de álcool, a fim de distinguir verdadeiros pontos-gatilho de artefatos térmicos (esses pontos ficam persistentes na imagem térmica). No experimento 4 (13 pacientes), utilizou-se o protocolo de algometria de Fischer para identificação dos pontos-gatilho miofasciais, no qual o paciente relatava o momento em que a pressão exercida causava desconforto. Os resultados demonstraram que no experimento 1, 50% dos pontos-gatilho apresentaram *hot spot*, embora 60% dos pacientes que não apresentavam pontos-gatilho exibiram *hot spot*, ou seja, a maioria dos *hot spots* não estavam relacionados com a localização dos pontos-gatilho. No experimento 2, o *hot spot* foi evidente na maioria dos pacientes, independentemente de eles possuírem ponto-gatilho. No experimento 3, a análise estatística não encontrou diferença significativa entre o efeito do spray nos locais de *hot spot* nos pacientes com ou sem ponto-gatilho. No experimento 4 não houve diferença estatisticamente significativa entre a pressão suportada pelo paciente (em quilogramas) e as regiões com ou sem *hot spot*. Os autores concluíram que os *hot spots* observados na região de trapézio não estão associados com pontos-gatilho ativos.

Simons et al. (2005) descreveram a possibilidade da termografia demonstrar fenômenos reflexos cutâneos característicos de pontos-gatilho miofasciais em músculos não faciais; entretanto, o fato de se encontrar um ponto quente no termograma não é suficiente para identificar um ponto-gatilho sob ele. O ponto quente termográfico de um ponto-gatilho é descrito como uma região discóide e quente (*hot spot*) de 5 a 10 cm de diâmetro, ligeiramente deslocada de cima do

ponto-gatilho. Nos estudos avaliados pelos autores, todos relataram região de hiperradiação sobre o ponto-gatilho e nenhum achado de hiporradiação.

3 PROPOSIÇÃO

O objetivo deste estudo foi correlacionar o exame clínico palpatório e algometria de pressão digital com as imagens termográficas quanto a presença de pontos-gatilho miofasciais nos músculos da mastigação: temporal parte anterior e masseter.

4 CASUÍSTICA - MATERIAL E MÉTODOS

4.1 CASUÍSTICA

A amostra foi constituída por 26 mulheres, entre 22 e 82 anos, sem distinção étnica. Esta amostra foi formada por voluntárias que se interessaram em participar da pesquisa, sendo todas devidamente informadas e/ou esclarecidas. Foi solicitado às mesmas que assinassem o termo de consentimento livre e esclarecido – TCLE em duas vias (APÊNDICE A), sendo que uma cópia foi entregue à voluntária e a outra para a pesquisadora responsável.

Para a realização deste estudo, o projeto de pesquisa foi submetido ao Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo (FOUSP), sendo que este trabalho só teve início mediante a sua aprovação – Protocolo nº 210/2010; CAAE 0036.0.017.000-10 (ANEXO A).

Todos os exames foram realizados na Clínica de Radiologia da FOUSP.

4.2 MATERIAIS

Para a realização desse trabalho, utilizou-se:

- Material de equipamento de proteção individual (EPI): gorro, máscara, luva e avental;
- Lápis dermatográfico;
- Lenço umedecido para remoção das marcações feitas com lápis dermatográfico;
- Fichas clínicas:

Questionário 1 - Anamnese (identificação da voluntária, histórias médica e odontológica, atuais e pregressas) (APÊNDICE B);

Escala visual analógica de dor (EVA), diagrama de dor (APÊNDICE C) e registro dos achados obtidos pela palpação dos músculos estudados bilateralmente: masseter e temporal parte anterior (APÊNDICE D);

- Anemômetro Digital Portátil AD-250 (Instrutherm Instrumentos de Medição Ltda, Brasil) para controlar a presença de correntes de ar no ambiente (Figura 4.1);

Figura 4.1 - Anemômetro digital portátil

- Higrômetro de pressão (Anymetre®) para registrar a umidade relativa do ar do ambiente e termômetro (Anymetre®) para registrar a temperatura ambiente (Figura 4.2);

Figura 4.2 - Higrômetro de pressão e termômetro analógicos

- Algômetro de pressão digital Pain Test® FDX (Wagner Instruments®, EUA), com ponta circular de borracha com diâmetro de 1cm², para mensurar o limiar de dor à pressão (Figura 4.3) com certificado de calibração (ANEXO B);

Figura 4.3 - Algômetro de pressão digital

- Cefalostato confeccionado pelos autores, especificamente para as necessidades desta pesquisa, com o objetivo de padronizar o posicionamento da cabeça da voluntária durante exame de termografia infravermelha e foto digital (Figura 4.4);

Figura 4.4 - Cefalostato confeccionado para realização do exame termográfico: vistas frontal (A e C) e lateral (B e D)

- Câmera THERMACAM T400® (Flir Systems®, EUA) cedida pelo Prof. Dr. Marcos Leal Brioschi e tripé. Esta câmera é um equipamento do tipo Matriz Plano focal, com banda espectral de frequência entre 7,5 a 13μm (infravermelho longo), para estudo na faixa de temperatura -20°C até +350°C, 320x240 pixels (76.800 pixels) e velocidade de 30 Hz (Figura 4.5), com sensibilidade térmica de 0,05°C;

Figura 4.5 - Câmera termográfica (THERMACAM T400[®])

- Termômetro auricular MC505 (Omron[®], EUA), para mensurar a temperatura timpânica, com precisão de 0,1°C (Figura 4.6);

Figura 4.6 - Termômetro auricular (Omron[®] MC505)

- Máquina Fotográfica Digital Nikon Coolpix S51[®] 8.1 Megapixels (Nikon[®], Japão) e tripé;
- Computador Portátil Satellite[®] (Toshiba America Information Systems[®] Inc., EUA) com processador Intel Pentium, 1,73 GHz, 795MHz, 504 MB de RAM, tela de 18,3 polegadas e sistema operacional Windows XP Professional[®] 2002 SP3 (Microsoft Corporation[®], EUA);
- *Softwares* FLIR Reporter[®] 8.5 – SP3 Professional Edition (FLIR Systems[®] Inc., EUA) e Flir QuickReport[®] 1.2 SP1 (FLIR Systems[®] Inc., EUA);
- *Softwares* Adobe Photoshop[®] CS[®] 8.0 (Adobe Systems[®] Inc., EUA) e Microsoft Excel[®] 2007 (Microsoft Corporation[®], EUA);
- *Software* SPSS[®] 19 (IBM SPSS Data Collection[®], EUA).

4.3 MÉTODOS

4.3.1 Seleção da amostra e critérios de exclusão

Pelo fato de a prevalência de desordens musculares serem maiores em mulheres do que em homens (Leeuw, 2010), somente mulheres foram incluídas neste trabalho. Trinta e cinco voluntárias acima de 18 anos foram recrutadas e orientadas em relação ao protocolo de realização do exame termográfico, previamente ao dia do exame. Todas responderam a ficha de pré-avaliação com acompanhamento da pesquisadora – questionário 1 (APÊNDICE B), no qual constava os critérios de exclusão que pudessem influenciar nos resultados térmicos, tais como estar em tratamento para DTM, odontalgia, neuralgia trigeminal, apresentar febre, alterações sistêmicas (cetoacidose diabética, hipoglicemia, hipotireoidismo, hipertensão, doenças respiratórias, artrite reumatóide, fibromialgia, crise de enxaqueca no dia do exame e gravidez), presença de lesões cutâneas ou qualquer tipo de processo inflamatório (ex.: acne, hematomas, etc.) na região dos músculos a serem avaliados.

4.3.2 Protocolo para o exame de termografia infravermelha

Condições padronizadas do ambiente são extremamente importantes para realização do exame termográfico. Sendo assim, utilizou-se como referência o guia prático de termografia neuro-músculo-esquelético da Academia Americana de Termologia (*The American Academy of Thermology*, 2006).

Na sala de exame, um termômetro esteve disponível durante todos os exames, sendo posicionado em local afastado de fontes de calor presentes na sala, visando monitoramento da mesma. A temperatura estabelecida foi de 21°C, sendo impedidas perdas térmicas por convecção forçada de ar diretamente sobre a voluntária. A variação de temperatura do ambiente não ultrapassou 1°C no período

de 20 minutos. A velocidade de ar incidente medida pelo anemômetro foi uniforme e constante, não ultrapassando 0,2 m/s, e a umidade relativa do ar não ultrapassou 80%. O ar condicionado teve capacidade térmica suficiente para o tamanho da sala e suas janelas estavam equipadas com telas externas para evitar a luz solar. Foram utilizadas luzes frias (lâmpadas fluorescentes) ao invés de lâmpadas de tungstênio.

O tamanho da sala compreendeu espaço de 12 m², onde a distância entre a voluntária e a câmera foi o enquadramento da região estudada em relação à imagem, correspondendo a 0,75 metros em todas as tomadas frontal e laterais direita e esquerda faciais, conforme esquema a seguir (figura 4.7):

Figura 4.7 - Representação gráfica do posicionamento da máquina termográfica em relação à voluntária

O preparo da voluntária contou com alguns cuidados prévios. As mesmas foram orientadas a evitar aplicação de agentes tópicos, tais como cremes, talcos, perfumes, maquiagens na região de cabeça e pescoço, utilização de secador de cabelo, chapinhas ou qualquer tipo de faixa que comprimisse a região da cabeça no dia do exame. A voluntária devia realizar a limpeza da pele em casa com água e sabão, no intuito de evitar qualquer tipo de artefato na imagem e, consequentemente, melhorar a confiabilidade dos dados registrados.

Além disso, também foram instruídas a não fumar, evitar banhos ou duchas quentes com menos de 2 horas de antecedência ao exame e não estar em jejum por mais de 3 horas antes do exame.

Para as últimas 24 horas que antecederam o exame, foram orientadas a não ingerirem estimulantes como cafeína e álcool, descongestionantes nasais, analgésicos, antiinflamatórios, corticóides, ou qualquer substância que alterasse a função simpática, como os antihipertensivos e não realizar exercícios vigorosos ou qualquer atividade física que provocasse mudança de temperatura corpórea, febre, acupuntura, eletroneuromiografia ou fisioterapia facial, por exemplo: aplicação de estimulação elétrica transcutânea (TENS) ou manipulação física.

4.3.3 Sequência dos exames

No dia do exame, das trinta e cinco voluntárias, somente vinte e seis foram selecionadas nessa pesquisa, porque sete não compareceram no dia do exame e duas foram excluídas por apresentarem hipotireoidismo e fibromialgia.

Todas as voluntárias foram instruídas sobre o preenchimento de uma escala visual analógica (EVA) e o diagrama de dor (referida pela própria voluntária). Esta escala consistiu em uma linha de 100 milímetros, com parâmetros definidos como "sem dor" (à esquerda) e "pior dor imaginável" (à direita). Foi solicitado que as voluntárias marcassem a intensidade da dor com um lápis sobre esta linha. A intensidade da dor foi expressa com a distância em milímetros a partir da extremidade esquerda para a marca de lápis (SBED, 2010).

Em seguida, foram encaminhadas para a realização do exame de termografia infravermelha. Para melhor exposição facial e facilitar a aquisição das imagens, o cabelo foi preso com auxílio de faixa para cabelo e touca descartável. A voluntária permaneceu na sala de exame durante 15 minutos, com o objetivo de promover equilíbrio térmico entre a temperatura cutânea da voluntária e a sala.

Com o objetivo de padronizar o correto posicionamento da cabeça das voluntárias foi confeccionado um cefalostato portátil (Figura 4.4). Os pontos de referência utilizados foram: anteparos vertical e horizontal na região posterior da cabeça, sendo o plano sagital mediano perpendicular ao plano horizontal e o plano de Frankfurt paralelo ao plano horizontal (Figura 4.8), que corresponde à linha

imaginária que passa pela borda superior do trago e pelo ponto mais baixo da margem da órbita.

Para a realização do exame termográfico, foi solicitado à voluntária sentar-se em um mocho e sua cabeça foi posicionada no cefalostato portátil. Após a fixação da cabeça, seguiu-se o exame termográfico constituído por três aquisições (frontal, laterais direita e esquerda) com a mesma janela térmica (24-37°C), conforme enquadramento da região facial na imagem (Figura 4.9). Este exame foi realizado antes do exame palpatório.

Figura 4.8 - Figura ilustrando correto posicionamento da voluntária com plano de Frankfurt (linha pontilhada) paralelo ao plano horizontal

Figura 4.9 - Fotografias dos posicionamentos e distância da máquina termográfica em relação ao cefalostato

No momento do exame, a umidade relativa do ar e a temperatura do ambiente foram anotadas, bem como mensuradas as temperaturas timpânicas direita e esquerda da voluntária, sendo registradas em suas respectivas fichas clínicas. Enquanto isso, a voluntária foi instruída a não palpar, pressionar, esfregar ou coçar a pele em nenhum momento e deixar os músculos da mastigação relaxados e os dentes separados, até que o exame fosse concluído.

Após a realização do exame termográfico, as voluntárias foram submetidas ao exame clínico palpatório extra-oral dos músculos da mastigação masseter e temporal, parte anterior bilateralmente para detecção de pontos-gatilho miofasciais. Para facilitar a identificação das áreas em estudo, todos os músculos da mastigação avaliados foram delimitados com um lápis dermatográfico preto sobre a pele e divididos em 15 regiões de interesse (ROI), com área de aproximadamente 1 cm², sendo 6 regiões para o músculo temporal e 9 para o músculo masseter (Figura 4.10). As regiões de referência para delimitação do músculo masseter foram: a inserção proximal (origem) e inserção distal (inserção), sendo respectivamente, o arco zigomático e a superfície lateral do ângulo da mandíbula. O músculo temporal foi avaliado apenas em sua parte anterior (origem: linha temporal).

Figura 4.10 - A- Desenho esquemático das regiões delimitadas dos músculos masseter e temporal parte anterior, de ambos os lados. B- Delimitação com lápis dermatográfico das regiões avaliadas na face da voluntária

O estudo foi duplo-cego, sendo que as informações obtidas pelo exame termográfico não foram repassadas para o profissional que realizou o exame clínico palpatório.

O exame clínico palpatório extra-oral foi realizado por uma única cirurgiã-dentista treinada, seguindo a técnica de Fischer (1988) para identificação de pontos-gatilho miofasciais, sendo adaptada para os músculos da mastigação (Figura 4.11). Esta técnica foi realizada em três etapas, com a finalidade de mensurar o limiar de dor à pressão. Primeiramente, o procedimento foi explicado à voluntária e solicitado que os músculos da mastigação estivessem relaxados, com os dentes separados. Em seguida, o examinador identificou as áreas de tensão muscular com as pontas dos dedos, nas 15 regiões delimitadas. Neste momento, a voluntária indicava o local onde havia dor, sendo marcado com lápis dermatográfico. Na terceira etapa, a algometria de pressão era realizada somente nas regiões com tensão muscular pré-identificadas. O algômetro de pressão digital foi mantido exatamente a 90° da superfície da região examinada. Com a mão oposta, o examinador contrapôs a força aplicada na face pelo algômetro de pressão, sendo que a pressão exercida era aumentada, continuamente, até a voluntária indicar o início da dor ou desconforto. Neste momento, a avaliadora não aumentou a força exercida, permanecendo no local avaliado, com a mesma força, por 5 segundos e perguntava se a dor era local ou referia para algum lugar. Os valores obtidos pela algometria foram anotados na ficha da voluntária.

Figura 4.11 - Sequência do exame de palpação: A- identificação da tensão muscular por palpação extra-oral dos músculos da mastigação estudados. B- marcação, com um lápis dermatográfico, das regiões com tensão muscular. C- realização da algometria de pressão digital nos pontos anteriormente identificados

Após a palpação e marcação dos pontos encontrados com lápis vermelho, as voluntárias foram fotografadas (vistas frontal e laterais), seguindo a mesma padronização de referência da posição da cabeça utilizada no exame de termografia.

As câmeras termográfica e fotográfica foram verticalmente fixadas nos tripés e suas lentes posicionadas paralelamente à face em todas as tomadas. O exame foi realizado com tranquilidade e sem movimentação da cabeça da voluntária, ou seja, o operador moveu a máquina para captura das imagens, evitando assim qualquer tipo de estresse que pudesse provocar uma vasoconstrição periférica cutânea acentuada e/ou vasodilatação na região facial devido às movimentações de cabeça e pescoço. Além disso, durante a obtenção das imagens, foi orientado para voluntária não encostar os dentes e deixar os lábios entreabertos.

Após a obtenção de todas as imagens termográficas e fotografias digitais, foi necessário a padronização prévia das mesmas para utilizá-las futuramente no *software* específico de sobreposição das imagens. Todas as imagens foram arquivadas em formato JPEG (*Joint Photographic Experts Group*) e separadas em pastas individuais para cada voluntária. Para padronização das imagens termográficas utilizou-se o programa FLIR QuickReport 1.2[®] SP1 (Figura 4.12), cujos parâmetros utilizados para o cálculo automático da temperatura absoluta foram: distância de aquisição da imagem termográfica, umidade relativa do ar e temperatura do ambiente, no momento do exame. Essa padronização foi necessária para permitir maior acurácia nos valores de temperatura calculados pelo equipamento.

Figura 4.12 - Aplicação do *Software* FLIR QuickReport 1.2[®] SP1 para a padronização das imagens termográficas

Para a padronização das fotografias digitais utilizou-se o programa Adobe Photoshop® CS®. As fotografias foram ajustadas para resolução de imagem padrão de 72 pixels/inch, sendo esta a resolução exigida pelo programa de sobreposição de imagens (FLIR Reporter®).

Em seguida, foi realizada a sobreposição das imagens termográficas com as fotografias digitais por meio do *software* FLIR Reporter® (*Professional Edition*, versão 8.5 – SP3 PRO; EUA). Os pontos de referência para esta sobreposição foram testados previamente, sendo padronizadas a base do queixo, ponta do lóbulo da orelha e ponta do nariz (Figura 4.13).

Figura 4.13 - Pontos de referência utilizados para sobreposição da imagem termográfica e fotografia digital no *software* FLIR Reporter®

A sobreposição de imagens permitiu correlacionar a temperatura presente nas áreas avaliadas. No local do círculo desenhado na face foi calculado a temperatura média absoluta da região automaticamente pelo *software* (Figura 4.14). Além disso, esse procedimento também foi executado para as regiões onde não foram realizadas algometria, ou seja, não havia tensão muscular. Foi calculado o gradiente conjugado da temperatura absoluta (ΔT) de cada região avaliada bilateralmente e a média da temperatura (T) dos músculos em estudo.

Figura 4.14 - *Software FLIR Reporter®* para calcular o valor do local de interesse, delimitado por um círculo de 1 cm²

As fotografias digitais e a termografia em norma frontal não foram utilizadas para cálculos, pois, após a fusão das imagens, os valores de temperatura obtidos não foram tão fidedignos quanto às normas laterais.

Para corrigir o efeito do metabolismo individual, foi utilizada a equação proposta por Vargas et al. (2009) abaixo, que corrige a temperatura absoluta, obtendo-se um valor adimensional entre 0 e 1, sendo 0 temperatura ambiente e 1 temperatura timpânica. Com isto, tornou-se mais homogênea a comparação dos valores obtidos entre todas as voluntárias:

$$\text{Valor Adimensional} = \frac{(\text{Temperatura Média do Ponto} - \text{Temperatura Ambiente})}{(\text{Temperatura Timpânica} - \text{Temperatura Ambiente})}$$

Além do valor normalizado absoluto de temperatura (θ), calculou-se o gradiente térmico normalizado ($\Delta\theta$) e o gradiente conjugado (ΔT), pela diferença térmica entre os lados direito (D) e esquerdo (E) da face. Esses dados foram adicionados ao banco de dados tabulados no Microsoft Excel®, sendo encaminhados para análise estatística.

Os achados clínicos foram divididos em 3 grupos: grupo sem ponto-gatilho; grupo com ponto-gatilho e dor local; grupo com ponto-gatilho e dor referida.

O *software* de estatística utilizado foi SPSS® 19 (*Statistical Package for the Social Sciences*) para as estatísticas descritivas e testes qui-quadrado de Pearson e testes não paramétricos de Kruskal-Wallis ou Mann-Whitney com correção de Bonferroni, quando necessário.

Além disso, utilizou-se a curva ROC (*Receiver Operating Characteristic Curve*), que é um método estatístico para medir e especificar problemas no desempenho de diagnóstico, pois permite o estudo da variação da sensibilidade e especificidade para diferentes valores de corte. Os pontos de corte são os valores de algometria e temperatura determinados, através da análise de toda a amostra, que identifica os 3 grupos em ambos os músculos bilaterais.

5 RESULTADOS

A amostra em estudo foi constituída por 26 voluntárias entre 22 e 82 anos, com média de 41 ± 15 anos.

No dia dos exames, a escala visual analógica (EVA) foi aplicada para todas as voluntárias que apresentaram ausência de dor.

Cada lado dos músculos da mastigação foi dividido em 15 ROI, sendo que destes os pontos de 1 a 6 corresponderam ao músculo temporal parte anterior e os de 7 a 15 ao músculo masseter, totalizando 780 ROIs estudadas. Nas 15 ROIs foram avaliadas a ausência de ponto-gatilho, presença de ponto-gatilho com dor local e com dor referida, algometria de pressão (kgf) e temperatura (T - temperatura absoluta dos lados direito (T_D) e esquerdo (T_E); ΔT - gradiente conjugado; θ - temperatura adimensional dos lados direito (θ_D) e esquerdo (θ_E); $\Delta \theta$ - gradiente conjugado adimensional).

A seguir, os dados obtidos foram avaliados de duas maneiras, sendo que na primeira os testes apresentados consideraram a unidade amostral do indivíduo e na segunda, a unidade amostral foi o ponto.

Diferenças, associações e correlações foram consideradas significativas quando o nível descritivo do teste (p) foi menor que 0,05.

5.1 AVALIAÇÃO POR INDIVÍDUO

Nesta análise, os testes apresentados consideraram a unidade amostral o indivíduo, cuja amostra foi constituída por 26 voluntárias. A tabela 5.1 apresenta estatísticas descritivas de frequência absoluta (n) e relativa (%), tendência central (média e mediana) e dispersão (desvio padrão - DP) das medidas observadas. Estas estatísticas também estão descritas nas tabelas 5.2, 5.3 e 5.4 para os três grupos (ausência de ponto-gatilho, presença de ponto-gatilho com dor local e com dor referida) em relação aos músculos estudados.

Tabela 5.1 - Estatísticas descritivas de características das voluntárias e do ambiente

	Idade	Temperaturas Timpânicas (°C)		Distância (m)	Umidade Relativa do Ar (%)	Temperatura Ambiente (°C)
		Direita	Esquerda			
n	26	26	26	26	26	26
Média	41,58	36,79	36,89	0,75	79,92	21,19
DP	15,06	0,57	0,61	0,12	1,26	0,57
Mediana	38,50	36,85	37	0,78	80	21

Tabela 5.2 - Frequências absolutas e relativas dos três grupos em cada ROI avaliada

Músculo Temporal	Lado D		Lado E		Músculo Masseter	Lado D		Lado E	
	n	%	n	%		n	%	n	%
1					7				
Ausência de PG	24	92,3	22	84,6	Ausência de PG	18	69,2	11	42,3
PG com dor local	0	0,0	3	11,5	PG com dor local	6	23,1	9	34,6
PG com dor referida	2	7,7	1	3,8	PG com dor referida	2	7,7	6	23,1
2					8				
Ausência de PG	15	57,7	13	50	Ausência de PG	7	26,9	7	26,9
PG com dor local	8	30,8	9	34,6	PG com dor local	12	46,2	14	53,8
PG com dor referida	3	11,5	4	15,4	PG com dor referida	7	26,9	5	19,2
3					9				
Ausência de PG	21	80,8	23	88,5	Ausência de PG	14	53,8	13	50
PG com dor local	3	11,5	2	7,7	PG com dor local	10	38,5	7	26,9
PG com dor referida	2	7,7	1	3,8	PG com dor referida	2	7,7	6	23,1
4					10				
Ausência de PG	10	38,5	11	42,3	Ausência de PG	14	53,8	8	30,8
PG com dor local	13	50	12	46,2	PG com dor local	7	26,9	13	50
PG com dor referida	3	11,5	3	11,5	PG com dor referida	5	19,2	5	19,2
5					11				
Ausência de PG	16	61,5	19	73,1	Ausência de PG	0	0,0	3	11,5
PG com dor local	6	23,1	5	19,2	PG com dor local	18	69,2	15	57,7
PG com dor referida	4	15,4	2	7,7	PG com dor referida	8	30,8	8	30,8
6					12				
Ausência de PG	13	50	16	61,5	Ausência de PG	7	26,9	8	30,8
PG com dor local	8	30,8	5	19,2	PG com dor local	14	53,8	11	42,3
PG com dor referida	5	19,2	5	19,2	PG com dor referida	5	19,2	7	26,9
					13				
					Ausência de PG	13	50	14	53,8
					PG com dor local	9	34,6	9	34,6
					PG com dor referida	4	15,4	3	11,5
					14				
					Ausência de PG	3	11,5	2	7,7
					PG com dor local	19	73,1	17	65,4
					PG com dor referida	4	15,4	7	26,9
					15				
					Ausência de PG	11	42,3	11	42,3
					PG com dor local	10	38,5	8	30,8
					PG com dor referida	5	19,2	7	26,9
Total	26	100	26	100	Total	26	100	26	100

Tabela 5.3 - Frequências absolutas (n) e relativas (%) na identificação do PG pela algometria de pressão, separadas por músculos e lados

Grupos	Temporal D		Temporal E		Masseter D		Masseter E	
	n	%	n	%	n	%	n	%
Ausência de PG	99	31,7	104	33,3	105	22,4	77	16,5
PG com dor local	38	12,2	36	11,5	87	18,6	103	22
PG com dor referida	19	6,1	16	5,2	42	9	54	11,5
Total	156	50	156	50	234	50	234	50
p	0,804				0,027			

Tabela 5.4 - Frequências absolutas (n) e relativas (%) na identificação do PG pela algometria, separadas por músculos (com os lados agrupados)

Grupos	Músculo Temporal Anterior		Músculo Masseter	
	n	%	n	%
Ausência de PG	203	65,1	182	38,9
PG com dor local	74	23,7	190	40,6
PG com dor referida	35	11,2	96	20,5
Total	312	100	468	100
p	< 0,001			

A tabela 5.5 apresenta estatísticas descritivas de frequência absoluta (n) e relativa (%), tendência central (média e mediana) e dispersão (desvio padrão – DP) das medidas de algometria de pressão (valor em kgf) e temperatura (T_D , T_E , θ_D , θ_E , ΔT e $\Delta \theta$) de cada ROI.

Tabela 5.5 - Estatísticas sumárias das medidas de algometria e temperatura em cada ROI

1	Valor kgf D	Valor kgf E	T_D	T_E	θ_D	θ_E	ΔT	$\Delta \theta$
n	2	4	24	23	24	23	23	23
Média	1,52	1,30	34,94	34,96	0,883	0,881	-0,022	0,000
DP	0,04	0,36	0,51	0,59	0,052	0,053	0,577	0,047
Mediana	1,52	1,28	35,00	35,10	0,882	0,886	0,000	-0,004
2								
n	11	13	24	21	24	21	21	21
Média	1,75	1,87	34,88	34,95	0,879	0,878	-0,076	-0,003
DP	0,56	0,52	0,67	0,47	0,061	0,053	0,656	0,054
Mediana	1,61	1,76	34,90	35,10	0,885	0,865	0,000	0,001
3								
n	5	3	26	26	26	26	26	26
Média	1,34	1,20	34,76	34,76	0,872	0,866	-0,004	0,006
DP	0,57	0,31	0,70	0,58	0,063	0,055	0,634	0,047
Mediana	1,42	1,05	34,90	34,85	0,880	0,863	0,050	0,003
4								
n	16	15	25	22	25	22	21	21
Média	1,78	1,81	34,68	34,72	0,868	0,863	-0,029	0,001
DP	0,68	0,59	0,78	0,52	0,062	0,053	0,668	0,055
Mediana	1,78	1,59	34,90	34,85	0,869	0,855	0,000	0,009

continua

conclusão

5	Valor kgf D	Valor kgf E	T _D	T _E	θ _D	θ _E	ΔT	Δθ
n	10	7	26	26	26	26	26	26
Média	1,32	1,80	34,31	34,45	0,843	0,846	-0,139	-0,003
DP	0,43	1,01	0,85	0,65	0,069	0,056	0,701	0,054
Mediana	1,43	1,26	34,65	34,50	0,850	0,850	-0,100	0,005
6								
n	13	10	26	26	26	26	26	26
Média	1,76	1,52	34,09	34,19	0,829	0,830	-0,096	-0,001
DP	0,61	0,56	0,90	0,68	0,069	0,058	0,732	0,056
Mediana	1,76	1,24	34,15	34,15	0,831	0,823	0,000	0,008
7								
N	8	15	26	26	26	26	26	26
Média	1,58	1,56	33,20	33,39	0,772	0,779	-0,189	-0,007
DP	0,51	0,49	0,96	0,89	0,075	0,072	0,594	0,050
Mediana	1,55	1,58	33,25	33,25	0,772	0,765	-0,200	-0,008
8								
n	19	19	26	26	26	26	26	26
Média	1,68	1,67	33,14	33,31	0,768	0,774	-0,177	-0,006
DP	0,48	0,62	1,12	0,94	0,087	0,072	0,550	0,051
Mediana	1,50	1,61	33,00	33,25	0,758	0,752	-0,050	-0,003
9								
n	12	13	26	26	26	26	26	26
Média	1,61	1,42	32,87	33,06	0,751	0,758	-0,196	-0,008
DP	0,52	0,46	1,20	1,01	0,090	0,077	0,698	0,059
Mediana	1,41	1,42	32,80	32,85	0,750	0,737	-0,050	-0,001
10								
n	12	18	26	26	26	26	26	26
Média	1,58	1,62	33,46	33,52	0,788	0,787	-0,058	0,002
DP	0,54	0,64	0,96	0,82	0,078	0,067	0,605	0,049
Mediana	1,57	1,40	33,45	33,45	0,783	0,769	0,100	0,010
11								
n	26	23	26	26	26	26	26	26
Média	1,53	1,58	33,29	33,25	0,777	0,770	0,046	0,008
DP	0,57	0,66	1,07	0,96	0,076	0,073	0,716	0,057
Mediana	1,44	1,44	33,10	32,85	0,767	0,739	-0,050	0,009
12								
n	19	18	26	26	26	26	26	26
Média	1,38	1,47	32,90	32,92	0,753	0,748	-0,019	0,004
DP	0,66	0,60	1,13	1,06	0,083	0,077	0,674	0,057
Mediana	1,26	1,27	32,85	32,80	0,742	0,719	0,100	0,009
13								
n	13	12	26	26	26	26	26	26
Média	1,56	1,53	33,62	33,65	0,798	0,795	-0,039	0,002
DP	0,64	0,55	0,87	0,92	0,064	0,068	0,587	0,047
Mediana	1,41	1,37	33,75	33,40	0,791	0,767	0,000	0,010
14								
n	23	24	26	26	26	26	26	26
Média	1,52	1,73	33,13	33,23	0,767	0,768	-0,100	-0,002
DP	0,55	0,65	1,10	1,06	0,079	0,078	0,704	0,056
Mediana	1,43	1,69	33,00	32,90	0,762	0,737	0,100	0,000
15								
n	15	15	26	26	26	26	26	26
Média	1,53	1,53	32,68	32,63	0,738	0,731	0,050	0,008
DP	0,63	0,64	1,17	1,09	0,083	0,084	0,573	0,053
Mediana	1,30	1,27	32,80	32,45	0,725	0,698	0,050	0,000

Tabela 5.6 - Estatísticas sumárias de valores de algometria (kgf) nos músculos temporal e masseter em relação à dor sobre o PG, separadas por músculos e lados

Grupos de PG	Temporal D			Temporal E			p	Masseter D			Masseter E			p
	n	Média	DP	n	Média	DP		n	Média	DP	n	Média	DP	
Dor Local	38	1,89	0,52	36	1,8	0,68	0,42	105	1,62	0,56	103	1,77	0,58	0,31
Dor Referida	19	1,14	0,38	16	1,45	0,38	0,30	42	1,35	0,51	54	1,23	0,43	0,54

Tabela 5.7 - Estatísticas sumárias de valores de algometria em relação à dor sobre o PG nos músculos temporal e masseter

	Músculo	Grupos de PG	n	Média	DP	p	
Algometria (kgf)	temporal	Dor Local	74	1,85	0,60	< 0,001	
		Dor Referida	35	1,30	0,38		
	masseter	Dor Local	208	1,70	0,57	< 0,001	
		Dor Referida	96	1,29	0,47		
	m. temporal (PG com Dor Local) x m. masseter (PG com Dor Local) – p= 0,30						
	m. temporal (PG com Dor Referida) x m. masseter (PG com Dor Referida) – p= 0,95						

Tabela 5.8 - Estatísticas sumárias de medidas de temperatura (absoluta e adimensional) entre os lados direito e esquerdo

	T _D	T _E	θ _D	θ _E
n	385	378	385	378
Média	33,71	33,76	0,805	0,803
DP	1,21	1,13	0,087	0,082
p	0,779		0,392	

Tabela 5.9 - Estatísticas sumárias de medidas de temperatura (absoluta e adimensional) nos músculos temporal e masseter

Temperatura	Músculo	n	Média	DP	p
T	temporal	295	34,63	0,73	< 0,001
	masseter	468	33,18	1,05	
ΔT	temporal	143	0,062	0,655	0,960
	masseter	234	0,076	0,632	
θ	temporal	295	0,861	0,768	< 0,001
	masseter	468	0,768	0,078	
Δθ	temporal	143	0,000	0,052	0,540
	masseter	234	0,000	0,053	

Em relação aos músculos, somente T e θ foram significativamente maiores no músculo temporal quando comparados ao músculo masseter (Figura 5.1).

Figura 5.1 - Boxplot de T e θ nos músculos temporal e masseter

A análise da correlação entre algometria de pressão e temperatura foi feita por método não paramétrico de Spearman (Tabela 5.10). Quando correlações significativas foram encontradas o coeficiente de correlação r foi avaliado. Valores absolutos de r sugerem correlação fraca quando $|r| < 0,4$, correlação moderada quando $0,4 \leq |r| < 0,7$ e forte correlação quando $|r| \geq 0,7$.

Tabela 5.10 - Correlações entre medidas de valor de algometria e temperatura nas ROIs avaliadas

	ROI		T_D	T_E	θ_D	θ_E
Algometria (kgf)	1	r	.	-0,5	.	-0,5
		p	.	0,667	.	0,667
		n	1	3	1	3
	2	r	0,421	0,672	0,391	0,491
		p	0,197	0,024	0,235	0,125
		n	11	11	11	11
	3	r	0,205	-0,500	0,7	0,5
		p	0,741	0,667	0,188	0,667
		n	5	3	5	3
	4	r	0,114	0,278	0,336	0,641
		p	0,685	0,382	0,221	0,025
		n	15	12	15	12
	5	r	0,202	0,234	0,297	0,321
		p	0,576	0,613	0,405	0,482
		n	10	7	10	7

continua

conclusão

	ROI		T_D	T_E	θ_D	θ_E
		r	0,667	0,122	0,615	-0,146
Algometria (kgf)	6	p	0,013	0,738	0,025	0,688
		n	13	10	13	10
	7	r	-0,036	-0,241	-0,143	-0,418
		p	0,933	0,387	0,736	0,121
		n	8	15	8	15
	8	r	0,489	0,599	0,496	0,496
		p	0,033	0,007	0,031	0,031
		n	19	19	19	19
	9	r	0,697	0,315	0,65	0,3
		p	0,012	0,295	0,022	0,319
		n	12	13	12	13
	10	r	0,538	0,219	0,531	0,247
		p	0,071	0,382	0,075	0,324
		n	12	18	12	18
	11	r	0,035	0,271	0,044	0,393
		p	0,864	0,211	0,829	0,063
		n	26	23	26	23
	12	r	0,409	0,274	0,625	0,42
		p	0,082	0,271	0,004	0,082
		n	19	18	19	18
	13	r	0,405	0,461	0,209	0,448
		p	0,170	0,131	0,494	0,144
		n	13	12	13	12
	14	r	0,238	0,160	0,248	0,147
		p	0,275	0,456	0,254	0,492
		n	23	24	23	24
	15	r	0,510	0,480	0,484	0,414
		p	0,052	0,070	0,067	0,125
		n	15	15	15	15

Na tabela 5.10, correlações significativas entre as medidas de temperatura (T e θ) foram observadas em algumas ROIs: 2, 4, 6, 8, 9, 11 e 12. Nestes casos as correlações foram positivas e moderadas ($0,4 \leq r < 0,7$), sugerindo que quanto menor a força (kgf) aplicada, menor a temperatura local.

5.2 AVALIAÇÃO POR REGIÃO DE INTERESSE (ROI)

Nesta análise, as estatísticas descritivas referiram-se ao grupo de regiões de interesse (ROI), cujos testes apresentados consideraram a unidade amostral a região e não mais o indivíduo. A amostra foi constituída por 780 ROIs, com suposição de independência entre elas. As ROIs de um mesmo indivíduo são independentes, ou seja, o que acontece na ROI 1 não depende ou não tem relação alguma com o que acontece na ROI 2 de um mesmo indivíduo, como também ROIs do lado esquerdo e direito de um mesmo indivíduo são independentes.

Tabela 5.11 - Distribuição das frequências dos resultados da algometria de pressão nas 780 ROIs, divididas em três grupos.

ROI		Grupos			Total
		Ausência de PG	PG com Dor Local	PG com Dor Referida	
1	n	46	3	3	52
	%	88,4%	5,8%	5,8%	100%
2	n	28	17	7	52
	%	53,8%	32,7%	13,5%	100%
3	n	44	5	3	52
	%	84,6%	9,6%	5,8%	100%
4	n	21	25	6	52
	%	40,4%	48,1%	11,5%	100%
5	n	35	11	6	52
	%	67,3%	21,2%	11,5%	100%
6	n	29	13	10	52
	%	55,8%	25,0%	19,2%	100%
7	n	29	15	8	52
	%	55,8%	28,8%	15,4%	100%
8	n	14	26	12	52
	%	26,9%	50,0%	23,1%	100%
9	n	27	17	8	52
	%	51,9%	32,7%	15,4%	100%
10	n	22	20	10	52
	%	42,3%	38,5%	19,2%	100%
11	n	3	33	16	52
	%	5,8%	63,4%	30,8%	100%

continua

conclusão

ROI		Grupos			Total
		Ausência de PG	PG com Dor Local	PG com Dor Referida	
12	n	15	25	12	52
	%	28,8%	48,1%	23,1%	100%
13	n	27	18	7	52
	%	51,9%	34,6%	13,5%	100%
14	n	5	36	11	52
	%	9,6%	69,2%	21,2%	100%
15	n	22	18	12	52
	%	42,3%	34,6%	23,1%	100%
Total	n	367	282	131	780
	%	47,1%	36,2%	16,8%	100,0%

p < 0,001

A tabela 5.11 mostrou diferença significativa entre os três grupos e a ROI correspondente ao músculo. Nas ROIs 1, 3 e 5 encontra-se ausência de PG; nas ROIs 8, 11 e 14, maior quantidade de PG com dor local e na ROI 11 maior quantidade de PG com dor referida. Nesta tabela, também verificou-se maior quantidade de ausência de PG no músculo temporal e maior quantidade de PG com dor local e referida no músculo masseter.

Tabela 5.12 - Frequências absolutas (n) e relativas (%) da algometria de pressão nos três grupos, separadas por músculos e lados, em relação às 780 ROIs

Grupos	Temporal D		Temporal E		Masseter D		Masseter E	
	n	%	n	%	n	%	n	%
Ausência de PG	99	12,7	104	13,3	105	13,4	77	9,9
PG com dor local	38	4,9	36	4,6	87	11,2	103	13,2
PG com dor referida	19	2,4	16	2,1	42	5,4	54	6,9
<i>Total</i>	156	20	156	20	234	30	234	30
p	0,804				0,027			

Na comparação entre a algometria de pressão nos três grupos e os lados do músculo temporal (Tabela 5.12), não houve diferença estatisticamente significativa ($p=0,804$); entretanto, ao comparar os lados do músculo masseter, houve diferença significativa ($p<0,05$).

Tabela 5.13 - Frequências absolutas (n) e relativas (%) da algometria de pressão nos três grupos, com os lados agrupados, em relação às 780 ROIs

Grupos	Músculo Temporal		Músculo Masseter	
	n	%	n	%
Ausência de PG	203	26	182	23,3
PG com dor local	74	9,5	190	24,4
PG com dor referida	35	4,5	96	12,3
<i>Total</i>	312	40	468	60
p	< 0,001			

Ao comparar o músculo temporal ao músculo masseter bilateralmente, em relação à algometria de pressão nos três grupos, observou-se diferença significativa entre ambos ($p < 0,001$) (Tabela 5.14), sendo que o músculo masseter apresentou maior sensibilidade à sensação dolorosa tanto no PG com dor local quanto dor referida.

Tabela 5.14 - Estatísticas sumárias de medidas de temperatura e algometria de pressão nos três grupos em relação às 780 ROIs

	Grupos	n	Média	DP	Mediana	p
T	Ausência de PG	358	33,98	1,18	34,25	< 0,001
	PG com dor local	277	33,60	1,13	33,70	
	PG com dor referida	128	33,36	1,10	33,30	
θ	Ausência de PG	358	0,825	0,083	0,835	< 0,001
	PG com dor local	277	0,796	0,084	0,789	
	PG com dor referida	128	0,761	0,072	0,753	
Algometria	PG com dor local	282	1,73	0,59	1,65	< 0,001
	PG com dor referida	131	1,28	0,45	1,16	

Quanto às medidas de temperatura e a algometria de pressão (kgf) nas ROIs (tabela 5.14), diferenças significativas foram observadas entre os grupos. Nas voluntárias que apresentaram ausência de PG, os valores de temperatura (T e θ) foram maiores do que nas voluntárias com PG com dor local ($p < 0,001$) e, estas por sua vez, foram maiores quando comparadas às voluntárias com PG com dor referida ($p < 0,001$).

O valor da algometria de pressão (kgf) também foi significativamente maior ($p < 0,001$) na presença de PG com dor local em relação à dor referida (Figura 5.2).

Figura 5.2 - Boxplot de T, θ e algometria (kgf) nos três grupos (ausência de PG, PG com dor local e com dor referida)

Algometria de pressão e termografia também foram avaliadas por regiões de interesse, cujo objetivo principal foi obter pontos de corte para valor de algometria (kgf) e temperatura que discriminem os grupos com ausência de PG, PG com dor local e com dor referida. Para isto, utilizou-se a curva ROC (*Receiver Operating Characteristic Curve*).

Tabela 5.15 - Áreas sob a curva (ASC) ROC

	ASC	IC95%		p
Ausência de PG x PG com dor local (Figura 5.3)				
T	0,603	0,560	0,647	< 0,001
θ	0,612	0,568	0,656	< 0,001
PG com dor local x PG com dor referida (Figura 5.4)				
T	0,564	0,504	0,623	0,039
θ	0,617	0,559	0,674	< 0,001
Algometria (kgf)	0,737	0,685	0,789	< 0,001
Ausência de PG x Presença de PG (Figura 5.5)				
ΔT	0,561	0,489	0,635	0,329
$\Delta \theta$	0,525	0,450	0,600	
Ausência de PG x PG com dor local (Figura 5.6)				
ΔT	0,547	0,470	0,624	0,394
$\Delta \theta$	0,514	0,436	0,593	
Ausência de PG x PG com dor referida (Figura 5.7)				
ΔT	0,645	0,498	0,797	0,558
$\Delta \theta$	0,588	0,421	0,422	
PG com dor local x PG com dor referida (Figura 5.8)				
ΔT	0,609	0,451	0,766	0,7457
$\Delta \theta$	0,578	0,041	0,743	

As áreas sob a curva ROC (ASC) significativamente diferentes de 0,500 (Tabela 5.15) apresentam a diferença das medidas de temperatura e algometria e,

portanto, a possibilidade de obtenção de pontos de corte pela maximização da sensibilidade e especificidade.

Figura 5.3 - Curva ROC de medidas de temperaturas absoluta (T) e normalizada (θ) das ROIs com ausência de PG e presença de dor local

Figura 5.4 - Curva ROC de medidas de algometria e temperaturas absoluta (T) e normalizada (θ) das ROIs com PG com dor local e com dor referida

Os pontos de corte (Tabela 5.16) encontrados para a T, θ e algometria foram: valores de T acima de 34°C e θ acima de 0,810 sugerem ROIs com ausência de PG, enquanto valores de T abaixo 33,3°C e θ abaixo de 0,756 sugerem PG com dor

referida. Os valores de T entre 34°C e 33,3°C e θ entre 0,810 e 0,756 sugerem PG com dor local. ROIs com valores de algometria abaixo de 1,35 kgf, sugerem PG com dor referida, enquanto valores acima desse ponto sugerem PG com dor local.

Tabela 5.16 - Sensibilidade, valor predito positivo (VPP), especificidade e valor predito negativo (VPN) para PG com dor local e dor referida, pelos pontos de corte obtidos

Grupos com PG		Ponto de Corte	Sensibilidade	VPP	Especificidade	VPN
Dor Local	T	34 – 33,3 °C	17,0%	43,5%	56,1%	62,6%
	θ	0,81 – 0,756	22,7%	51,2%	61,7%	66,4%
Dor Referida	T	< 33,3 °C	50,0%	36,8%	17,0%	74,6%
	θ	< 0,756	51,6%	39,3%	22,7%	70,8%
	Algometria	< 1,35 kgf	65,6%	53,4%	73,4%	82,1%

A tabela 5.16 mostra a sensibilidade, valor predito positivo – VPP, especificidade e valor predito negativo – VPN para PG com dor local e dor referida, de acordo com os pontos de corte obtidos. Nota-se baixos valores de sensibilidade de T para dor local e especificidade para dor referida de T e θ . As melhores estimativas são observadas para PG com dor referida à algometria, o que já era esperado ao observar a ASC na tabela 5.15.

Figura 5.5 - Curva ROC de medidas de temperatura (ΔT e $\Delta \theta$) das ROIs com ausência de PG e presença de PG

Figura 5.6 - Curva ROC de medidas de temperatura (ΔT e $\Delta \theta$) das ROIs com ausência de PG e PG com dor local

Figura 5.7 - Curva ROC de medidas de temperatura (ΔT e $\Delta \theta$) dos pontos com ausência de PG e PG com dor referida

Figura 5.8 - Curva ROC das medidas de temperatura (ΔT e $\Delta\theta$) nas ROIs com dor local e dor referida

Tabela 5.17 – Ponto de corte, sensibilidade, especificidade e classificação correlata para ausência de PG, PG com dor local e dor referida nos gradientes de temperatura (ΔT e $\Delta\theta$)

		Ponto de Corte	Sensibilidade	Especificidade	Classificação Correlata
Ausência de PGX Presença de PG	ΔT	0,300	61,82	50,00	55,60
	$\Delta\theta$	0,036	41,82	62,30	52,59
Ausência de PG x PG com dor local	ΔT	0,400	43,62	60,66	53,24
	$\Delta\theta$	0,037	43,62	58,20	51,85
Ausência de PG x PG com dor referida	ΔT	0,500	62,50	71,31	70,29
	$\Delta\theta$	0,048	50,00	72,95	70,29
PG com dor local x PG com dor referida	ΔT	0,500	62,50	63,83	63,64
	$\Delta\theta$	0,045	50,00	69,15	66,36

Ao avaliar os pontos de corte para as diferenças de temperatura (ΔT e $\Delta\theta$) encontrou-se (Tabela 5.17): valores de $\Delta T = 0,3^{\circ}\text{C}$ e $\Delta\theta = 0,036$ para detectar a presença de PG; valores de $\Delta T = 0,4^{\circ}\text{C}$ e $\Delta\theta = 0,037$ para detectar PG com dor local quando o lado contralateral for ausente de PG; valores de $\Delta T = 0,5^{\circ}\text{C}$ e $\Delta\theta = 0,048$ para detectar PG com dor referida quando o lado contralateral for ausente de PG; na situação em que existe presença de PG com dor local de um lado e dor referida no outro, valores de $\Delta T = 0,5^{\circ}\text{C}$ e $\Delta\theta = 0,045$ foram observados.

Nota-se alta classificação correlata (Tabela 5.17) entre: ausência de PG e PG com dor referida ($\Delta T = 70,29\%$ e $\Delta\theta = 70,29\%$); PG com dor local e dor referida ($\Delta T = 63,64\%$ e $\Delta\theta = 66,36\%$); presença e ausência de PG ($\Delta T = 55,60\%$ e $\Delta\theta = 52,59\%$); ausência de PG e presença de PG com dor local ($\Delta T = 53,24\%$ e $\Delta\theta =$

51,85%). Sendo assim, sugere-se trabalhar com o gradiente de temperatura (ΔT e $\Delta \theta$) ao invés da temperatura absoluta (T) e valores adimensionais (θ).

6 DISCUSSÃO

O exame por termografia é uma modalidade de diagnóstico por imagem não invasiva, capaz de demonstrar atividade funcional corpórea, pois seu princípio de formação da imagem está baseado na captação e transformação da radiação infravermelha, emitida pela pele humana, em imagens que refletem a dinâmica microcirculatória da superfície cutânea (Berry; Yemm, 1971; Berry; Yemm, 1974; Johansson et al., 1985; Gratt et al., 1989; Pogrel et al., 1989; Casey, 1990; Mongini et al., 1990; Weinstein et al., 1991; Steed, 1991; Kruse; Christiansen, 1992; Gratt; Sickles, 1993; Kawano et al., 1993; Gratt et al., 1994; Anbar et al., 1998; Brioschi et al., 2001; Brioschi et al., 2003; Niehof, 2007; Ghazal et al., 2008; Sanches, 2009; Brioschi et al., 2010).

Apesar de diversos artigos abordarem o exame termográfico como método promissor para diagnóstico da DTM (Gratt; Sickles, 1989; Weinstein et al., 1991; Gratt; Sickles, 1993; Kawano et al., 1993; Canavan; Gratt, 1995), até o momento nenhum trabalho abordou com tanta precisão o estudo termográfico topográfico de pontos-gatilho miofasciais nos músculos da mastigação, como realizado nesta pesquisa.

Para alcançar os objetivos desse estudo, foi fundamental correlacionar as informações da temperatura com exame clínico palpatório. Essa proposta inovadora gerou vários desafios superados nesse estudo, como:

- 1- Não existir, na literatura, um protocolo termográfico para avaliação com precisão topográfica dos pontos-gatilho miofasciais na região dos músculos mastigatórios;
- 2- A construção de um cefalostato para padronizar o posicionamento correto e preciso das imagens termográfica e fotográfica;
- 3- A utilização do algômetro de pressão digital, não disponível no mercado brasileiro.

Com o intuito de corrigir a temperatura absoluta (T), ou seja, excluir a influência da temperatura ambiente e o metabolismo da voluntária sobre a temperatura adquirida pelo sensor infravermelho, utilizou-se a temperatura adimensional (θ). Esse valor fornece leituras normalizadas da temperatura para

qualquer região cutânea, independente da temperatura registrada do corpo e do ambiente, onde a temperatura adimensional equivale à subtração da temperatura absoluta média da ROI com a temperatura ambiente, dividido pela subtração da temperatura timpânica da voluntária com a temperatura ambiente.

Devido à proximidade do canal auditivo com o hipotálamo, a temperatura timpânica é considerada como melhor parâmetro de referência de temperatura central (Brioschi et al., 2010). Sendo assim, esta temperatura foi escolhida por apresentar essa característica, além da facilidade, precisão e rapidez em sua medição.

A palpação dos músculos mastigatórios com auxílio de algômetro de pressão é considerada pela literatura científica como padrão de referência para a identificação dos pontos-gatilho miofasciais (Fischer, 1986; 1988; 1991a; 1991b; Simons, 1988; Casey, 1990; Shah, 2008). No presente estudo, foram encontradas sensibilidade de 0,65 e especificidade de 0,73 para algometria de pressão na avaliação de ponto-gatilho com dor referida. Esses resultados foram concordantes com Farella et al. (2000), que demonstraram com algometria a sensibilidade dos músculos temporal e masseter sendo, respectivamente, 0,85 e 0,67, e a especificidade 0,87 e 0,77. Resultados semelhantes também foram encontrados por Visscher et al. (2004), que encontraram valores de sensibilidade e especificidade, respectivamente, para os grupos sem DTM (0,64 e 0,68) e com DTM (0,71 e 0,72). Gomes (2006) encontrou valores superiores de sensibilidade e especificidade, respectivamente, 0,75 e acima de 0,90.

Em relação a algometria de pressão nos três grupos, não houve diferença estatística significativa entre os lados direito e esquerdo do músculo temporal ($p=0,804$). Entretanto, diferenças significantes foram encontradas entre ambos os lados do músculo masseter ($p=0,027$). Visscher et al. (2004) demonstraram que o resultado do exame de algometria foi maior no lado direito da face quando comparado ao lado esquerdo, apresentando como possível explicação o fato de que o lado com maior valor esteja relacionado com o lado dominante do corpo. Nessa dissertação, quando comparou-se a algometria de pressão entre os músculos temporal e masseter nos três grupos, diferenças estatísticas significantes foram encontradas ($p<0,001$) entre os dois músculos, concluindo-se que o músculo

masseter é mais sensível do que o temporal. Esses achados foram concordantes com Visscher et al. (2004).

Em relação aos valores de algometria de pressão (kgf), os valores médios para pontos-gatilho com dor local, nos músculos temporal e masseter, foram respectivamente 1,85 kgf e 1,70 kgf. Esses valores foram maiores ($p < 0,001$) quando comparado às regiões de ponto-gatilho com dor referida nos mesmos músculos, respectivamente, 1,30 kgf e 1,29 kgf. Esses achados foram concordantes com o trabalho de Fischer e Chang (1986), Simons (1988) e Kruse e Christiansen (1992), quando afirmam que a sensibilidade dolorosa de um ponto-gatilho é menor quando comparada a outras regiões menos afetadas.

A temperatura cutânea é uma função do fluxo sanguíneo controlada pelo sistema nervoso neurovegetativo. Esta afeta ambos os lados do corpo de maneira uniforme e simultaneamente, o que resulta em simetria de padrões térmicos (Berry; Yemm, 1971; Berry; Yemm, 1974; Johansson et al., 1985; Fischer; Chang, 1986; Simons, 1988; Gratt et al., 1989; Pogrel et al., 1989; Weinstein et al., 1991; Mongini et al., 1990; Kawano et al., 1993; Gratt et al., 1994; Canavan; Gratt, 1995; Brioschi et al., 2010).

A média da área total de cada músculo mastigatório dá a falsa impressão de simetria térmica da face porque os valores obtidos são mascarados quando se calcula a média. Quando áreas menores são avaliadas, como realizado neste estudo, isso não ocorre. Portanto, o estudo térmico de regiões menores são mais fidedignas quando comparadas a regiões maiores. Além disso, quanto maior a resolução de imagem (ex.: 76.000 pixels) do sensor da máquina termográfica, melhor será a capacidade de identificar as alterações de temperatura em pequenas regiões.

As medidas de temperatura não apresentaram diferenças significativas entre os lados direito e esquerdo da face, tanto para T ($p = 0,779$) quanto para θ ($p = 0,392$).

Nesse estudo, as temperaturas médias na região do músculo temporal parte anterior ($T = 34,63^{\circ}\text{C} \pm 0,73$ e $\theta = 0,861 \pm 0,061$) foram significativamente maiores quando comparadas ao músculo masseter ($T = 33,18^{\circ}\text{C} \pm 1,05$ e $\theta = 0,768 \pm 0,078$) ($p < 0,001$). Estes mesmos achados de T para os músculos temporal anterior e

masseter também foram encontrados, respectivamente, por Berry e Yemm (1971), Pogrel et al. (1989) ($T=33,14^{\circ}\text{C}\pm 0,85$ e $T=32,96^{\circ}\text{C}\pm 0,87$), Weinstein et al. (1991) ($T=37,18^{\circ}\text{C}\pm 0,50$ e $T=36,02^{\circ}\text{C}\pm 0,39$), Kawano et al. (1993) ($T=36,38^{\circ}\text{C}\pm 0,29$ e $T=35,85^{\circ}\text{C}\pm 0,44$). Esta diferença de temperatura entre os músculos pode ser explicada com base na anatomia, uma vez que o músculo temporal, além de apresentar espessura mais fina, quando comparado ao músculo masseter, possui a influência do trajeto superficial da artéria temporal, o que torna a região mais hiperradiante.

Apesar da algometria de pressão e da termografia serem exames com finalidades totalmente diferentes, no qual o primeiro avalia a sensibilidade dolorosa à compressão e o segundo avalia a resposta vasomotora local, foram observadas correlações moderadamente significativas entre os valores de algometria (kgf) e temperatura (T e θ), sugerindo que quanto menor a força aplicada, menor a temperatura local registrada. Também os valores de temperatura (T e θ) nas ROIs com PG com dor local foram maiores quando comparados às ROIs com dor referida ($p<0.001$). Sendo assim, a temperatura decresce conforme a gravidade da disfunção miofascial.

Na literatura consultada, os autores afirmam que nos músculos da mastigação, a fibra em contração muscular apresenta imagem termográfica hiperradiante quando comparada ao músculo não afetado (Berry; Yemm, 1971; Berry; Yemm, 1974; Fischer, 1986; 1988; 1991a; Kawano et al., 1993). Entretanto, todos os autores avaliaram grandes regiões. Neste trabalho estudou-se áreas bem menores, dividindo o músculo temporal em 6 regiões e o masseter em 9. Com a utilização desta metodologia foi possível observar o comportamento térmico da região cutânea exatamente no ponto de tensão muscular.

A curva ROC foi utilizada para determinação dos pontos de corte, onde os pontos com valores de T acima de 34°C e θ acima de 0,810 sugerem regiões com ausência de ponto-gatilho. Regiões com valores de algometria abaixo de 1,35 kgf, T abaixo de 33°C e θ abaixo de 0,756 sugerem ponto-gatilho com dor referida. Consequentemente, valores de T entre 34°C e $33,3^{\circ}\text{C}$ e θ entre 0,810 e 0,756 sugerem ponto-gatilho com dor local. Esses resultados aparentemente contradizem a literatura científica mundial, na qual os autores afirmam que o local do ponto-

gatilho miofascial é hiperradiante, ou seja, mais quente quando comparado ao lado não afetado (Fischer, 1986; 1988; 1991b; Simons, 1988; Diakow, 1992; Kruse; Christiansen, 1992; Simons; Travell, 2005), embora Swerdlow e Dieter (1992) tenham sido os únicos autores a publicarem que os pontos hiperradiantes observados na parte superior do trapézio não estão associados com pontos-gatilho ativos. Nessa pesquisa, o ponto-gatilho avaliado não foi separado em ativo e latente. Mesmo assim, observou-se o comportamento inverso da resposta vasomotora, caracterizando a região exatamente acima do ponto-gatilho miofascial dos músculos mastigatórios masseter e temporal parte anterior como hiporradiantes, ou seja, mais frios quando comparados à região com ausência de ponto-gatilho. Uma hipótese formulada para este fenômeno é explicado com base na hipótese de Simons sobre a disfunção da placa motora terminal. A temperatura cutânea é uma função do fluxo sanguíneo controlada pelo sistema nervoso neurovegetativo. Quando existir um ponto-gatilho miofascial, ou seja, uma contração sarcomérica da fibra muscular, haverá como resposta uma redução no seu fluxo sanguíneo e, conseqüentemente, uma redução da oxigenação (hipóxia) local (Berry; Yemm, 1974; Gerwin et al., 2004; Simons et al. 2005; Shah et al. 2008). Sendo assim, os pontos-gatilho miofasciais provocam hiperatividade simpática regional de temperatura local, devido à atividade vasoconstritora cutânea.

O parâmetro mais clássico utilizado nesta avaliação infravermelha é o gradiente conjugado (ΔT ou parâmetro de assimetria) em relação ao lado contralateral, no qual a diferença térmica dos lados direito e esquerdo pode definir uma disfunção quando for maior do que $0,3^{\circ}\text{C}$ (Steed, 1991; Weinstein et al., 1991; Gratt; Sickles, 1993; Kawano et al., 1993; Gratt et al., 1994; Conavan; Gratt, 1995; Brioschi et al., 2010). Neste estudo, ao avaliar os pontos de corte para os gradientes conjugados (ΔT e $\Delta \theta$) encontrou-se: valores de $\Delta T = 0,3^{\circ}\text{C}$ e $\Delta \theta = 0,036$ para detectar a presença de PG; valores de $\Delta T = 0,4^{\circ}\text{C}$ e $\Delta \theta = 0,037$ para detectar ponto-gatilho com dor local quando o lado contralateral for ausente de PG; valores de $\Delta T = 0,5^{\circ}\text{C}$ e $\Delta \theta = 0,048$ para detectar ponto-gatilho com dor referida quando o lado contralateral for ausente de PG; na situação em que existe dor local de um lado e dor referida no outro, valores de $\Delta T = 0,5^{\circ}\text{C}$ e $\Delta \theta = 0,045$ foram observados. Sendo assim, os resultados foram concordantes com a literatura. Entretanto, Fischer e Chang (1986) descreveram que o ΔT de um ponto-gatilho no músculo trapézio, em

relação à região não afetada, varia entre 0,5°C a 1°C mais quente. Neste estudo, encontrou-se $\Delta T = 0,5^\circ\text{C}$ mais frio em ROIs com dor local quando comparado à região com ausência de PG, embora ambos sejam concordantes em afirmar que a imagem térmica formada na região do ponto-gatilho é uma resposta vasomotora local.

O valor preditivo é influenciado pela sensibilidade e especificidade do teste e condicionado pela prevalência da doença na população em que o teste está sendo aplicado. Quanto maior a especificidade do teste, maior será seu valor preditivo positivo (VPP), ou seja, maior a segurança de que uma voluntária com resultado positivo tenha de fato o ponto-gatilho. Neste estudo, a presença de ponto-gatilho apresentou valor preditivo positivo de T (36,8%), θ (39,3%) e algometria (53,4%). Tanto para o valor da T quanto o θ , a especificidade do método foi baixa, embora a sensibilidade tenha sido média. Ao avaliar as diversas possibilidades de situações que envolvem a presença e ausência de PG, sensibilidade e especificidade para o ΔT e $\Delta\theta$ foram calculados, sendo respectivamente de 62,5% e 71,31% (ΔT , com classificação correlata de 70,29%) para dor referida x ausência de PG; 61,82% e 50% (ΔT , com classificação correlata de 55,6%) para presença de PG x ausência de PG; 43,62% e 60,66% (ΔT , com classificação correlata de 53,24%) para dor local x ausência de PG; 50% e 69,15% ($\Delta\theta$, com classificação correlata de 66,36%). Com esses resultados, pode-se sugerir que seja utilizada a diferença de temperatura (ΔT e $\Delta\theta$) ao invés da temperatura absoluta (T) e valores adimensionais (θ) para a identificação de pontos-gatilho miofasciais.

Os resultados desta pesquisa sugerem que a termografia pode ser um exame útil na avaliação objetiva dos pontos-gatilho miofasciais nos músculos mastigatórios, especialmente se utilizados juntamente com a avaliação física como meio de triagem e melhor acurácia diagnóstica na prática clínica.

7 CONCLUSÕES

Pela análise dos resultados estatísticos podemos concluir que:

- Há correlação estatisticamente significativa e diretamente proporcional entre a algometria de pressão e a termografia na avaliação do ponto-gatilho miofascial, onde, quanto menor a força aplicada em kgf, menor será a temperatura local;
- Quando se avalia sensibilidade dolorosa e resposta vasomotora local, a diferença estatística demonstra que a temperatura decresce conforme a situação local piora. Sendo assim, a imagem termográfica de um ponto-gatilho apresenta-se hiporradiante quando comparada à região correspondente sem ponto-gatilho;
- Na avaliação termográfica diagnóstica de pontos-gatilho miofasciais nos músculos masseter e temporal, os resultados sugerem que os parâmetros de assimetria térmica (ΔT e $\Delta \theta$) apresentam maior sensibilidade e especificidade em comparação com valores de temperatura absoluta local (T), mesmo quando corrigidos em função da temperatura central da voluntária e temperatura da sala no momento do exame (θ).
- A termografia permitiu quantificar e identificar os pontos-gatilho miofasciais, separando-os em dor local e dor referida.

REFERÊNCIAS¹

Anbar M, Gratt BM, Hong D. Thermology and facial telethermography. Part I: history and technical review. *Dentomaxillofac Radiol*. 1998;27:61-7.

Berry DC, Yemm R. Variations in skin temperature of the face in normal subjects and in patients with temporomandibular dysfunction. *Br J Oral Surg*. 1971;8(3):242-7.

Berry DC, Yemm R. A further study of facial skin temperature in patients with mandibular dysfunction. *J Oral Rehabil*. 1974;1(3):255-64.

Brioschi ML, Macedo JF, Macedo RAC. Termometria Cutânea Infravermelha de Alta Sensibilidade (T.I.A.S.) – Definição, Aplicações e Especificações. *Rev Med Paraná*. 2001;59(2):56-63.

Brioschi ML, Macedo JF, Macedo RAC. Termometria Cutânea: novos conceitos. *J Vasc Br*. 2003;2(2):151-60.

Brioschi ML, Teixeira MJ, Silva FM, Colman D. Princípios e Indicações da Termografia Médica. São Paulo: Andreoli; 2010. 280p.

Brioschi ML. Metodologia de Normalização de Análise do Campo de Temperaturas em Imagem Infravermelha Humana [tese]. Curitiba: Universidade Federal do Paraná, Faculdade de Engenharia Mecânica; 2011.

Canavan D, Gratt BM. Electronic thermography for the assessment of mild and moderate temporomandibular joint dysfunction. *Or Surg Or Med Or Pathol*. 1995;79(6):778-86.

Casey KL. Problems in the differential diagnosis of chronic pain. *Anesth Prog*. 1990; 37(2-3):60-5.

Diakow PR. Differentiation of active and latent trigger points by thermography. *J Manipulative Physiol Ther*. 1992;15(7):439-41.

¹ De acordo com Estilo Vancouver.

Espectro Eletromagnético. [Citado 28 jul. 2010]. Disponível em:
www.pion.sbfisica.org.br.

Farella M, Michelotti A, Steenks MH, Romeo R, Cimino R, Bosman F. The diagnostic value of pressure algometry in miofascial pain of the jaw muscles. *J Oral Rehabil*. 2000;27(1):9-14.

Fischer AA; Chang CH. Temperature and Pressure Threshold Measurements in Trigger Points. *Thermology*. 1986;1:212-5.

Fischer AA. Pressure Threshold Meter: Its Use for Quantification of Tender Spots. *Arch Phys Med Rehabil*. 1986;67(11):836-8.

Fischer AA. Documentation of Myofascial Trigger Points. *Arch Phys Med Rehabil*. 1988;69(4):286-91.

Fischer AA. Muscle spasm: documentation by thermography and by clinical methods. In: Podium Presentations from the 19th Annual Meeting of the American Academy of Thermology, "Thermography in the practice of Different Medical Specialties: Update"; 1990 maio 11-13; Nova York: Thermology. 1991a;3(4):276.

Fischer AA. Trigger Points: Visualization by Thermography. In: Podium Presentations from the 19th Annual Meeting of the American Academy of Thermology, "Thermography in the practice of Different Medical Specialties: Update"; 1990 maio 11-13; Nova York: Thermology. 1991b;3(4):276.

Freitas L, Freitas A, Fernandes Netto JM, Varoli OJ. Física das Radiações. In: Freitas A, Rosa JE, Souza IF. *Radiologia Odontológica*. 5ª ed. São Paulo: Artes Médicas; 2000. cap. 2, p. 15-8.

Gerwin RD, Dommerholt J, Shah JP. An expansion of Simons' integrated hypothesis of trigger point formation. *Curr Pain Headache Rep*. 2004;8(6):468-75.

Ghazal GF, Benatti RM, Brioschi ML. Análise dos efeitos imediatos da terapia craniossacra em portadores de disfunções craniomandibulares através do exame de termografia e avaliação fisioterapêutica. *Ter man*. 2008;6(26):206-211.

Gomes MB. Palpação manual e algometria de pressão: confiabilidade e validade em portadores de desordem temporomandibular [dissertação]. Taubaté: Universidade de Taubaté, Faculdade de Odontologia; 2006.

Gratt BM, Pullinger A, Sickles EA, Lee JJ. Electronic thermography of normal facial structures: A pilot study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1989;68(3):346-51.

Gratt BM, Sickles EA. Thermographic Characterization of the Asymptomatic Temporomandibular Joint. *J Orofac Pain.* 1993;7(1):7-14.

Gratt BM, Sickles EA, Ross JB, Wexler CE, Gornbein JA. Thermographic Assessment of Craniomandibular Disorders: Diagnostic Interpretation Versus Temperature Measurement Analysis. *J Orofac Pain.* 1994;8(3):278-88.

Haller JS. Medical Thermometry – a short history. *West J Med.* 1985;142(1):108-16.

ISO/TC 135/SC8. [Citado 15 mar. 2011]. Disponível em:
<http://www.iso.org/iso/standards>

Johansson A, Kopp S, Haraldson T. Reproducibility and variation of skin surface temperature over the temporomandibular joint and masseter muscle in normal individuals. *Acta Odontol Scand.* 1985;43:309-13.

Kawano W, Kawazoe T, Tanaka M, Hikida Y. Deep thermometry of temporomandibular joint and masticatory muscle regions. *J Prosthet Dent.* 1993;69(2):216-21.

Kruse RA, Christiansen JA. Thermographic Imaging of Myofascial Trigger Points: A Follow-Up Study. *Arch Phys Med Rehabil.* 1992;73(9):819-23.

Lawson RN. Implications of Surface Temperatures in the Diagnosis of Breast Cancer. *Can Med Assoc J.* 1956;75:309-10.

Leeuw R. Dor Orofacial: Guia de Avaliação, Diagnóstico e Tratamento. 4ª ed. São Paulo: Quintessence Editora Ltda.; 2010. 315p.

Lucas N, Macaskill P, Les Irwig, Moran R, Bogduk N. Reliability of Physical Examination for Diagnosis of Myofascial Trigger Points. *Clin J Pain.* 2009;25(1):80-9.

Mongini F, Caselli C, Macri V, Tetti C. Thermographic Findings in Cranio-Facial Pain. Headache 1990;30(8):497-504.

Niehof, SP. Video thermography: complex regional pain syndrome in the picture. Rotterdam: Optima Grafische Communicatie; 2007. cap. 1, p. 20-21.

Neil-Asher S. Pontos-gatilho. Uma abordagem concisa. São Paulo: Editora Manole Ltda. 2008. cap.2, p. 38.

Oliveira JX, Gil C, Dutra MEP, Oliveira AS. Histórico, Física das Radiações, Tubos, Ampolas e Aparelhos de Raios X. In: Jurandyr Panella, editor. Fundamentos de Odontologia – Radiologia Odontológica e Imaginologia. São Paulo: Guanabara Koogan; 2006. cap. 1, p.7.

Pogrel MA, Erbez G, Taylor RC, Dodson TB. Liquid Crystal Thermography as a Diagnostic AID and Objective monitor for TMJ Dysfunction and Myogenic Facial Pain. J Craniomand Disorders: Facial Oral Pain. 1989;3(2):65-70.

Ring EFJ. William Herschel: Pioneer of Thermology. Thermology. 1987;2(4):590-94.

Sanches IJ. Sobreposição de Imagens de Termografia e Ressonância Magnética: uma nova modalidade de imagem médica tridimensional [tese]. Curitiba: Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Engenharia Elétrica e Informática Industrial; 2009.

SBED – Sociedade Brasileira do Estudo da Dor. Hospital sem dor – Diretrizes para implantação da dor como o 5º sinal vital. [Citado 28 jul. 2010]. Disponível em: http://www.dor.org.br/profissionais/5_sinal_vital.asp.

Shah JP, Danoff JV, Desai MJ, Parikh S, Nakamura LY, Phillips TM, Gerber LH. Biochemicals Associated With Pain and Inflammation are Elevated in Sites Near to and Remote From Active Myofascial Trigger Points. Arch Phys Med Rehabil. 2008;89:16-23.

Simons DG. Myofascial Pain Syndromes: where are we? Where are we going?. Arch Phys Med Rehabil. 1988;69(3Pt1):207-12.

Simons DG, Travell JG, Simons LS. Dor e Disfunção Miofascial. Manual dos pontos-gatilho. 2ª ed. São Paulo: Artmed Editora; 2005. cap. 2, p. 24, 35-36, 40-41.

Steed PA. The utilization of contact liquid crystal thermography in the evaluation of temporomandibular dysfunction. Cranio. 1991;9(2):120-8.

Swerdlow B, Dieter JN. An evaluation of the sensitivity and specificity of medical thermography for the documentation of miofascial trigger points. *Pain*. 1992;48(2):205-13.

The American Academy of Thermology. Guidelines For Neuromusculoskeletal Thermography. Wheeling: Thermol Int. 2006;16(1):5-9.

Uematsu S. Thermographic imaging of cutaneous sensory segment in patients with peripheral nerve injury. Skin-temperature stability between sides of the body. *J Neurosurg*. 1985;62(5):716-20.

Vargas JVC, Brioschi ML, Dias FG, Parolin MB, Mulinari-Brenner FA, Ordonez JC, Colman D. Normalized methodology for medical infrared imaging. *Infrared Phys Tech*. 2009;52(1):42-7.

Visscher CM, Lobbezoo F, Naeije M. Comparison of Algometry and Palpation in the Recognition of Temporomandibular Disorder Pain Complaints. *J Orofac Pain*. 2004;18(3):214-9.

Weinstein SA, Weinstein G, Weinstein EL, Gelb M. Facial Thermography, Basis, Protocol, and Clinical Value. *Cranio*. 1991;9(3): 201-11.

Yeng TL, Kaziya HHS, Teixeira MJ. Síndrome Dolorosa Miofascial. *Rev Med (São Paulo)*. 2001;80(pt1):94-110.

APÊNDICE A – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE)

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Eu, _____,
 R.G.: _____ CPF: _____ abaixo assinado, estou devidamente esclarecida sobre todas as condições do projeto de Pesquisa intitulado: “Correlação Clínica e Termográfica do ponto-gatilho miofascial nos músculos da mastigação.”, tendo como pesquisadora responsável a Dra. Denise Sabbagh Haddad.

As informações abaixo são para esclarecer e pedir a sua participação voluntária neste estudo que tem por finalidade avaliar o diagnóstico de pontos-gatilho miofasciais em alguns músculos da face. Para isso será aplicado um questionário e preenchimento de uma ficha. Em seguida, será realizado um exame de imagem chamado termografia e palpação dos músculos estudados. Todos estes procedimentos são rotineiros na clínica diária, exceto o exame de termografia. Para a realização de todos estes procedimentos, não existe danos à voluntária, entretanto, durante o exame de palpação poderá sentir um leve desconforto. A voluntária terá o benefício de visualizar e entender melhor o problema diagnosticado por meio da imagem termográfica, gratuitamente, no qual estes exames serão realizados na Clínica de Radiologia da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo (FOUSP).

Para a realização do exame de termografia, a voluntária deverá seguir alguns cuidados prévios abaixo listados. Caso não siga essas recomendações, o resultado do exame sofrerá interferências.

- Nas últimas 24 horas antes do exame: não ingerir estimulantes como a cafeína, descongestionantes nasais, analgésicos, antiinflamatórios; não realizar exercícios vigorosos, acupuntura, eletroneuromiografia, fisioterapia e utilizar qualquer tipo de faixa apertada na região de cabeça e pescoço;
- No dia do exame: evitar cremes, talcos, perfumes, maquiagens na região de cabeça e pescoço, secador de cabelo, chapinhas; fumar; evitar banhos ou duchas quentes até 2 horas antes do exame e estar em jejum até 3 horas antes do exame.

A pesquisadora responsável prestará esclarecimentos a eventuais dúvidas que podem surgir a qualquer momento, durante o andamento da pesquisa, onde poderá ser encontrada pelo telefone: (11) 5051-1742. Qualquer dúvida quanto às questões éticas, o CEP FOUSP poderá ser consultado (endereço: Professor Lineu Prestes, nº 2227 – Cidade Universitária – SP).

Declaro que tenho pleno conhecimento dos direitos e das condições que me foram asseguradas, a seguir relacionadas:

- 1- A liberdade de retirar o meu consentimento e de deixar de participar do estudo, a qualquer momento, sem que isso traga prejuízo à continuidade do meu tratamento.
- 2- A segurança de que não serei identificado e que será mantido o caráter confidencial da informação relacionada a minha privacidade.
- 3- O compromisso de que me será prestada informação atualizada durante o estudo, ainda que esta possa afetar a minha vontade de continuar participando dele.
- 4- O compromisso de que serei devidamente acompanhada e assistida durante todo o período de minha participação no projeto, bem como de que será garantida a continuidade do meu tratamento na clínica em que fui selecionada, após a conclusão dos trabalhos de pesquisa.

Declaro, ainda, que concordo inteiramente com as condições que me foram apresentadas e que, voluntariamente, manifesto a minha vontade em participar do referido projeto.

São Paulo, _____ de _____ de 2011.

 Dra. Denise S. Haddad

 Assinatura da voluntária

Nome da Voluntária: _____
 Endereço: _____
 Telefones para contato: _____
 E-mail: _____

APÊNDICE B – Anamnese: história médica e odontológica atual e pregressa

Questionário para Triagem

Entrevista Inicial: ____/____/____
 Nome da Voluntária: _____
 Data de nascimento: ____/____/____
 Endereço residencial: _____
 Cidade: _____ Cep: _____ Bairro: _____
 Tel. Residencial: _____ Tel. Celular: _____
 E-mail: _____

1ª PARTE: História Médica (*circule a(s) condição(ões) que você tem ou teve*)

Medicamentos que faz uso: _____	
Você esteve nesta última semana ou está com alergia ou problemas na pele ou espinhas ou sofreu algum trauma na região da cabeça, nos últimos 15 dias? ☐ Sim. Em que região do corpo? _____ ☐ Não	
Você Já fez ou faz tratamento para DTM? ☐ Sim. Há quanto tempo? _____ ☐ Não	
Você está com dor de dente? ☐ Não ☐ Sim. Em que região? _____	
Alterações Neurológicas e Sensoriais: <i>epilepsia, disritmia cerebral, paralisia cerebral, enxaqueca, cefaléia tipo tensional; alterações na audição, visão e/ou fala.</i>	Doenças Respiratórias: <i>bronquite, asma, rinite, sinusite, tuberculose, pneumonia.</i>
Transtornos Psiquiátricos: <i>esquizofrenia, anorexia, bulimia, bipolar, depressão, síndrome do pânico.</i>	Problemas Otorrinolaringológicos: <i>otite, amigdalite, adenóides, desvio de septo.</i>
Alterações Hepáticas: <i>transplante de fígado, cirrose hepática, hepatite (tipo: ____).</i>	Doenças Cardiovasculares: <i>hipertensão arterial, endocardite infecciosa, angina pectoris, AVE, miocardiopatias (Congênita / Adquirida).</i>
Doenças infecto- contagiosas: <i>tuberculose, pneumonia, meningite, sífilis, varicela, toxoplasmose, mononucleose, sarampo, rubéola, herpes, hepatite, HIV, blastomicose, candidose.</i>	Doenças Reumáticas: <i>lúpus eritematoso, osteoartrite / artrose, fibromialgia, artrite reumatóide, S. Sjogren, febre reumática, gota, esclerose sistêmica, osteopenia / osteoporose</i>
Alterações Renais: <i>insuficiência renal, nefrite, diálise glomerulonefrite, síndrome nefrótica, transplante renal.</i>	Doenças Gastro-intestinais: <i>gastrite, úlcera gástrica, pólipos.</i>
Alterações Hematológicas: <i>anemia, policitemia, leucopenia, leucemia, alterações plaquetárias – tipo: _____, distúrbios da coagulação.</i>	Distúrbios Endócrino-metabólicos: <i>diabetes tipo: ____ , hipotireoidismo, hipertireoidismo</i>
Usuários de drogas: <i>álcool, fumo, maconha, cocaína/crack, anfetamina, ecstasy, barbitúricos.</i>	Doenças Neuro-musculares: <i>distrofias</i>
Mulheres: (marcar com um “X” a melhor opção) () Gravidez () Menopausa () Climatério () Data do último ciclo menstrual: ____/____/____	
Oncologia: Início do tratamento: ____/____/____ Término do tratamento: ____/____/____ * Região: _____ Medicamento utilizado: _____ * Radioterapia: () Sim () Não * Quimioterapia: () Sim () Não * Metástase: () Não () Sim. Região: _____	

APÊNDICE C – Ficha de Palpação para os músculos da mastigação: temporal parte anterior e masseter

Voluntária: _____

Data: ____/____/ 2011.

Exame de Termografia

Temperatura Timpânica (TT):

Direita (TTD): _____ °C

Esquerda (TTE): _____ °C

Temperatura Ambiente: _____ °C

Umidade Relativa do Ar: _____ %

Registro das Imagens Termográficas:

Distâncias: Frontal = _____ cm / Direita = _____ cm / Esquerda = _____ cm

Escala Visual Analógica (EVA):

Voluntária Desenha (Queixa de Dor)

Lado Esquerdo

Lado Direito

Frente

Trás

APÊNDICE D – Ficha de Palpação: algometria de pressão

Algometria de pressão:

Marcar com “x” os locais examinados e seus respectivos resultados, sendo D = lado direito e E = lado esquerdo. Quando for PG, especificar o músculo com referência dolorosa.

Ponto	0- Ausência de PG	1- PG com dor local	2- PG com dor referida	Local de referência	Algometria (kgf)
1D					
2D					
3D					
4D					
5D					
6D					
7D					
8D					
9D					
10D					
11D					
12D					
13D					
14D					
15D					

Ponto	0- Ausência de PG	1- PG com dor local	2- PG com dor referida	Local de referência	Algometria (kgf)
1E					
2E					
3E					
4E					
5E					
6E					
7E					
8E					
9E					
10E					
11E					
12E					
13E					
14E					
15E					

ANEXO A – Parecer do Comitê de Ética em Pesquisa

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA

PARECER DE APROVAÇÃO
Protocolo 210/2010
CAAE 0036.0.017.000-10

Com base em parecer de relator, o Comitê de Ética em Pesquisa **APROVOU** o protocolo de pesquisa "**Correlação clínica e termografia dos pontos – gatilho miofascial nos músculos da mastigação**", de responsabilidade do(a) Pesquisador(a) Denise Sabbagh Haddad sob orientação do(a) Prof. (a) Dr. (a) Emiko Saito Arita.

Tendo em vista a legislação vigente, devem ser encaminhados a este Comitê relatórios anuais referentes ao andamento da pesquisa e ao término cópia do trabalho em "cd". Qualquer emenda do projeto original deve ser apresentada a este CEP para apreciação, de forma clara e sucinta, identificando a parte do a ser modificada e suas justificativas.

São Paulo, 16 de fevereiro de 2011.

Prof. Dra. Marcia Furolia Wanderley
Coordenadora do CEP-FOUSP

ANEXO B – Certificado de Calibração do Algômetro Digital.

WAGNER INSTRUMENTS POST OFFICE BOX 1217 GREENWICH, CT 06836-1217 U.S.A ☎(203) 698-9681	
<h2>CERTIFICATE OF CALIBRATION</h2>			
DESCRIPTION: Wagner Force Ten™ Digital Force Gage			
ACCURACY: $\pm 0.3\%$ of Full Scale $\pm$ Least Significant Digit			
CERTIFICATION DATE: <u>January 14, 2011</u>			
	<u>MODEL</u>	<u>CAPACITY</u>	<u>SERIAL NUMBER</u>
FORCE GAGE	FDX 25	25 x 0.02 lbf / 10 x 0.01 kgf	10938
<p>THIS IS TO CERTIFY THAT THE INSTRUMENT IDENTIFIED ABOVE HAS BEEN TESTED, AND IS GUARANTEED WITHIN THE SPECIFIED ACCURACY AT THE TIME OF TESTING. THE CALIBRATION STANDARDS USED TO TEST THE INSTRUMENT ARE PERIODICALLY INSPECTED AND ARE TRACEABLE TO THE NATIONAL INSTITUTE OF STANDARDS AND TECHNOLOGY (NIST).</p>			
<p>THE CALIBRATION STANDARDS USED ARE TRACEABLE TO NIST BY THE FOLLOWING REPORTS:</p>			
MASSACHUSETTS TEST NUMBER		1011-F001	
STATE OF MASSACHUSETTS WORKING STANDARDS TRACEABLE TO NIST TEST NUMBER		822/272801-06 & 822/274081-06	
THROUGH RICE LAKE WEIGHING SYSTEMS CERTIFICATE NUMBER		1483863A	
STATE OF CONNECTICUT CERTIFICATION DATE		10-22-2010	
<p>Calibration performed at 75 (± 10) Degrees Fahrenheit and 60 ($\pm 20\%$) Relative Humidity.</p>			
BY: Pierrette Wagner		DATE: <u>January 14, 2011</u>	