

Universidade Estadual de Campinas - UNICAMP
Faculdade de Odontologia de Piracicaba

Paulo Henrique Ferreira Caria
Cirurgião-Dentista

**ANÁLISE ELETROMIOGRÁFICA DOS MÚSCULOS
MASSETER E TEMPORAL DURANTE ATIVIDADE
MASTIGATÓRIA EM PORTADORES DE DISFUNÇÃO
TEMPOROMANDIBULAR.**

Tese apresentada à Faculdade de
Odontologia de Piracicaba da
Universidade Estadual de Campinas
para a obtenção do Título de Doutor
em Biologia Buco-Dental.

Piracicaba - SP
2001

UNICAMP
BIBLIOTECA CENTRAL
SEÇÃO CIRCULANTE



Universidade Estadual de Campinas - UNICAMP
Faculdade de Odontologia de Piracicaba

Paulo Henrique Ferreira Caria
Cirurgião-Dentista

ANÁLISE ELETROMIOGRÁFICA DOS MÚSCULOS MASSETER E TEMPORAL DURANTE ATIVIDADE MASTIGATÓRIA EM PORTADORES DE DISFUNÇÃO TEMPOROMANDIBULAR.

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia
de Piracicaba da Universidade Estadual de
Campinas para a obtenção do Título de Doutor
em Biologia Buco-Dental.

Este exemplar foi devidamente corrigido,
de acordo com a Resolução CCPG-036/83
CPG, 10/10/2001

Assinatura do Orientador

Orientador: Profa. Dra. Heloísa A. Lima Castro

Banca Examinadora:

Prof. Dr. Fausto Bérzin.

Prof. Dr. Luiz Antonio de Lima Resende

Prof. Dr. Miguel Carlos Madeira

Prof. Dr. Zenon Silva.

Piracicaba - SP
2001

UNICAMP
BIBLIOTECA CENTRAL
SEÇÃO CIRCULANTE

Ficha Catalográfica

C191a Caria, Paulo Henrique Ferreira.
Análise eletromiográfica dos músculos masseter e temporal durante atividade mastigatória em portadores de disfunção temporomandibular. / Paulo Henrique Ferreira Caria. – Piracicaba, SP : [s.n.], 2001.
ix, 79f. : il.

Orientadora : Prof^a Dr^a Heloísa A. Lima Castro.
Tese (Doutorado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Eletromiografia. 2. Articulação temporomandibular. 3. Músculos. 4. Mastigação. I. Castro, Heloísa A. Lima. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

Ficha catalográfica elaborada pela Bibliotecária Marilene Girello CRB/8–6159, da Biblioteca da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP.



FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA
UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de DOUTORADO, em sessão pública realizada em 31 de Agosto de 2001, considerou o candidato PAULO HENRIQUE FERREIRA CARIA aprovado.

1. Profa. Dra. HELOISA AMELIA DE LIMA CASTRO

2. Prof. Dr. ZENON DA SILVA

3. Prof. Dr. MIGUEL CARLOS MADEIRA

4. Prof. Dr. LUIZ ANTONIO DE LIMA RESENDE

5. Prof. Dr. FAUSTO BERZIN

Dedico esse trabalho a Deus,
e à minha mãe Elizabeth, pelo amor,
carinho, dedicação e pelo incentivo
permanentes.

Dedico também a minha irmã Andréa, cunhado
Marco Antônio e sobrinhas Alessandra e
Carolina.
E a todos que de algum modo me ajudaram
nesta tarefa.

Agradecimentos

À Deus, que na sua infinita bondade sempre me conduziu com segurança por todos os caminhos que percorri em mais esta jornada.

À Prof. Dra. Heloísa A. de Lime Castro, pela, atenção, confiança e compreensão desde a minha chegada ao Departamento.

Ao Prof. Dr. Fausto Bérzin, pela amizade, atenção, solicitude, sugestões precisas e pelos ensinamentos adquiridos durante o curso.

À doutoranda Anamaria Siriani de Oliveira, pela dedicação, carinho, confiança e atenção permanentes, indispensáveis à realização deste trabalho. Muito obrigado!

À doutoranda Delaine Rodrigues, pelo carinho da sua amizade, confiança, atenção e ajuda incondicional. Muito obrigado!

Ao amigo Prof. Miguel Carlos Madeira, pela amizade, incentivo permanente e pelos conselhos para toda a vida.

À todos os colegas de pós-graduação, André Hebling, Franco Arsati, Rubens Salles, Daniela Biasotto, Tatiana Semeghini, Suzane Jacinto, Paula Trevilato pela atenção, amizade e convivência salutar.

Aos amigos Professores Doutores André Roberto Setten Arana, Rodrigo Nunes Rached e Edivaldo Antonio Ribeiro Rosa pela amizade, atenção e companheirismo, obrigado meus grandes amigos!

À todos os professores do curso de Pós-graduação em Biologia e Patologia Buco-Dental da FOP-Unicamp, pelos ensinamentos, paciência e convivência amistosa.

A todos os voluntários, sem os quais este trabalho não poderia ter sido realizado.

Às secretárias do curso de pós-graduação da FOP/UNICAMP Érica e Sônia e a Joelma pela atenção e pelo carinho com que sempre me atenderam.

À coordenadora do curso de pós-graduação em Biologia Buco-Dental, Profa. Dra. Darcy Tosello, pela compreensão, atenção e paciência.

À todos os funcionários da FOP-Unicamp, que sempre me atenderam com atenção e respeito e que de alguma forma contribuíram com a realização deste trabalho.

SUMÁRIO

RESUMO	03
1. INTRODUÇÃO	04
2. PROPOSIÇÃO	07
3. REVISÃO DA LITERATURA	08
3.1 DESORDEM TEMPORMANDIBULAR (DTM)	08
3.2 ELETROMIOGRAFIA (EMG)	13
3.2.1 Considerações sobre eletromiografia	13
3.2.2 Utilização da eletromiografia como auxiliar diagnóstico na DTM	16
4. METODOLOGIA	27
4.1 Voluntários.	27
4.1.1 Critérios de Inclusão.	27
4.1.2 Critérios de Exclusão.....	28
4.1.3 Avaliação Clínica	28
4.3 PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL	29
4.3.1 Gaiola eletrostática de Faraday	29
4.3.2 Parafilm “M®”	30
4.3.3 Registro do sinal eletromiográfico.....	31
4.3.4 Eletrodos	32
4.3.5 Coleta do sinal eletromiográfico.....	33
4.3.6 Colocação dos eletrodos	35
4.4. ANÁLISE DOS DADOS.....	36
4.4.1. Sinal Eletromiográfico	36
4.4.2. Análise Estatística.....	40
4.5 ASPETOS ÉTICOS.....	41
5. RESULTADOS	42
5.1. Análise dos Valores de RMS	43
5.2. Análise dos Valores de Frequência Mediana.....	45
5.3. Análise do Coeficiente de Inclinação da Reta do Espectrograma	46
6. DISCUSSÃO	49

7. CONCLUSÕES	63
8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	65

ANEXO 1

ANEXO 2

TABELAS

P.

Tabela 01. Valores médios e desvio padrão da RMS normalizados dos três primeiros ciclos mastigatórios completos registrados durante a mastigação a partir dos músculos temporal direito (TD), masseter direito (MD), temporal esquerdo (TE) e masseter esquerdo (ME), para os grupos controle (Controle) (n=10) e com disfunção temporomandibular (DTM) (n=10). Valores em microvolts. 43

Tabela 02. Valores médios e desvio padrão da RMS de três ciclos mastigatórios completos registrados a partir de 5 segundos de mastigação. Dados dos músculos temporal direito (TD), masseter direito (MD), temporal esquerdo (TE) e masseter esquerdo (ME), para os grupos controle (Controle) (n=10) e com disfunção temporomandibular (DTM) (n=10). Valores em microvolts. 43

Tabela 03. Valores médios e desvio padrão da RMS normalizados, dos três últimos ciclos mastigatórios completos registrados durante a mastigação, a partir dos músculos temporal direito (TD), masseter direito (MD), temporal esquerdo (TE) e masseter esquerdo (ME), para os grupos controle (Controle) (n=10) e com disfunção temporomandibular (DTM) (n=10). Valores em microvolts. 44

Tabela 04. Valores médios e desvio padrão da frequência dos três primeiros ciclos mastigatórios completos registrados durante a mastigação a partir dos músculos temporal direito (TD), masseter direito (MD), temporal esquerdo (TE) e masseter esquerdo (ME), para os grupos controle (Controle) (n=10) e com disfunção temporomandibular (DTM) (n=10). Valores em Hertz. 45

Tabela 05. Valores médios e desvio padrão da frequência de três ciclos mastigatórios completos registrados a partir de 5 segundos de mastigação. Dados dos músculos temporal direito (TD), masseter direito (MD), temporal esquerdo (TE) e masseter esquerdo (ME), para os grupos controle (Controle) (n=10) e com disfunção temporomandibular (DTM) (n=10). Valores em Hertz. 45

Tabela 06. Valores médios e desvio padrão da frequência mediana, dos três últimos ciclos mastigatórios completos registrados durante a mastigação, a partir dos músculos temporal direito (TD), masseter direito (MD), temporal esquerdo (TE) e masseter esquerdo (ME), para os grupos controle (Controle) (n=10) e com disfunção temporomandibular (DTM) (n=10). Valores em Hertz. 45

Tabela 07. Valores dos coeficientes de inclinação da reta de regressão linear do espectrograma da frequência mediana dos músculos temporal direito (TD), masseter direito (MD), temporal esquerdo (TE) e masseter esquerdo (ME), para os grupos controle (Controle) (n=10) e com disfunção temporomandibular (DTM) (n=10), nos três intervalos de tempo estudados. Valores em Hertz por minuto. 47

ILUSTRAÇÕES

	P.
Figura 1- Parafilm “M”, material utilizado para realização da coleta do sinal EMG.	30
Figura 2- Condicionador de sinais, MCS-V2 Lynx Eletronics Ltda e Computador.	31
Figura 3- Eletrodo ativo diferencial simples(a) e eletrodo terra (b).	33
Figura 4- Colocação dos eletrodos ativos, para a captação do sinal eletromiográfico do M. masséter (a) e porção anterior do M. temporal (b).	36
Figura 5- Comportamento dos valores dos coeficientes de inclinação da reta de regressão linear do espectrograma da frequência mediana dos músculos temporal direito (TD), masseter direito (MD), temporal esquerdo (TE) e masseter esquerdo (ME) para o grupo controle (n=10), nos três intervalos de tempo estudados. I. Três primeiros ciclos mastigatórios completos. M. Três ciclos mastigatórios completos registrados a partir de 5 segundos de mastigação. F. Três últimos ciclos mastigatórios completos registrados durante a mastigação. Valores em Hertz por minuto.	48
Figura 6- Comportamento dos valores dos coeficientes de inclinação da reta de regressão linear do espectrograma da frequência mediana dos músculos temporal direito (TD), masseter direito (MD), temporal esquerdo (TE) e masseter esquerdo (ME) para o grupo com DTM (n=10), nos três intervalos de tempo estudados. I. Três primeiros ciclos mastigatórios completos. M. Três ciclos mastigatórios completos registrados a partir de 5 segundos de mastigação. F. Três últimos ciclos mastigatórios completos registrados durante a mastigação. Valores em Hertz por minuto.	48

Análise Eletromiográfica dos Músculos Masseter e Temporal Durante Atividade Mastigatória em Portadores de Disfunção Temporomandibular

O objetivo da presente pesquisa foi avaliar a atividade, o padrão, a frequência mediana e o coeficiente de inclinação da reta de regressão linear do espectrograma (SLOPE) do sinal eletromiográfico dos músculos masseter e porção anterior do temporal de voluntários portadores de disfunção temporomandibular (DTM) e clinicamente normais. Foram avaliados 20 voluntários do sexo feminino, divididos em dois grupos. O grupo DTM foi constituído por dez portadores de DTM miogênica, com idade entre 20 e 33 anos ($x=24,6$ e $DP=4,19$) e o grupo CONTROLE, indivíduos considerados clinicamente normais em avaliação prévia, com idade entre 21 e 27 anos ($x=23,8$ e $DP=1,68$). Todos assinaram o consentimento formal de participação (CNS 196/96). Os sinais eletromiográficos foram captados por eletrodos ativos diferenças de superfície com impedância de entrada de $10G\Omega$, CMRR de 130 dB e 2 picofaraday, e ganho de 100 vezes. Os traçados eletromiográficos foram registrados utilizando-se um eletromiógrafo composto por módulo condicionador de sinais de 16 canais, e placa A/D de 12 bits de resolução de faixa dinâmica, filtro do tipo Butterworth, de passa-baixa de 509 Hz, de passa-alta de 10,6 Hz, ganho 10 vezes e frequências de amostragem de 1.000 Hz. Para observar o comportamento das diferentes variáveis estudadas, os sinais eletromiográficos foram tomados em 3 diferentes intervalados do tempo que incluíram sempre 3 ciclos mastigatórios do abaixamento a elevação da mandíbula. O primeiro intervalo de tempo compreendeu os três primeiros ciclos completos compreendidos entre o instante inicial do registro até 4 segundos. No segundo intervalo foram calculados os valores de amplitude eletromiográfica dos 3 ciclos mastigatórios completos registrados após o 5º segundo de coleta. Por fim, o terceiro intervalo de análise, incluiu os três últimos ciclos mastigatórios completos compreendidos entre o 11º e 15º segundos. Foram avaliados os valores da *Root Mean Square* (RMS), da frequência mediana, o SLOPE e o padrão de ativação dos músculos estudados, utilizando os testes estatísticos de Kolmogorov-Smirnov, para avaliar a normalidade de distribuição dos dados; o teste T de Student não pareados, para comparar valores entre os dois grupos de estudo; e o teste de Kruskal-Wallis para análise de variância dos dados de cada um dos grupos de estudo. Foram considerados valores de p significativos aqueles menores que 5%. Quando os valores médios de RMS normalizados pela contração isométrica voluntária máxima e frequência mediana, do grupo DTM e CONTROLE, foram comparados entre músculos nenhuma diferença estatística significativa foi observada para nenhum dos intervalos de tempo selecionados ($p > 0.05$). Os valores de RMS normalizados e de frequência mediana, de cada um dos músculos, também foram pareados por músculos do grupo CONTROLE e DTM e nenhuma diferença estatisticamente significativa ($p > 0.05$) foi encontrada em nenhum dos trechos de tempo estudados. Os valores do SLOPE do grupo CONTROLE apresentaram um padrão regular entre os músculos, sendo negativos no primeiro intervalo de análise, positivo no segundo e novamente negativo no fim do registro. O grupo DTM apresentou, em todos os intervalos de tempo analisados, valores negativos de SLOPE. A avaliação dos coeficientes de variação dos envoltórios lineares mostrou elevada variação no padrão de ativação dos diferentes músculos estudados tanto no grupo CONTROLE quanto no grupo DTM. Nestas condições experimentais é possível concluir que um período de 15 segundos de mastigação não foi suficiente para evidenciar sinais de fadiga muscular, em nenhum dos grupos de estudo, de acordo com o comportamento das variáveis estudadas. Os valores do SLOPE encontrados neste estudo sugerem que o grupo DTM e o grupo controle apresentam diferentes tendências de recrutamento das unidades motoras dos músculos mastigatórios, ou ainda uma alteração na proporção de unidades motoras do tipo I e do tipo II. A não diferença dos valores de RMS entre os grupos de estudo ressalta a grande variedade de combinações de músculos hipoativos e hiperativos em portadores de DTM e a necessidade de uma abordagem individualizada na assistência destes pacientes. A grande variação nos padrões de ativação ao longo dos registros sugere diferentes estratégias para a realização de uma mesma tarefa motora e merece mais estudos que compare a eficiência da mastigação entre grupos clinicamente normais e com DTM.

1. INTRODUÇÃO

Estudos epidemiológicos sobre os distúrbios funcionais do sistema mastigatório tem demonstrado uma alta frequência de sinais e sintomas de desordem tempormandibular (DTM) nas populações estudadas (SOLBERG et al. 1979; SHIAU & CHANG, 1992). Sabe-se que a (DTM) é um distúrbio multifatorial complexo, que acomete o aparelho estomatognático, e envolve aspectos musculares, articulares (ATM), psíquicos e do sistema nervoso (BÉRZIN,2001).

A dor e a fadiga muscular são os sintomas mais freqüentemente relatados pelos indivíduos acometidos por essa doença. De acordo com ASH (1986), esta sintomatologia é decorrente da hiperatividade dos músculos mastigatórios, que pode ser gerada pelo bruxismo e/ou apertamento dentário. No entanto, a natureza subjetiva destes sintomas dificultam o diagnóstico e tratamento da DTM.

A Eletromiografia (EMG) na Odontologia é uma técnica avançada, empregada recentemente como um dos recursos mais úteis para o diagnóstico e avaliação da função dos músculos esqueléticos (BÉRZIN, 2001). Alguns estudos como os realizados por CLARK et al. 1987; NAEIJE & HANSSON, 1986; CARLSON et al. 1998, apresentam algumas características do sinal eletromiográfico como indicativo de desordem muscular, como hiperatividade

muscular, que pode ser analisada através da amplitude ou da frequência do sinal eletromiográfico, ou observada através da análise espectral do eletromiograma, em indivíduos portadores de DTM (RODRIGUES 2000).

Estudos sobre a fadiga muscular em humanos, tem sido realizados sobre várias condições experimentais e a EMG tem sido usada, freqüentemente, para essa avaliação (DeVRIES, 1968; MATSUMOTO et al.1991; MORITANI et al. 1982; BIGLAND-RITCHIE et al., 1983; MORITANI et al. 1986).

Características eletromiográficas de fadiga relatadas por PIPER (1912) e citadas por BASMAJIAN & DE LUCA (1985), foram que a frequência do sinal mioelétrico diminui em direção à baixas frequências durante contrações musculares fadigantes. Posteriormente, PALLA & ASH (1981); LINDSTROM & HELLSING (1983) e THOMAS (1990), também constataram um deslocamento similar em direção à baixas frequências, durante contrações fadigantes dos músculos mastigatórios.

Através da análise espectral do sinal EMG também é possível analisar além do processo de fadiga muscular, o tipo de fibra muscular ativado, as informações sobre o recrutamento e a velocidade de condução da fibra muscular, a sincronização das unidades motoras, em indivíduos normais e indivíduos patológicos (PALLA & ASH, 1981).

Desta forma, a EMG tem se mostrado uma ferramenta importante no auxílio do diagnóstico da DTM, já que permite uma análise confiável do comportamento muscular. Além disso, possibilita avaliar a eficácia dos tratamentos aplicados em indivíduos acometidos por DTM, sendo um instrumento direcionador dos procedimentos terapêuticos relacionados às alterações musculares.

Estudos tem sido realizados quanto à atividade neuromuscular em descanso ou em máximo apertamento dentário (DAHLSTRÖM, 1989). Por outro lado, pouco foi avaliado sobre atividade muscular durante a deglutição e durante movimentos mandibulares (mastigação); particularmente sob a análise da complexa etiologia e manifestações das desordens temporomandibulares (DTM) tornando-se importante avaliar a atividade neuromuscular em condições dinâmicas (LUND & WIDMER, 1989).

Tendo em vista a valorosa ferramenta que a EMG tem se apresentado no auxílio do diagnóstico da DTM e a necessidade de verificar características da fadiga durante a dinâmica mastigatória, esta pesquisa teve como propósito encontrar indícios de fadiga através da avaliação de variáveis no domínio do tempo e da frequência do músculo masséter e da porção anterior o músculo temporal, ao longo da atividade mastigatória em voluntários portadores de DTM e em indivíduos saudáveis.

2. PROPOSIÇÃO

Esta pesquisa teve como propósito encontrar indícios de fadiga através da avaliação da amplitude, da frequência mediana e do coeficiente de inclinação da reta de regressão linear do espectrograma (SLOPE) no sinal eletromiográfico do músculo masséter e da porção anterior o músculo temporal, em diferentes intervalos de tempo do registro mastigatório de voluntários portadores de DTM e em indivíduos clinicamente normais.

3. REVISÃO DA LITERATURA

3.1 DESORDEM TEMPORMANDIBULAR (DTM)

A DTM é descrita na Classificação Internacional da Doença (CID-10) da Organização Mundial da Saúde, em seu capítulo V – “Transtornos Mentais e de Comportamento”, sob o título de “Transtornos Somatoformes”(F45) (Organização Mundial da Saúde CID-10, 1993). Apresenta diversos sinais e sintomas característicos como cefaléia, dor na ATM, limitação dos movimentos da mandibulares, estalidos ou crepitação (sons articulares) durante movimentos condilares, zumbido, vertigens, além de dor e sensibilidade nos MM. mastigatórios, região cervical, e cintura escapular (DAHLSTRÖM, 1989). A intensidade e presença desses sinais e sintomas podem variar de um indivíduo para o outro.

A etiologia das DTMs ainda não está completamente compreendida e tem sido investigada sob vários pontos de vista, tanto estrutural quanto funcional. Uma das dificuldades encontradas foi analisar e quantificar o comportamento dos músculos da mastigação em casos de DTM. A EMG representa um sensível meio de avaliação das funções musculares e tem sido usada desde seu primeiro emprego na pesquisa odontológica por MOYERS,1949. (DAHLSTRÖM, 1989).

Distúrbios funcionais do sistema mastigatório tem sido avaliados nos últimos anos através de estudos epidemiológicos. Esses estudos tem mostrado uma alta

freqüência de sinais e sintomas de desordem tempormandibular nas populações avaliadas.

Em estudo epidemiológico realizado por, SOLBERG et al. em 1979, foi avaliado a prevalência de sinais e sintomas de DTM em 739 estudantes da Universidade da Califórnia em Los Angeles. Através de um questionário e exames clínicos, os autores puderam concluir que na população estudada 76% apresentaram sinais clínicos de DTM, e os sintomas ocorreram em 26% da população. A prevalência de sinais foi mais alta em mulheres que em homens, sendo a sensibilidade a palpação do M. pterigoídeo lateral e sons articulares, as manifestações clínicas mais comuns. Não houve associação direta da DTM com o bruxismo e os sujeitos que apresentaram esta parafunção relataram maior sensibilidade a palpação no M. masséter e limitação da abertura bucal.

Em 1992, SHIAU & CHANG avaliaram a prevalência de DTM em 2033 estudantes da Universidade Nacional de Taiwan. Para o desenvolvimento desse estudo, utilizaram uma ficha de avaliação contendo anamnese e exame clínico. Após a análise dos dados, os autores puderam observar que a DTM é mais incidente em indivíduos de meia idade, quanto ao sexo, não foi observado diferenças significativas na população estudada. De acordo com esses resultados, os autores concluíram que a prevalência de DTM na população universitária de

Taiwan é alta (40% da população) e que é uma patologia de ordem multifatorial, pois envolve desde comprometimentos oclusais até fatores psicossociais.

Após levantamento literário sobre os achados clínicos da DTM, GRAY et al. (1994), observaram que a prevalência desta síndrome é de 1:1 quanto ao sexo, porém as mulheres buscam tratamento mais que os homens, na proporção de 5:1. Quanto à idade, a incidência é maior entre 15-30 anos, sendo mais freqüente a DTM miogênica, e a partir de 40 anos a artrogênica (doença articular degenerativa). Além disso, 50 a 75% da população apresentou mínima sintomatologia de DTM e aproximadamente 20-25% dos indivíduos apresentaram no mínimo um sintoma.

A etiologia da DTM é tão variada quanto sua sintomatologia, pois inúmeros fatores podem afetar o equilíbrio dinâmico dos componentes do sistema mastigatório.

De acordo com YEMM (1985); ASH (1986); PHILLIPIS et al. (1989); OKESON (1996) e STEENKS & DE WIJER (1996), o fator etiológico mais comum na DTM miogênica é a hiperatividade muscular. Esta hiperatividade, por sua vez pode contribuir para desarranjos internos da ATM (MOSS & GARRETT, 1984; YEMM, 1985; EVERSOLE & MACHADO, 1985; PHILLIPIS et al. 1986; WILKINSON, 1988).

Os fatores que podem gerar hiperatividade muscular, de acordo com PALLA & ASH(1981) e OKESON (1996), são a maloclusão, alterações posturais e estresse

emocional. Além desses, a hiperatividade pode ser decorrente de traumas, desordens de crescimento e doenças sistêmicas (MOHL & DIXON, 1994; CARLSON, 1998).

A hiperatividade muscular pode gerar uma sobrecarga biomecânica nas estruturas do sistema mastigatório. Cada estrutura desse sistema (MM. da cabeça e do pescoço, ATM e dentes), de acordo com HANSSON et al. (1984); PHILLIPIS et al. (1986); OKESON, (1996), tem uma tolerância específica a sobrecarga.

De acordo com a analogia descrita por OKESON (1992), as estruturas do sistema mastigatório atuam como elos de uma corrente, quando a corrente é estirada com muita força o elo mais fraco pode romper-se. O mesmo pode ocorrer com o sistema estomatognático, pois a estrutura mais fraca pode entrar em colapso quando submetida à sobrecarga gerada pela hiperatividade muscular.

O colapso das estruturas pode variar de um indivíduo para o outro, pois cada um apresenta uma tolerância fisiológica própria, que permite níveis variados de adaptação. Segundo PARKER (1990), a quantidade de dentes, a espessura óssea, estabilidade oclusal, a classificação oclusal de Angle e a proporção do tipo de fibra dos MM. mastigatórios, podem afetar a capacidade de adaptação sistema estomatognático.

Exemplos de adaptabilidade também é abordado por OKESON (1992), onde não são encontrados sinais e sintomas de DTM em indivíduos com maloclusão

severa, o inverso também é verdadeiro, indivíduos com oclusão ideal, podem apresentar sinais e sintomas significativos. O mesmo é válido para o estresse emocional e as alterações posturais.

Os fatores psicológicos apresentam uma relação direta com a DTM, aproximadamente 40% dos indivíduos com dor na região craniofacial apresenta um agravante emocional (MOHL & DIXON, 1994).

Os músculos da mastigação, masséter, temporal e pterigóides medial e lateral, são requisitados em vários comportamentos funcionais como falar, deglutir e mastigar, e em comportamentos parafuncionais que incluem ranger, apertar e movimentos rítmicos semelhantes a mastigar de boca vazia (GLAROS & RAO, 1977; RUGH & HARLAN, 1988).

O bruxismo, o apertamento dental, mordedura labial, chupar o dedo, roer unhas, entre outros, são parafunções oclusais definidas como comportamentos sem propósito funcional (STEENKS & WIJER, 1996). Para esses autores, os sinais e sintomas mais comuns da parafunção são a dor muscular, má oclusão, degeneração articular, desarranjos do disco da ATM, cefaléia, hipertrofia do M. masséter, lesão periodontal e desgaste dental.

De acordo com REDING et al. (1966) e SOLBERG, et al. (1979), cerca de 80 à 90% da população apresenta sinais e sintomas de bruxismo noturno, sendo que

apenas 10% da população adulta e 5 % da população infantil estão cientes da presença desta parafunção.

Através de estudos sobre o sono DAHLSTRÖM (1989), correlacionou a hiperatividade dos MM. mastigatórios e os sintomas de DTM ao estresse experimental induzido e observou um aumento da atividade parafuncional em sujeitos sintomáticos.

3.2 ELETROMIOGRAFIA (EMG)

3.2.1 Considerações sobre eletromiografia

Os primeiros relatos sobre as propriedades elétricas dos músculos e nervos foram feitos por LUIGI GALVANI em 1791, citado por BASMAJIAN & DE LUCA, 1985. Desde então muitos estudos foram realizados para confirmar os resultados obtidos por GALVANI. Em 1849, DU BOISREYMOND conseguiu detectar o sinal elétrico proveniente dos músculos humanos. Porém só no início do século XX, com o desenvolvimento do instrumental, é que o registro do sinal mioelétrico se tornou confiável (BASMAJIAN & DE LUCA, 1985), e o marco inicial desta fase foi o trabalho de INMAN, SAUNDERS & ABBOTT (1944).

É possível definir a eletromiografia como o estudo da atividade da unidade motora; e este estudo pode ser feito de forma individual - eletromiografia clínica,

ou em conjunto – eletromiografia cinesiológica. Deste modo a eletromiografia é utilizada, atualmente, na avaliação da doença neuromuscular e como ferramenta cinesiológica para o estudo da função muscular (PORTNEY,1993).

Após o trabalho de INMAN, SAUNDERS & ABBOTT (1944), a análise do sinal eletromiográfico no estudo da função muscular despertou grande interesse nos últimos anos e tem sido aplicado na avaliação da capacidade muscular (DeVRIES, HA, 1968; MATSUMOTO et al.1991; MORITANI et al. 1982; BIGLAND-RITCHIE, 1983; MORITANI et al. 1986), limiar anaeróbio e de lactato (MATSUMOTO et al.1991; MORITANI et al. 1984; NAGATA et al. 1981), atividade motora (KOH et al. 1993; MORITANI et al. 1979; MORITANI et al. 1980; MORITANI et al. 1990), marcha e ciclismo, (SHIBATA et al. 1997; TAKAISHI et al. 1994) doenças neuromusculares (LEONARD et al, 1991; MURO et al. 1982), atividades das unidades motoras (MORITANI et al. 1988; MORITANI et al. 1987) e fadiga em músculos esqueléticos (MORITANI et al. 1982; BIGLAND-RITCHIE, 1983; BIGLAND-RITCHIE, 1983; MORITANI et al. 1985; MORITANI et al. 1986; MORITANI et al. 1990; MORITANI et al. 1993).

Segundo PORTNEY (1993) e DE LUCA (1997), espera-se que o eletromiograma seja uma representação fidedigna da unidade motora avaliada, embora o sinal eletromiográfico possa sofrer distorções devido a presença de artefatos.

Estes podem ser minimizados utilizando-se um isolamento eletromagnético, amplificadores mais próximos da origem do sinal e um aterramento adequado. Desta forma, para que se torne exeqüível o registro da atividade de um conjunto de unidades motoras, a eletromiografia possui um aparato específico capaz de detectar diferenças de potencial muito pequenas.

A eletromiografia cinesiológica tem sido muito utilizada atualmente por possibilitar a observação da atividade muscular global durante atividades específicas, além de possibilitar a quantificação do sinal que é freqüentemente desejável para a descrição e comparação das alterações na magnitude e padrão de resposta muscular (PORTNEY 1993, DE LUCA 1997).

O sinal eletromiográfico pode ser manipulado eletronicamente, com o propósito de facilitar a quantificação do dados brutos; uma das formas de manipulação do sinal é a determinação da raiz quadrada da média dos quadrados da voltagem ao longo do ciclo (Root Mean Square - RMS). Atualmente é o procedimento mais utilizado pelos pesquisadores, pois esta análise é a que melhor por contemplar as alterações fisiológicas do sinal eletromiográfico, refletir o número de unidades motoras ativas, a freqüência de disparo das unidades motoras e a forma dos potenciais de ação das unidades motoras (BASMAJIAN & DE LUCA, 1985), permitindo ainda uma análise da amplitude do sinal eletromiográfico.

O sinal eletromiográfico também pode ser analisado através do tempo e da frequência. O estudo do espectro de frequência do sinal eletromiográfico obtido pela Transformada Rápida de Fourier, mostra a frequência que compõe o sinal eletromiográfico em função de sua amplitude, determinando a quantidade de amplitude presente numa determinada faixa de frequência (LINDSTROM et al. 1970).

A eletromiografia de superfície é uma excelente forma de avaliar os processos bioquímicos e fisiológicos dos músculos esqueléticos sem procedimentos invasivos. Porém apresenta limitações, como colocação de eletrodos, características fisiológicas anatômicas e bioquímicas do músculo estudado, o tipo de fibra muscular ativada dentre outras que devem ser entendidas e consideradas para o sucesso da sua utilização (De LUCA, 1997).

3.2.2 Utilização da eletromiografia como auxiliar diagnóstico na DTM

Os primeiros estudos aplicados da eletromiografia em odontologia foram publicados nas décadas de 50 e 60 (PRUZANSKY, 1952, PERRY & HARRIS, 1957; PERRY, 1957; JARABAK, 1956, 1957; RAMFJORD, 1961 a,b). Vários estudos envolvendo EMG dos músculos da mastigação tem sido publicados atualmente (GLAROS, TABACCHI & GLASS, 1998). No entanto a utilidade deste

método diagnóstico tem sido questionado (LUND & WIDMER, 1989; OKESON, 1996).

A eletromiografia tem sido muito utilizada como um instrumento auxiliar no diagnóstico da DTM, sua utilização tem proporcionado aos clínicos e pesquisadores um melhor conhecimento das funções e disfunções musculares do sistema mastigatório.

De acordo com DAHLTRÖM, 1989, os primeiros a utilizarem a eletromiografia quantitativa na avaliação da DTM foram LOUS SHEIKHOLESLAM & MOLLER em 1970. Após realizarem a eletromiografia da porção anterior do M. temporal e M. masséter de 39 indivíduos com DTM e 45 controles, com a mandíbula em posição de repouso; seus resultados mostraram que a média de atividade eletromiográfica com a mandíbula em posição postural de repouso em indivíduos portadores de DTM, foi significativamente maior que nos controles, sendo que, o aumento desta atividade foi mais pronunciado na porção anterior do M. temporal, região associada às queixas de dor.

Analisando o comportamento da atividade eletromiográfica em sujeitos normais e indivíduos com história de dor crônica dos músculos mastigatórios, CRAM et al. (1986) após comparar os parâmetros da eletromiografia cinesiológica, confirmou que pacientes com dor crônica exibem um alto nível de atividade EMG, quando comparados com o grupo controle.

Também com o propósito de avaliar a atividade muscular eletromiográfica em 40 indivíduos portadores de DTM, PINHO et al. (2000), após comparar seus resultados com um grupo de indivíduos saudáveis relatados por RILO et al., (1997), concluíram que, no grupo com DTM houve uma pequena diminuição na tonicidade basal do músculo, além de uma significativa redução na capacidade de apertamento e uma paradoxal inibição da disfunção no lado da articulação afetada, durante os movimentos da mandíbula.

O exame de 60 pacientes com DTM de origem muscular ou articular, além da avaliação dos registros eletromiográficos dos MM. masséter e da porção anterior do M. temporal durante 30 segundos de contração a 50% da força da contração voluntária máxima levou, NAEIJE & HANSSON em 1986 a concluir que o grupo com DTM de origem muscular apresentou valores de RMS estatisticamente maiores que o grupo com DTM de origem articular. Esses permitiram aos autores diferenciar a DTM miogênica da artrogênica, baseados em dados eletromiográficos.

RUF et al. (1997), avaliaram a influência da indução do estresse sobre a atividade eletromiográfica da porção anterior M. temporal e do M. masséter bilateralmente, em 15 estudantes do curso de odontologia da Universidade de Giessen, clinicamente normais. A eletromiografia cinesiológica foi realizada em dois momentos, o primeiro antes da realização de um exame prático para admissão no semestre subsequente e durante o exame. Comparando o primeiro registro

eletromiográfico com o segundo, os autores observaram um aumento na atividade eletromiográfica dos MM. mastigatórios, que ocorreu tanto em repouso quanto durante a atividade funcional.

A fadiga muscular e a dor são os sintomas mais freqüentes em indivíduos portadores de desordem tempormandibulares. Entretanto a natureza subjetiva desses sintomas dificulta a avaliação e tratamento. Segundo MATON et al (1992), a fadiga pode ser definida como uma redução na capacidade de produzir força durante atividade prolongada. A fadiga central é caracterizada por uma redução na ativação elétrica do músculo, acompanhada pela perda de força.

De acordo com BASMAJIAN & DE LUCA, (1985), através da eletromiografia cinesiológica, não é possível apenas observar a hiper ou hipo atividade dos músculos esqueléticos, mas também é possível observar a fadiga muscular, desta forma a eletromiografia é um auxiliar do diagnóstico de DTM capaz de examinar a função dos músculos esqueléticos, apresentado mais informações sobre a situação muscular.

A determinação da ocorrência de sensações subjetivas como fadiga e dor, foram estudadas por CHRISTENSEN (1979), em 14 voluntários sem manifestações de DTM, durante contração voluntária máxima dos músculos elevadores da mandíbula. Os valores encontrados para os limiares de fadiga, dor e tolerância máxima á dor foram de, respectivamente, 31s, 55s e 118s. Tais valores podem

apresentar valores diferentes entre pessoas diferentes, no entanto não foi observada mudança quando o experimento foi repetido pelos mesmos indivíduos.

Em revisão da literatura realizada por CHRISTENSEN (1981), sobre a fadiga e dor nos músculos da mastigação induzidos por apertamento dental foi possível obter alguns parâmetros do comportamento muscular nessas condições. Como exemplo, verificou-se que aproximadamente após 30s de apertamento dental deve ocorrer fadiga, enquanto que a dor muscular pode ser sentida somente após 2 minutos de contração voluntária máxima. Também foi destacado que tanto em fadiga quanto à dor muscular, participam fatores fisiológicos e psicológicos.

Os processos bioquímicos que ocorrem na fadiga dos músculos esqueléticos foram revisado por BASMAJIAN & DE LUCA (1985), que relatam que a velocidade de condução da fibra muscular está intimamente relacionada ao diâmetro das fibras musculares e pode ser muito afetada pelo pH intramuscular.

O resultado do processo bioquímico resultante da contração da fibra muscular é a formação de subprodutos como ácido láctico e ácido pirúvico que atravessam a membrana da fibra muscular para o fluido intersticial. A quantidade de íons de hidrogênio acumulada- dentro e fora da membrana da fibra muscular dependente da taxa de remoção desses íons, seja por transporte físico ou reação bioquímica. Existe uma provável diferença entre os efeitos absolutos e relativos de ambos os processos nos diferentes tipos de fibra muscular.

Segundo VAN BOXTEL et al. (1983), citado por HORI, (1995) o tipo de fibra muscular do M. masséter é predominantemente do tipo II. Quanto ao M. temporal KORFAGE & VAN EIJEDEN (1999) realizaram um estudo sobre a diferença regional do tipo de fibra muscular nas três porções do M. temporal, e concluíram que a porção anterior do M. temporal apresenta 46% de fibras tipo I, a porção média 57% e a porção posterior é composta por 24% de fibras tipo I.

Os íons de hidrogênio desempenham um papel importante na geração do potencial de ação da membrana excitável, afetando o processo, possivelmente devido a mudanças físicas no arranjo das proteínas de membrana e/ou via campo elétrico gerado por sua carga (BASS & MOORE, 1973, citados por BASMAJIAN & DE LUCA, 1985). Esse conceito foi evidenciado por JENNISCHE (1982), através de experimento que demonstrou que o potencial de membrana diminui quando o PH intracelular diminui no M. sóleo e gastrocnêmio de gato. Também TASAK et al. (1967), citados por BASMAJIAN & DE LUCA, (1985) e ORCHARDSON (1978) demonstraram que a excitabilidade da membrana diminui quando o PH intracelular diminui.

Além da quantidade de íons de hidrogênio formados durante a contração muscular, também é necessário considerar os mecanismos que os remova do ambiente da membrana. Pois, quando a produção de força do músculo aumenta, a demanda de oxigênio muscular aumenta, requerendo um aumento do fluxo

sangüíneo. Com a contração, a pressão intramuscular torna-se maior, podendo resultar na oclusão das arteríolas e diminuição do fluxo sangüíneo no músculo comprometendo a remoção dos íons de hidrogênio formados durante a contração muscular (BASMAJIAN & DE LUCA, 1985).

Quanto ao suprimento sangüíneo muscular, STAL et al. (1996) relataram que os músculos orofaciais e o M. masséter necessitam de maior suprimento sangüíneo quando comparados com o M. bíceps braquial e o M. primeiro interósseo dorsal. Segundo os autores, os resultados provavelmente refletem as diferentes atividades funcionais dos músculos estudados, pois os músculos orofaciais e o M. masséter necessitam de maior demanda de suprimento sangüíneo durante complexas atividades orais como mastigação, expressão facial e controle postural.

O eletromiograma pode ser analisado quantitativamente pela amplitude ou no domínio da freqüência do sinal eletromiográfico. De acordo com PALLA & ASH, 1981, a freqüência pode ser analisada por um processamento digital, utilizando a transformação rápida de Fourier para gerar a densidade espectral de potência e a potência espectral do sinal.

Vários autores relataram o uso da alteração da amplitude como medida da fadiga muscular (CURRIER, 1969; LLOYD, 1971; BUZZINELI, 1999). Porém, segundo STULEN & DE LUCA (1981) a análise da amplitude do sinal eletromiográfico é imprópria para medir a velocidade de condução da fibra

muscular. Segundo os autores a amplitude varia com o tipo de eletrodo, assim como a colocação do mesmo, comprometendo a análise da fadiga muscular.

Segundo, STULEN & DE LUCA, 1981 a frequência mediana, frequência média e a moda da frequência são três frequências características do sinal eletromiográfico capazes de medir as alterações na velocidade de condução da fibra muscular.

A frequência mediana é a frequência na qual o espectro de potência é dividido em duas regiões iguais. A frequência média é a média matemática da frequência, e a moda da frequência, é a frequência de pico do espectro. As três frequências características estão linearmente relacionadas com a velocidade de condução das fibras musculares (STULEN & DE LUCA, 1981).

Dessas frequências características, a moda da frequência é a menos utilizada pois a variância do espectro influenciará fortemente na precisão da estimativa da moda. Este aspecto foi confirmado empiricamente por SCHWEITZER et al. (1979) em relato de STULEN & DE LUCA (1981), que encontraram que o coeficiente de variação para a estimativa da moda da frequência foi cinco vezes maior que a frequência média para o sinal EMG obtido do diafragma humano.

STULEN & DE LUCA (1981) ainda mostraram que a frequência mediana fornece uma estimativa confiável, consistente e não-tendenciosa do espectro de frequência. Geralmente a estimativa das frequências médias e mediana representam

de forma considerável a alteração da velocidade de condução das fibras musculares em contração. Sendo a frequência mediana o parâmetro de frequência que melhor contempla este fenômeno.

No trabalho de PIPER (1912) citado por BASMAJIAN & DE LUCA, (1985), os componentes de frequência do sinal EMG de superfície tem sido observados por diminuírem quando uma contração é sustentada.

O deslocamento da frequência em direção a baixas frequências na fadiga, e também um aumento consistente na amplitude do sinal EMG registrado com eletrodos de superfície foram observados por COBB e FORBES (1923), BASMAJIAN & DE LUCA, (1985). Esses mesmos aspectos foram observados em vários MM. de todo o corpo humano por SATO, 1965 citado por BASMAJIAN & DE LUCA, 1985).; KWATNEY et al. 1970; LINDSTRÖM et al. 1970; CHAFFIN, 1973; PETROFSKY & LIND, 1980; PALLA & ASH, 1981; STULEN & DE LUCA, 1981), e inclusive no M. masséter e porção anterior do M. temporal (LINDSTRÖM & HELLSING, 1983; PALLA & ASH, 1981; NAEJE & ZORN, 1981; HAGBERG, 1986).

Segundo BASMAJIAN & DE LUCA (1985), o recrutamento motor, a sincronização das unidades motoras e as mudanças na velocidade de condução das fibras musculares, são as três explicações propostas para justificar o aumento na

amplitude e a alteração da frequência do sinal eletromiográfico observado durante uma contração isométrica sustentada.

EASON (1960) e MATON (1981) atribuíram que o aumento da amplitude do sinal eletromiográfico ocorre devido ao recrutamento de unidades motoras adicionais. Eles postularam que durante uma contração progressiva, mais unidades motoras são necessárias para manter a produção de força constante. Porém, MILNER-BROWN et al. (1973) e DE LUCA et al. (1982) contestam esta afirmação, relatando que em 80% da contração voluntária máxima desenvolvida pelo primeiro interósseo dorsal, não ocorre o recrutamento de todas as unidades motoras. Desta forma, o recrutamento de unidades motoras adicionais, como uma possível explicação de aumento da amplitude do sinal eletromiográfico necessita de esclarecimentos.

A sincronização, ou seja, a tendência das unidades motoras em dispararem próximas ou ao mesmo tempo, foi citada por CHAFFIN, 1973; PALLA & ASH, 1981, como a causa do aumento da amplitude e alteração de frequência. No entanto é mais evidente a sincronização das unidades motoras quando a contração é progressiva (LIPPOLD et al. 1960).

Segundo VERROUST et al. (1981) qualquer alteração da frequência, que ocorre como resultado da sincronização das unidade motoras, mostrou-se desprezível conforme o modelamento matemático do sinal eletromiográfico.

Segundo BASMAJIAN & DE LUCA (1985), o modelamento matemático pode apenas dar uma percepção limitada do espectro de densidade de potência causado pela sincronização da despolarização das unidades motoras devido ao conhecimento incompleto do comportamento detalhado dessas descargas. Em tais circunstâncias, a indicação dada por modelos são altamente dependentes das suposições feitas sobre a estatística da descarga da unidade motora e a forma dos potenciais de ação. Os relatos que levam em conta um efeito modificador no espectro de densidade de potência são consistentes em indicar uma aumento na faixa de baixa frequência do espectro na faixa dos valores de disparo.

Com o propósito de avaliar o espectro de frequência do sinal eletromiográfico, durante contrações repetidas a 20, 30, 40, 50, 60, 75 ou 90% da força de contração isométrica do M. masseter, KROON et al. (1986) examinaram eletromiograficamente dez indivíduos sem história de DTM. As conclusões foram que o espectro de frequência do sinal eletromiográfico é uma ferramenta importante para analisar o processo de fadiga muscular.

THOMAS, (1986), citado por THOMAS, (1990) demonstrou que a frequência de pico do espectro frequência do sinal eletromiográfico dos músculos mastigatórios de indivíduos portadores de DTM estava deslocado para as baixas frequências quando comparados com sujeitos normais. Segundo o autor isto é indicativo de fadiga muscular crônica.

4. MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 Voluntários

Foram analisados através da eletromiografia de superfície o M. masséter e a porção anterior do M. temporal de vinte voluntários do sexo feminino. Desta amostra, dez eram portadores de DTM miogênica, com idade entre 20 e 33 anos ($\bar{x}=24,6$ e $DP=4,19$) e dez eram considerados indivíduos clinicamente normais, com idade entre 21 e 27 anos ($\bar{x}=23,8$ e $DP=1,68$).

4.1.1 Critérios de Inclusão

No grupo com DTM foram incluídos todos os participantes que apresentaram dor nos Mm. mastigatórios durante atividades funcionais (falar e comer, principalmente alimentos mais duros) num período mínimo de um ano e no máximo de cinco anos, parafunção oclusal (frendor e/ou apertamento) num período mínimo um ano, dor e/ou cansaço muscular ao acordar e estalido articular.

Já para o grupo sem DTM, denominado grupo controle, os critérios de inclusão foram: ausência de parafunção oclusal, dor articular e/ou muscular durante atividades funcionais e cansaço e/ou dor muscular ao acordar. Neste grupo 20% dos voluntários apresentaram estalido articular, que segundo HELKIMO (1974), podem

ser considerados indivíduos clinicamente normais por apresentarem apenas um sinal de DTM.

4.1.2 Critérios de Exclusão

Foram excluídos desta pesquisa, indivíduos com falha dentária, história de doenças sistêmicas como artrite, artrose e diabetes, já que nessas patologias pode haver alteração do líquido sinovial o que comprometeria as articulações sinoviais inclusive a ATM. Não fizeram parte da pesquisa os sujeitos que relataram traumas na face e ATM, luxação articular, limitação de amplitude de movimento da ATM.

Antes do início dos experimentos os voluntários foram esclarecidos sobre os objetivos da pesquisa, procedimentos experimentais, horários, riscos e benefícios. Todos assinaram o Termo de Participação Formal aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa Envolvendo Seres Humanos da Faculdade de Odontologia de Piracicaba UNICAMP (Anexo 1).

4.1.3 Avaliação Clínica

Para seleção dos voluntários foi realizada uma avaliação clínica que constou de dados pessoais, anamnese, história pregressa, inspeção visual, palpação muscular e exame físico e uma avaliação intra-oral onde foram observadas as condições dentárias e bucais dos indivíduos.

Quanto ao material empregado para a fixação dos eletrodos de superfície para a captação do sinal eletromiográfico, foram testados dois materiais o Micropore® (3m) e o esparadrapo (Cremer®). O segundo material promoveu uma melhor fixação do eletrodo na superfície da pele. O voluntário foi posicionado de costas para a tela de coleta para evitar o feedback visual, que poderia comprometer o registro do sinal eletromiográfico.

4.3 PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL

4.3.1 Gaiola eletrostática de Faraday

Para isolar o campo eletromagnético do ambiente, uma gaiola de Faraday foi construída num formato cubico, numa estrutura de madeira e caibro 5x5 cm, com dimensões de 2,3 m de altura, 2,8 m de largura e 2,6 m de comprimento, revestida por uma tela de cobre (malha 1x1 mm).

Essa estrutura foi aterrada, em seus quatro vértices, com lâmina de alumínio de 2mm/1”, conectados a um cabo de 25 mm² de cobre nu, o qual foi conectado em hastes de aterramento.

O aterramento foi composto por seis hastes de cobre 5/6” por 2,40 metros pareadas, formando um triângulo. Todas as conexões foram realizadas com fundição e o aterramento tratado com sologel.

4.3.2 Parafilm “M®”

O Parafilm “M®” é um material utilizado em laboratórios para vedar tubo de ensaio, e que segundo BIASOTTO (2000) é um dos melhores materiais para realização da eletromiografia, pois promove menor variabilidade do eletromiograma.

O Parafilm “M ®”, foi dobrado em cinco partes iguais e redobrado ao meio no seu comprimento total, sendo sua largura e espessura semelhantes à dimensões da goma de mascar “TRIDENT®”, seguindo o protocolo preconizado por BIASOTTO (2000) (Figura 1).

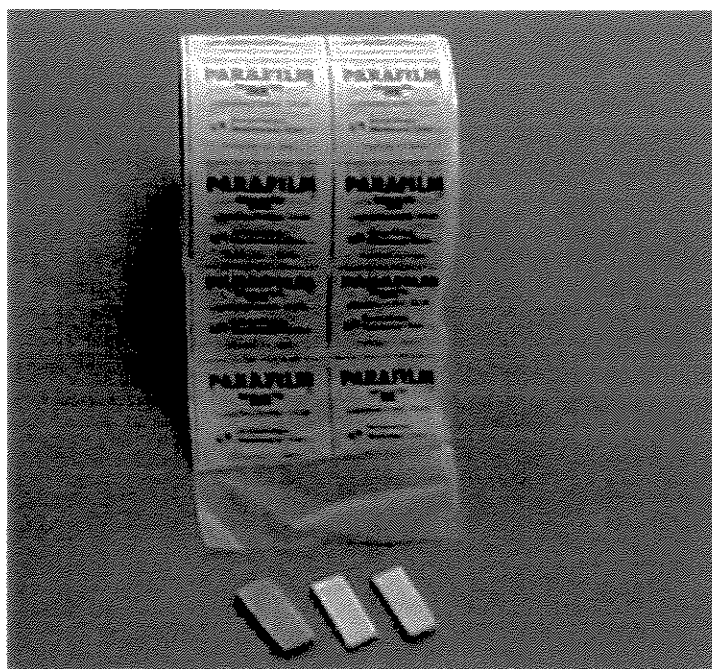


Figura 1- Parafilm “M”, material utilizado para realização da coleta do sinal EMG

4.3.3 Registro do sinal eletromiográfico

Para o registro eletromiográfico foram utilizados o Sistema de Aquisição de Sinais (Condicionador de Sinais, MCS-V2 Lynx Tecnologia Eletrônica Ltda.) de dezesseis canais, com 12 bites de resolução de faixa dinâmica, filtro do tipo “Butterworth”, de passa-baixa de 509 Hz. e passa-alta de 10,6 Hz, ganho de 100 vezes; placa conversora A/D (modelo CAD 12/36 da Lynx Tecnologia Eletrônica Ltda.). Software (Aqdados versão 4.18 da Lynx Tecnologia Eletrônica Ltda) para apresentação simultânea dos sinais de vários canais e tratamento do sinal (valor de RMS, média, mínimo, máximo e desvio padrão) com frequência de amostragem 1000Hz (Figura 2).



Figura 2- Condicionador de sinais, MCS-V2 Lynx Eletronics Ltda e Computador.

Com o intuito de minimizar a interferência de componentes de 60 Hz e suas harmônicas (120, 180, 240,...) presentes na rede elétrica de alimentação dos equipamentos, foram conectados dois filtros de linha ligados em série, um nobreak e um estabilizador que era ligado à uma tomada elétrica de 110v.

Esta tomada também estava aterrada no mesmo aterramento da gaiola eletrostática de Faraday.

4.3.4 Eletrodos

A fim de minimizar o desconforto e os riscos para os voluntários, foram utilizados nesta pesquisa eletrodos de superfície ativos diferenciais simples da Lynx Tecnologia Eletrônica Ltda., formados por duas barras retangulares (10 x 2 mm) paralelas de prata pura (Ag), espaçadas por 10 mm e fixas em um encapsulado de resina acrílica de 23 x 21 x 5 mm (Figura 3a). Esses eletrodos possuem impedância de entrada de 10 G Ω , CMRR de 130 dB e 2 picofaraday, e ganho de 100 vezes, com passa alta de 20Hz e passa baixa de 500Hz Os cabos conectores possuem 1,5 metros. Além dos eletrodos ativos diferenciais, foi usado um eletrodo de referência retangular (33 x 31 mm) de aço inoxidável, para reduzir ruído durante a aquisição do sinal eletromiográfico (Figura 3b).

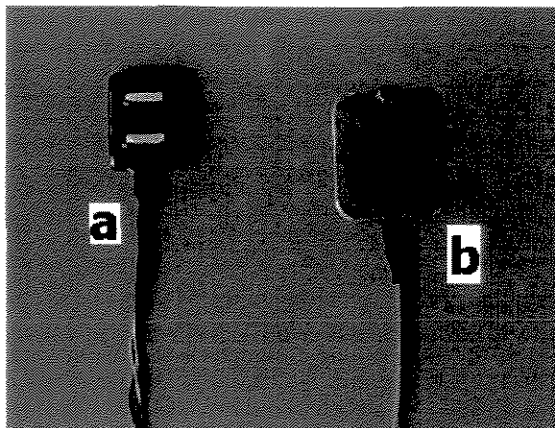


Figura 3- Eletrodo ativo diferencial simples(a) e eletrodo terra (b).

4.3.5 Coleta do sinal eletromiográfico

Os voluntários permaneceram sentados em uma cadeira, com as costas completamente apoiadas no encosto, plano de Frankfurt paralelo ao solo, olhos abertos, pés apoiados no solo, braços apoiados sobre os membros inferiores.

A coleta do sinal eletromiográfico deu-se no interior da gaiola eletrostática de Faraday situada no laboratório de Eletromiografia da FOP/UNICAMP.

O sinal eletromiográfico foi captado em duas situações: (1) durante contração isométrica de fechamento bucal (apertamento dental) incentivada pelo experimentador realizada com a máxima intercuspidação, tendo o material parafilme localizado entre os dentes prémolares, primeiro e segundo molar inferior e superior bilateralmente.

Um treinamento foi realizado antes do início da aquisição, a fim de familiarizar o indivíduo como o procedimento experimental. Para isso foi dado o seguinte comando verbal: “Força, Força, Mantém, Mantém.....”, por dois segundos. Para a aquisição do sinal o comando verbal foi o mesmo “Força, Força, Mantém, Mantém, Mantém..... “ mantido por cinco segundos, sendo que o voluntário repetiu a contração por cinco vezes.

O início da aquisição foi realizado quando o experimentador iniciava o comando “Mantém”, pois nesse momento a contração já está estável; (2) em atividade mastigatória não habitual, tendo o material parafilme localizado entre os dentes prémolares, primeiro e segundo molar inferior e superior bilateralmente. O ciclo mastigatório foi determinado através de um metrônomo. Foi realizado um treinamento antes do início da aquisição, a fim de familiarizar o indivíduo com o procedimento experimental, orientando os indivíduos a tocar os dentes sempre que ouvissem o som do metrônomo, por 5 segundos. Para a aquisição do sinal a orientação foi a mesma, sendo realizada por 15 segundos

Os canais de entrada dos eletrodos foram calibrados diariamente. Esse procedimento é realizado para atribuir como valor zero de referência à voltagem registrada durante o curto-circuito do eletrodo ativo e o eletrodo de referência. Foram utilizados quatro canais de entrada dos eletrodos, para a coleta do sinal eletromiográfico, sendo os canais correspondentes aos músculos estudados: Canal

0- M. temporal porção anterior direito; 1- M. masséter direito; 2- M temporal porção anterior esquerdo; 3- M. masséter esquerdo.

Além dos quatro eletrodos ativos, utilizou-se um eletrodo de referência, que foi colocado no punho direito de todos os voluntários.

Para posterior análise, os sinais eletromiográficos registrados, foram armazenados em arquivos na memória do computador. Os arquivos foram organizados em forma de colunas de dados relacionadas ao tempo de coleta em segundo.

4.3.6 Colocação dos eletrodos

Os eletrodos foram posicionados no ventre dos M. masséter e porção anterior do M. temporal, permanecendo paralelos em direção as fibras musculares com as barras de prata perpendiculares às fibras para maximizar a captação e minimizar a interferência de ruídos. Os mesmos foram colocados sobre a pele previamente limpa com solução de álcool 70%, e fixados a pele por esparadrapo (Figura 4). Para a colocação dos eletrodos realizou-se a prova de função para cada músculo.



Figura 4- Colocação dos eletrodos ativos, para a captação do sinal eletromiográfico do M. masséter (a) e porção anterior do M. temporal (b).

4.4. ANÁLISE DOS DADOS

4.4.1. Sinal Eletromiográfico

A fim de analisar a influência do tempo de mastigação nas variáveis estudadas nesta pesquisa, o período de 15 segundos de mastigação foi dividido em três intervalos de tempo que incluíram sempre três ciclos mastigatórios do abaixamento a elevação da mandíbula. O primeiro intervalo de tempo compreendeu os três primeiros ciclos completos compreendidos entre o instante inicial do registro até 4 segundos. No segundo intervalo foram calculados os valores de amplitude eletromiográfica dos três ciclos mastigatórios completos registrados após o 5º segundo de coleta. Por fim, o terceiro intervalo de análise, incluiu os três últimos ciclos mastigatórios completos compreendidos entre o 11 e 15º segundos.

Assim, o sinal eletromiográfico foi utilizado para derivar análises no domínio do tempo e no domínio da frequência nos três intervalos de tempo estudados.

No domínio do tempo, a atividade elétrica dos músculos temporal direito, masseter direito, temporal esquerdo e masseter esquerdo durante a mastigação, é apresentada através dos valores da Root Mean Square (RMS).

A RMS que é uma média eletrônica que representa a raiz quadrada da média dos quadrados da corrente ou da voltagem ao longo de todo o ciclo. A RMS parece ser a forma preferida de sinal de saída (output) utilizada pelos pesquisadores, pois fornece o número de unidades motoras ativadas (recrutamento), a frequência de disparos das unidades motoras e a forma dos potenciais de ação das unidades motoras (área) (PORTNEY, 1993). Assim, a medida da amplitude do sinal eletromiográfico esta sujeita a variabilidade em registros de eletrodos de superfície, relacionada à instrumentação e a fatores individuais, tais como a composição das fibras e impedância dos tecidos (DE LUCA, 1981).

Com base nestas informações, a Internacional Society of Electrophysiology and Kynesiology sugere o processo de normalização para dar um referencial comum aos diferentes dados eletromiográficos e reduzir a variabilidade intersujeitos.

O uso da contração isométrica voluntária máxima parece ser a forma mais utilizada pelos diferentes autores para a normalização da amplitude de dados

eletromiográficos e, portanto, os valores de RMS obtidos durante a atividade mastigatória não-habitual de cada um dos músculos estudados, foram todos normalizados pelos respectivos valores de RMS médios obtidos de três contrações voluntárias máximas de apertamento dental.

No domínio da frequência, duas análises foram realizadas. Foram obtidos os valores da frequência mediana do espectro de potência e o coeficiente de inclinação da reta do espectrograma da frequência mediana do sinal eletromiográfico.

O espectro de potência é a representação gráfica da quantidade de amplitude contida em cada uma das frequências que compõem o sinal eletromiográfico bruto. O espectro foi obtido através do processamento matemático chamado de Transformada Rápida de Fourier (FFT) com janela do tipo Hanning de largura igual a 256 ms e sobreposição de 32 ms.

Uma vez obtido o espectro de potência do sinal eletromiográfico, pode-se calcular a frequência mediana deste espectro. Em estudos anteriores STULEN & DE LUCA (1979) concluíram que a frequência mediana é a que contempla as alterações de frequência do sinal eletromiográfico, uma vez que este valor divide o espectro em duas porções equivalentes em amplitude total. Assim, o aumento de amplitude eletromiográfica nas baixas frequências, característico de um aumento de disparos de fibras do tipo I ou ainda do aumento da concentração de íons de

Hidrogênio intersticial, seria facilmente registrado por uma diminuição do valor da frequência mediana.

O espectrograma é a representação gráfica dos valores da frequência mediana ao longo do tempo selecionado, ou seja, representa um valor de frequência mediana para cada instante do tempo de registro. Desta curva e de sua regressão linear é obtido o valor do coeficiente de inclinação da reta que corresponde ao comportamento da frequência mediana ao longo do intervalo de tempo estudado. Este valor é apresentado em Hertz por minuto (Hz/mim) e indica se a frequência mediana tende a diminuir ou a aumentar durante o período estudado.

O processamento dos sinais eletromiográficos brutos registrados foi realizado por rotinas do software MATLAB (ANEXO 6) especialmente criadas para os sinais processados pelo Software Aqdados versão 4.18 da Lynx Electronics Ltda.

A rotina denominada EMG11 abriu todos os canais de captação do sinal EMG de um único arquivo para visualização dos traçados brutos ro, da mastigação não habitual.

A rotina EMG12 forneceu para cada um dos canais de sinais gravados, os valores de RMS do sinal eletromiográfico bruto, a frequência mediana e o coeficiente de inclinação da reta do espectrograma da frequência mediana.

4.4.2. Análise Estatística

Os testes estatísticos utilizados neste trabalho foram realizados pelo programa GraphPad InStat®, versão 3,01, Free Demo, da Graph Pad Software Inc. Foram realizados os seguintes testes estatísticos:

Teste de Kolmogorov-Smirnov, para avaliar a normalidade de distribuição dos dados. Todos os conjuntos de dados analisados possuíam distribuição normal.

Teste T de Student não pareado, para avaliar diferenças entre os valores médios de RMS normalizados e frequência mediana quando foram feitas comparações de cada um dos músculos estudados entre os grupos.

Teste de Kruskal-Wallis (ANOVA não paramétrico) para avaliar diferenças entre os valores médios de RMS normalizados e frequência mediana quando foram feitas comparações entre os quatro músculos estudados em cada grupo separadamente. Utilizado sempre que, apesar da distribuição normal dos dados, os desvios padrões fossem estatisticamente diferentes.

Os resultados dos testes T de Student não pareado e Kruskal-Wallis são apresentados com probabilidade de erro envolvido na rejeição das hipótese de nulidade (médias iguais), ou nível de significância de 5% ($p < 0,05$).

4.5 ASPETOS ÉTICOS

A presente pesquisa foi submetida ao Comitê de Ética em Pesquisa da FOP/UNICAMP, para análise ética segundo a Resolução CNS 196/96, do Conselho Nacional de Saúde, de 10/10/96, sendo aprovada no dia 17 de março de 1999 (Anexo 2).

5. RESULTADOS

Afim de observar as variações da amplitude e da frequência do sinal eletromiográfico registrado durante o período de 15 segundos de mastigação, os valores de RMS e de frequência mediana do espectro de potência foram obtidos em três intervalos de tempo que incluíram sempre 3 ciclos mastigatórios do abaixamento a elevação da mandíbula. O primeiro intervalo de tempo compreendeu os três primeiros ciclos completos compreendidos entre o instante inicial do registro até 4 segundos. No segundo intervalo foram calculados os valores de amplitude eletromiográfica dos 3 ciclos mastigatórios completos registrados após o 5º segundo de coleta. Por fim, o terceiro intervalo de análise, incluiu os três últimos ciclos mastigatórios completos compreendidos entre o 11º e 15º segundos.

Além disso, a fim de minimizar as variações inerentes ao registros eletromiográficos de superfície, os valores de RMS obtidos de cada um dos músculos estudados, nos 3 intervalos de tempo, anteriormente citados, foram todos normalizados pelos respectivos valores de RMS médios obtidos de 3 contrações voluntárias máximas de apertamento dentário.

Os dados aqui apresentados foram divididos em resultados referentes aos valores de amplitude eletromiográfica, derivados da análise dos valores médios de RMS normalizados, a frequência mediana, obtida do espectro de potência do

eletromiograma através da Transformada Rápida de Fourier (FFT) e análise do coeficiente de inclinação da reta do espectrograma.

5.1. Análise dos Valores de RMS

Os valores médios de RMS dos músculos temporal direito, masseter direito, temporal esquerdo e masseter esquerdo, para os grupos controle e com disfunção temporomandibular, para o primeiro (Tabela 01), segundo (Tabela 02) e terceiro (Tabela 03) intervalos de análise são apresentados a seguir.

Tabela 01. Valores médios e desvio padrão da RMS normalizados dos três primeiros ciclos mastigatórios completos registrados durante a mastigação a partir dos músculos temporal direito (TD), masseter direito (MD), temporal esquerdo (TE) e masseter esquerdo (ME), para os grupos controle (Controle) (n=10) e com disfunção temporomandibular (DTM) (n=10). Valores em microvolts.

Valores de Amplitude Eletromiográfica- RMS - Mastigação				
	TD	MD	TE	ME
Controle	0,54 ±0,17	0,49 ±0,18	0,92 ±1,28	0,52 ±0,19
DTM	0,40 ±0,19	0,42 ±0,24	0,41 ±0,17	0,39 ±0,20

Tabela 02. Valores médios e desvio padrão da RMS de três ciclos mastigatórios completos registrados a partir de 5 segundos de mastigação. Dados dos músculos temporal direito (TD), masseter direito (MD), temporal esquerdo (TE) e masseter esquerdo (ME), para os grupos controle (Controle) (n=10) e com disfunção temporomandibular (DTM) (n=10). Valores em microvolts.

Valores de Amplitude Eletromiográfica- RMS - Mastigação				
	TD	MD	TE	ME
Controle	0,54 ±0,16	0,49 ±0,15	0,56 ±0,20	0,50 ±0,14
DTM	0,39 ±0,18	0,40 ±0,24	0,41 ±0,15	0,37 ±0,19

Tabela 03. Valores médios e desvio padrão da RMS normalizados, dos três últimos ciclos mastigatórios completos registrados durante a mastigação, a partir dos músculos temporal direito (TD), masseter direito (MD), temporal esquerdo (TE) e masseter esquerdo (ME), para os grupos controle (Controle) (n=10) e com disfunção temporomandibular (DTM) (n=10). Valores em microvolts.

Valores de Amplitude Eletromiográfica- RMS - Mastigação				
	TD	MD	TE	ME
Controle	0,54 ±0,17	0,49 ±0,14	0,57 ±0,22	0,50 ±0,14
DTM	0,40 ±0,17	0,43 ±0,26	0,41 ±0,16	0,39 ±0,20

Quando os valores médios de RMS normalizados, do grupo de voluntários com disfunção temporomandibular e controles, foram comparados entre músculos músculos temporal direito, masseter direito, temporal esquerdo e masseter esquerdo, nenhuma diferença estatística significativa foi observadas para os três primeiros ciclos mastigatórios ($p > 0.05$), para os três ciclos mastigatórios completos registrados a partir de 5 segundos de mastigação ($p > 0.05$) e para os três últimos ciclos mastigatórios ($p > 0.05$).

Os valores de RMS também foram pareados por músculos do grupo controle e portadores de desordem tempormandibular. Nenhuma diferença estatisticamente significativa foi encontrada no teste de Kruskal-Wallis para os músculos temporal direito ($p > 0.05$), masseter direito ($p > 0.05$), temporal esquerdo ($p > 0.05$) e masseter esquerdo ($p > 0.05$), em nenhum dos intervalos de tempo estudados.

5.2. Análise dos Valores de Frequência Mediana

Os valores médios da frequência mediana dos músculos temporal direito, masseter direito, temporal esquerdo e masseter esquerdo, para os grupos controle e com disfunção temporomandibular, para o primeiro (Tabela 04), segundo (Tabela 05) e terceiro (Tabela 06) intervalos de análise são apresentados a seguir.

Tabela 04. Valores médios e desvio padrão da frequência dos três primeiros ciclos mastigatórios completos registrados durante a mastigação a partir dos músculos temporal direito (TD), masseter direito (MD), temporal esquerdo (TE) e masseter esquerdo (ME), para os grupos controle (Controle) (n=10) e com disfunção temporomandibular (DTM) (n=10). Valores em Hertz.

Valores de Frequência Mediana- Mastigação				
	TD	MD	TE	ME
Controle	232,03 ±6,10	232,02 ±6,31	230,09 ±7,19	232,81 ±9,45
DTM	232,94 ±7,12	228,35 ±10,51	229,69 ±6,84	229,42 ±6,37

Tabela 05. Valores médios e desvio padrão da frequência de três ciclos mastigatórios completos registrados a partir de 5 segundos de mastigação. Dados dos músculos temporal direito (TD), masseter direito (MD), temporal esquerdo (TE) e masseter esquerdo (ME), para os grupos controle (Controle) (n=10) e com disfunção temporomandibular (DTM) (n=10). Valores em Hertz.

Valores de Frequência Mediana - Mastigação				
	TD	MD	TE	ME
Controle	231,50 ±5,27	231,51 ±5,27	230,21 ±6,38	233,73 ±9,58
DTM	233,59 ±7,59	226,82 ±11,54	228,00 ±7,20	230,87 ±5,92

Tabela 06. Valores médios e desvio padrão da frequência mediana, dos três últimos ciclos mastigatórios completos registrados durante a mastigação, a partir dos músculos temporal direito (TD), masseter direito (MD), temporal esquerdo (TE) e masseter esquerdo (ME), para os grupos controle (Controle) (n=10) e com disfunção temporomandibular (DTM) (n=10). Valores em Hertz.

Valores de Frequência Mediana - Mastigação				
	TD	MD	TE	ME
Controle	232,42 ±6,41	232,42 ±5,46	232,03 ±4,94	231,64 ±5,64
DTM	234,38 ±6,75	227,34 ±10,76	229,43 ±6,43	230,72 ±7,29

Quando os valores médios de frequência mediana, do grupo de voluntários com disfunção temporomandibular e controles, foram comparados entre músculos temporal direito, masseter direito, temporal esquerdo e masseter esquerdo, nenhuma diferença estatística significativa foi observadas para os três primeiros ciclos mastigatórios ($p > 0.05$), para os três ciclos mastigatórios completos registrados a partir de 5 segundos de mastigação ($p > 0.05$) e para os três últimos ciclos mastigatórios ($p > 0.05$).

Os valores de frequência mediana também foram pareados por músculos do grupo controle e portadores de desordem tempormandibular. Nenhuma diferença estatísticamente significativa foi encontrada no teste de Kruskal-Wallis para os músculos temporal direito ($p > 0.05$), masseter direito ($p > 0.05$), temporal esquerdo ($p > 0.05$) e masseter esquerdo ($p > 0.05$), em nenhum dos intervalos de tempo estudados.

5.3. Análise do Coeficiente de Inclinação da Reta do Espectrograma

Os valores médios dos coeficientes de inclinação da reta do espectrograma da frequência mediana dos músculos temporal direito, masseter direito, temporal esquerdo e masseter esquerdo, para os grupos controle e com disfunção temporomandibular, para os intervalos de tempo analisados são apresentados na Tabela 07.

Tabela 07. Valores dos coeficientes de inclinação da reta de regressão linear do espectrograma da frequência mediana dos músculos temporal direito (TD), masseter direito (MD), temporal esquerdo (TE) e masseter esquerdo (ME), para os grupos controle (Controle) (n=10) e com disfunção temporomandibular (DTM) (n=10), nos três intervalos de tempo estudados. Valores em Hertz por minuto.

Coeficientes de Variação dos Envoltórios Lineares						
	Controle			DTM		
	I	M	F	I	M	F
TD	-45,18	102,00	-62,27	-68,15	-88,42	-83,42
MD	-60,94	104,00	-72,64	-44,27	-100,90	-94,39
TE	-21,85	75,73	-38,02	-43,94	-101,90	-48,10
ME	-57,09	117,2	-42,72	-87,11	-88,42	-83,42

I. Três primeiros ciclos mastigatórios completos. M. Três ciclos mastigatórios completos registrados a partir de 5 segundos de mastigação. F. Três últimos ciclos mastigatórios completos registrados durante a mastigação.

As figuras 5 e 6 permitem melhor visualizar o comportamento dos valores médios do coeficiente de inclinação da reta do espectrograma da frequência mediana através dos dados obtidos nos registros do grupo controle e com DTM anteriormente apresentados na Tabela 07.

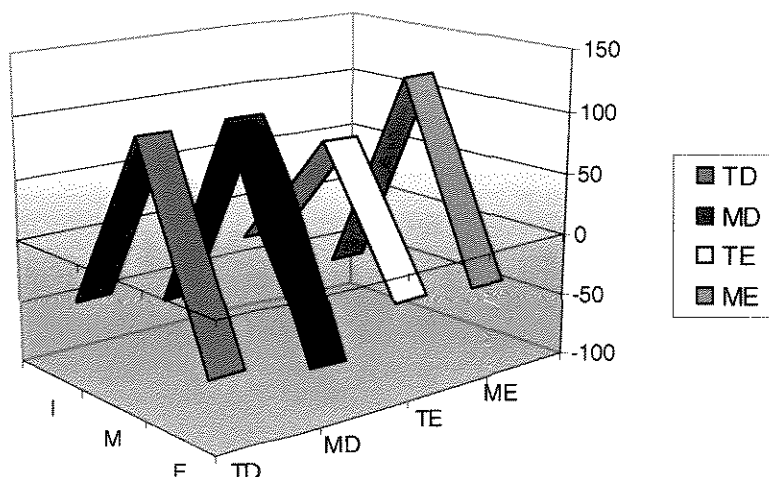


Figura 5- Comportamento dos valores dos coeficientes de inclinação da reta de regressão linear do espectrograma da frequência mediana dos músculos temporal direito (TD), masseter direito (MD), temporal esquerdo (TE) e masseter esquerdo (ME) para o grupo controle (n=10), nos três intervalos de tempo estudados. **I.** Três primeiros ciclos mastigatórios completos. **M.** Três ciclos mastigatórios completos registrados a partir de 5 segundos de mastigação. **F.** Três últimos ciclos mastigatórios completos registrados durante a mastigação. Valores em Hertz por minuto.

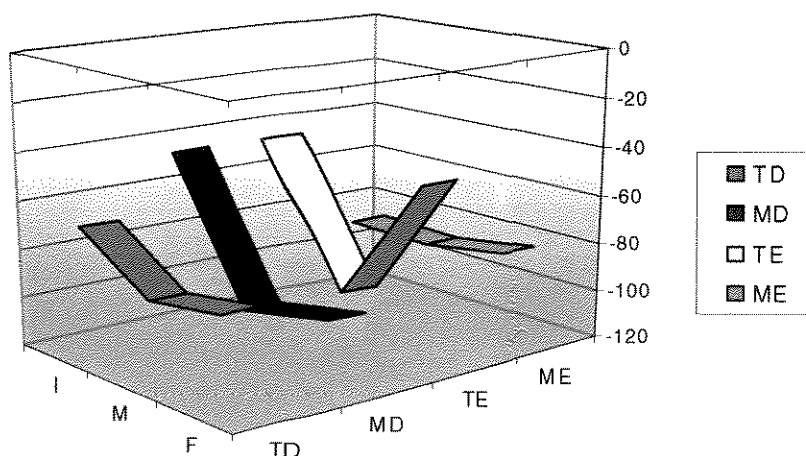


Figura 6- Comportamento dos valores dos coeficientes de inclinação da reta de regressão linear do espectrograma da frequência mediana dos músculos temporal direito (TD), masseter direito (MD), temporal esquerdo (TE) e masseter esquerdo (ME) para o grupo com DTM (n=10), nos três intervalos de tempo estudados. **I.** Três primeiros ciclos mastigatórios completos. **M.** Três ciclos mastigatórios completos registrados a partir de 5 segundos de mastigação. **F.** Três últimos ciclos mastigatórios completos registrados durante a mastigação. Valores em Hertz por minuto.

6. DISCUSSÃO

Muitos estudos têm sido realizados a fim de se compreender melhor os mecanismos envolvidos no processo da fadiga muscular. Várias condições experimentais têm sido empregadas para estudar se a fadiga está associada à queda de performance, ou a inabilidade do músculo em manter determinada força ou quantidade de trabalho (BASMAJIAN & DE LUCA, 1985; MORITANI, et al. 1981).

Nos estudos eletromiográficos, a definição operacional de fadiga esta relacionada ao o acúmulo de íons hidrogênio e de metabólicos (NAKAMARU & SCHWARTZ, 1972; WILKIE, 1986), ao desvio nas concentrações de sódio e potássio (JONES, 1979), como também a maior contribuição de disparos de unidades motoras do tipo I. Estes eventos isolados ou combinados seriam evidenciados, nos registros eletromiográficos, por uma diminuição dos valores de amplitude e/ou dos valores das frequências características do espectro de potência do sinal eletromiográfico. Assim, pelo emprego da eletromiografia de superfície, é possível verificar processos bioquímicos e fisiológicos que envolvem a fadiga dos músculos esqueléticos, sem procedimentos invasivos.

O estudo da fadiga muscular tanto em indivíduos saudáveis quanto em portadores de desordem temporomandibular (DTM), tem despertado interesse nos

cientistas nas últimas décadas. Embora, os músculos da mastigação sejam considerados mais resistentes a fadiga, a dor e ao cansaço mastigatório, aspectos freqüentemente relacionados aos indivíduos portadores de DTM, alguns fatores referentes a esse tema ainda não foram bem esclarecidos (ENOKA, 1995).

O enfoque literário sobre o estudo da fadiga em indivíduos portadores de DTM, geralmente recai sobre os Mm. masseter e temporal, em condições de contração isométrica, simulando bruxismo e/ou apertamento dental. A preferência por esse tipo de pesquisa esta relacionada também à menor possibilidade de movimentação dos eletrodos sobre a pele, à manutenção do número de unidades motoras na área de captação e à regularidade da amplitude do sinal eletromiográfico.

Embora, à estas considerações sejam atribuídas uma melhor qualidade de dados eletromiográficos para análise, o estudo das situações de movimentos dinâmico em condições experimentais bem controladas, é fonte de grande interesse no estudo da função muscular em atividades frequentemente realizadas pelos voluntários.

Além do tipo de contração muscular empregada, o tempo necessário para produzir fadiga e dor durante o apertamento dental dos músculos elevadores da mandíbula (Masseter e Temporal), tem sido estudado. CHRISTENSEN (1979), cronometrou em 14 voluntários com normoclusão, o tempo decorrido do início da

contração voluntária máxima até o relato de fadiga, que foi definida como um evento subjetivo de desconforto, diferente da sensação de dor e que não o impedisse de realizar a contração muscular o quanto quisesse. Deste modo, foi obtido um limiar de fadiga situado em 31 segundos, com desvio padrão de 11.

Levando-se em consideração os relatos expostos, poderíamos considerar que os 15 segundos de atividade mastigatória, utilizados no protocolo experimental desta pesquisa seriam suficientes para demonstrar indícios de fadiga nos músculos avaliados, pois de acordo com o CHRISTENSEN (1979), a fadiga psicológica precede à fadiga fisiológica, atuando como uma forma de aviso ao indivíduo que o músculo esquelético pode acabar sendo sobrecarregado.

No entanto, os resultados desta pesquisa mostram que os valores de amplitude eletromiográfica e a frequência mediana não se alteraram significativamente ao longo do tempo de atividade mastigatória realizada, em ambos os grupos estudados, indicando a inexistência de fadiga muscular tanto para o grupo controle quanto para o grupo de portadores de DTM.

Estes resultados podem ser atribuídos à não isquemia local, que foi relatada por CHRISTENSEN (1979) como uma das responsáveis pela fadiga observada em seus resultados. O autor afirma ainda, que a isquemia local nos Mm. Masseter e Temporal é provocada pela contração contínua (isometria), e que tem participação no processo de fadiga, sendo que o masseter mostrou-se mais suscetível ao

cansaço, pelo fato deste músculo apresentar em sua composição histológica, predomínio de fibras do tipo II (aproximadamente 58%), as quais apresentam menores capacidades oxidativas (KORFAGE & VAN EIJEDEN, 1999).

De acordo com STAL et al. (1996), os músculos orofaciais e o M. masseter, necessitam de maior suprimento sangüíneo quando comparados ao M. bíceps do braço e ao M.primeiro interósseo dorsal. Segundo esses autores, os resultados, provavelmente, refletem as diferentes atividades funcionais dos músculos estudados, pois os músculos orofaciais e o m. masseter necessitam de maior demanda de suprimento sangüíneo durante a execução de atividades complexas como a mastigação, expressão facial e o controle postural.

A dor, a fadiga e as alterações da atividade eletromiográfica podem ser evidenciadas mesmo em baixos níveis de atividade isométrica. Em estudo recente, SVENSSON, BURGAARD & SCHLOSSER (2001) relatam que, em um grupo de 11 voluntários saudáveis, a contração sustentada à 10% da força de contração voluntária máxima de apertamento dental, mantida por um período de 60 minutos, induziu diminuição significativa na freqüência mediana e no RMS, e um aumento da sensação de fadiga registrada na escala visual analógica de dor.

Assim, a não alteração da freqüência mediana e do RMS nos três intervalos de tempo analisados em nosso experimento, pode ser atribuída ao fato de os indivíduos terem sido avaliados em curto período de atividade mastigatória

(isotonia), o que favorece a atividade oxidativa do músculo, impedindo acúmulo de íons hidrogênio e de metabólitos no interior do músculo, bem como o desvio nas concentrações de sódio e potássio.

Referente ao predomínio de fibras do tipo II, (aproximadamente 58%) no M. masseter e (aproximadamente 54%) na porção anterior do M. temporal (KORFAGE & VAN EIJEDEN, 1999), representando uma menor capacidade oxidativa e, portanto, menor resistência a fadiga, estes não foram aspectos que puderam ser destacados nesta pesquisa, pois nenhuma manifestação de fadiga pôde ser notada, uma vez que não houve redução estatisticamente significativa da frequência mediana, tanto no grupo com DTM quanto no grupo normal, durante os três períodos de tempo avaliados. (Tabela 4, página 46)

Resultados semelhantes foram encontrados por KROON & NAEIJE, 1992, que analisaram a fadiga do M. masseter e da porção anterior do M. temporal em dez indivíduos sem sintomatologia de DTM e dez indivíduos com DTM, que apresentavam como sinal e sintoma principais, a palpação e a dor muscular. Através do espectro de frequência do sinal eletromiográfico, os autores compararam o músculo mais dolorido e o músculo menos dolorido aos músculos do grupo controle e observaram que em músculos mais doloridos os níveis do espectro de frequência foram maiores que em músculos que se apresentaram menos doloridos e músculos do grupo controle. Estes resultados levaram a conclusões de

que os músculos doloridos apresentaram uma maior fraqueza e uma menor capacidade de resistência a atividade oral.

Com o propósito de verificar a amplitude eletromiográfica dos músculos mastigatórios e compará-las a outros músculos, JUNGE & CLARK (1993), estudaram a fadiga desses músculos em condições controlas de força, em 8 (oito) voluntários saudáveis realizando contrações voluntárias máximas em três níveis submáximos. Cada registro eletromiográfico durou 120s ou menos, caso o limiar de dor fosse atingido antes desse período. Seus resultados confirmaram estudos anteriores ao mostrar que, não houve mudanças significativas na amplitude média do sinal eletromiográfico do início até o fim da contração. Ao contrário do que ocorre nos músculos dos membros, a relação da amplitude média e força manteve-se constante durante a contração sustentada. Este último resultado mostra, de acordo com os autores, que no M. masseter o processo de fadiga não é do tipo neuromuscular, pois não envolve redução na capacidade do músculo em produzir contração voluntária máxima.

De acordo com os relatos, o fato da amplitude eletromiográfica não ter se alterado após a fadiga em condições isométricas, coincidem com os resultados desta pesquisa, pois os valores normalizados de RMS tanto do grupo controle quanto do grupo com DTM, não apresentaram diferenças estatisticamente

significativas, quando os dados são comparados entre os músculos do mesmo lado e entre os músculos, em ambos os grupos avaliados.

Em um primeiro momento, quando um músculo entra em fadiga localizada após contrações repetidas, poder-se-ia esperar um decréscimo no sinal de saída global do eletromiograma, que estaria demonstrado pela diminuição do valor de RMS ao longo do registro. No entanto, segundo o autor, geralmente é o oposto que ocorre. Na tentativa de manter o nível de tensão no músculo, as unidades motoras ativas disparam em velocidades crescentes para compensar a queda da força de contração das fibras fadigadas, e pode-se observar uma elevação na amplitude do sinal eletromiográfico à medida que o músculo se fadiga (EDWARDS et al.1956). Estes aspectos foram comprovados em vários estudos realizados por EDWARDS et al.1956; CURRIER, 1969; DeVRIES, (1968).

Após a contração máxima, quando supostamente todo o grupo de fibras de unidades motoras foi recrutado, a força declina e o sinal eletromiográfico pode permanecer constante (BIGLAND-RITCHIE et a.al.,1978). Isto sugere que está havendo fadiga no interior do músculo, mas que o número de máximo de unidades motoras está, ainda, em contração.

Em nossa pesquisa, como anteriormente citado, não verificamos alterações no RMS nos três intervalos de tempo avaliados, portanto, não foi possível verificar indícios de fadiga na amplitude eletromiográfica, discordando dos relatos dos

autores acima citados. Desta forma, o comportamento verificado pode ser atribuído à manutenção da atividade dos disparos das unidades motoras, uma vez que, a frequência mediana também não se alterou ao longo da atividade mastigatória.

Ainda sobre a amplitude eletromiográfica, BÉRZIN (2001) observou hiperatividade dos músculos mastigatórios em pacientes portadores de DTM. Em seus resultados, constatou-se que na maioria dos casos (88%), a dor miofascial parece estar associada a algum tipo ou combinação de hiperatividade muscular.

Por outro lado, em outro trabalho realizado por BÉRZIN (2001), o autor relata, ao avaliar eletromiograficamente a atividade dos músculos da mastigação em portadores de DTM e dor miofascial, que também pode haver tanto hipoatividade quanto hiperatividade. O autor concluiu que embora a DTM seja freqüentemente associada a hiperatividade muscular, pode ocorrer hipoatividade destes músculos como a observada, principalmente no M. masseter. Este tipo de manifestação pode gerar alterações na biomecânica articular, sobrecarga do M. temporal, que é posicionador do côndilo mandibular, e causar perda da força de mastigação, desvios mandibulares, dor e cansaço muscular.

Outros aspectos do sinal eletromiográfico foram relatados por LOUS, SHEIKHOESLAM & MÖLLER, 1982, que indivíduos portadores de DTM tem apresentado maior atividade eletromiográfica em repouso que indivíduos saudáveis. Além disso, indivíduos com DTM apresentaram menor atividade durante

apertamento máximo que indivíduos normais (SHEIKHOESLAM, MÖLLER & LOUS, 1982; ÖDMAN & KILIARIDIS, 1996).

Por outro lado, (OLIVEIRA et al, 2001) ao avaliar a atividade eletromiográfica em relação à severidade da DTM miogênica, em 13 indivíduos classificados com graus diferentes de DTM, concluíram que nenhuma diferença estatisticamente significativa foi observada nos valores de RMS dos músculos mastigatórios avaliados.

Pode-se perceber a dicotomia dos resultados apresentados pelos trabalhos relatados, mostrando o comportamento atípico dos valores de RMS em portadores de DTM. Esta variedade de combinações na ativação dos músculos mastigatórios em portadores de DTM, quando analisada em grupos de estudo através de valores médios, pode criar uma falsa constatação de que os valores de grupos com DTM e grupos controles possuem valores de amplitude mioelétrica semelhantes, como aqueles encontrados nesta pesquisa. No entanto, em avaliações clínicas, os dados de amplitude de ativação elétrica são importantes na constatação de alterações das atividades de repouso, mastigação e apertamento dental, que norteiam o tratamento dos pacientes com DTM.

Como anteriormente citado, o sistema neuromuscular usa de estratégias para manter o nível de força ou atividade alterando o recrutamento das unidades motoras. Durante níveis baixos de força, principalmente as fibras do tipo I são

estudados. No grupo com DTM, no primeiro intervalo de tempo estudado, início da atividade mastigatória, os valores do slope são negativos, indicando que os disparos das fibras do tipo I estão sendo priorizados, assim como no grupo controle. No segundo intervalo de tempo estudado, como os valores do slope continuam diminuindo, pode-se sugerir que mais unidades do tipo I estão sendo recrutadas. Finalmente, no terceiro intervalo de tempo da atividade mastigatória, os valores de slope aumentam em relação ao segundo intervalo, porém permanecem mais negativos que no início do registro. Este pequeno aumento nos valores do slope, no final da atividade mastigatória analisada, sugere um pequeno aumento no recrutamento de fibras do tipo II, porém o valor de slope, nunca foi positivo.

A diferença no recrutamento das unidades motoras dos tipos I e II, observada para o grupo controle e com DTM, especialmente no segundo e último intervalo de tempo estudados, pode revelar aspectos interessantes sobre a dinâmica da ativação ou composição muscular.

Uma vez que os valores de slope, encontrados no grupo com DTM, nunca foram positivos, duas possibilidades podem ser sugeridas. A primeira delas é uma menor proporção de fibras do tipo II nos músculos mastigatórios dos voluntários do grupo com DTM, ou ainda diâmetros menores destas fibras relativos ao das fibras do tipo I.

A suposição que grupos de voluntários bruxistas possuam estas alterações morfológicas nos músculos mastigatórios responsáveis pelo apertamento dental foi anteriormente encontrada na literatura (HORI et al. 1995) e está baseada nos relatos de trabalhos com treinamento para ganho de força e de resistência muscular. Estes trabalhos mostram através de análises histológicas um aumento de fibras do tipo II em regimes de treinamento priorizando o ganho de força muscular (THORSTENSSON et al., 1976; KRAEMER, FLECK & EVANS, 1996). Por outro lado, o treinamento visa o ganho da resistência muscular a determinados níveis de força, a biópsia mostrou um aumento relativo na proporção das fibras do tipo I (KRAEMER, FLECK & EVANS, 1996).

Se a atividade de apertamento dental diurno ou noturno for entendida como uma atividade que exige da musculatura mastigatória, níveis de força constantes por períodos de tempo prolongados, é bastante razoável supor que esta musculatura passa por um processo adaptativo a esta atividade, aumentando a proporção das fibras do tipo I ou passando por um processo de mudança de fibras do tipo IIb, exclusivamente oxidativas, para o tipo IIa, oxidativas-glicolíticas com um discreto aumento de resistência a fadiga (STARON et al., 1994).

A segunda suposição, baseada nos valores do slope do grupo com DTM, é a alteração nas características do recrutamento das unidades motoras. Mais uma vez o treinamento é sugerido como responsável por uma mudança na ordem de

recrutamento das unidades motoras de acordo com o tipo de atividade priorizada pela função muscular (KRAEMER, FLECK & EVANS, 1996).

Em estudos com ratos, o treino de resistência resultou em aumento das terminações nervosas pré-sinápticas para músculos do tipo I (ADONIAN & FAHIM, 1987).

O sistema nervoso central também pode exercer um papel essencial na adaptação da atividade das unidades motoras na fadiga (BELHAJ-SAIF, FOURMENT, MATON, 1996). Mais provavelmente o sistema nervoso central modula o caminho reflexo em direção à otimização da atividade das unidades motoras individuais que são diferentes em estados funcionais, durante a contração muscular prolongada.

CRISTOVA & KOSSEV (2001), investigaram em 7 indivíduos saudáveis durante contração isométrica, o comportamento do recrutamento das unidades motoras e a dependência deste recrutamento durante o desempenho motor em fadiga. Deste modo, a constante taxa de requisição de força diminuiu com evolução da fadiga, e foi mantida principalmente pelo mecanismo de aumento do limiar de recrutamento e um recrutamento adicional de unidades motoras. O padrão de recrutamento e o comportamento da fadiga relatada no recrutamento adicional das unidades motoras foram similares aos da ativação das unidades motoras no início do exercício.

Com base nestes estudos, é possível verificar que às alterações de recrutamento e as mudanças na composição muscular estão diretamente relacionadas as atividades treinadas e/ou função muscular.

UNICAMP
BIBLIOTECA CENTRAL
SEÇÃO CIRCULANTE

7. CONCLUSÕES

1. Não foi possível observar sinais indicativos de fadiga nos músculos avaliados, através das análises empregadas ao longo do tempo de atividade de mastigação, em ambos os grupos estudados.

2. A grande variação nos padrões de ativação ao longo dos registros sugere diferentes estratégias para a realização de uma mesma tarefa motora e merece mais estudos que compare a eficiência da mastigação entre grupos clinicamente normais e com DTM.

3. Os valores do slope encontrados neste estudo sugerem que o grupo DTM e o grupo controle apresentam diferentes tendências de recrutamento das unidades motoras dos músculos mastigadores, ou ainda uma alteração na proporção de unidades motoras do tipo I e do tipo II. A não diferença dos valores de RMS entre os grupos estudados ressalta a grande variedade de combinações de músculos hipoativos e hiperativos em portadores de DTM e a necessidade de uma abordagem individualizada na assistência destes pacientes além de uma padronização na coleta dos dados.

4. Os valores de slope encontrados no grupo com DTM nunca foram positivos, deste modo podemos sugerir que há uma menor proporção de fibras do tipo II nos músculos mastigadores dos voluntários com DTM, ou ainda que estas fibras apresentam diâmetros menores que as fibras do tipo I.

5. Se levarmos em consideração atividades parafuncionais, como o apertamento dental diurno ou noturno como uma atividade que exige da musculatura mastigatória níveis de força constantes por períodos de tempo prolongados, pode-se supor que esta musculatura passa por um processo adaptativo a esta atividade, aumentando a proporção das fibras do tipo I ou passando por um processo de mudança para fibras do tipo IIb, exclusivamente oxidativas ou para o tipo IIa, oxidativas-glicolíticas com um discreto aumento de resistência a fadiga.

8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. ADONINAN, M.J., FAHIM, M.A. Effects of endurance exercise on the morphology of mouse neuromuscular junctions during aging. *J Neurocytol.* V.16:589-599, 1987.
2. ASH, M.M. Current concepts in the etiology, diagnosis and treatment of TMJ and muscle dysfunction. *J Oral Rehabil*, Oxford, v.13, n.1, p.1-20, Jan. 1986.
3. BASMAJIAN, J.V., DE LUCA, C.J. *Muscle alive: their function as revealed by electromyography*. 5.ed. Baltimore: Williams & Welkins, 1985. 561p.
4. BASS, L., MOORE, W.J. The role of protons in nerve conduction. *Prog Biophys Mol Biol*, v.27, p.143-147, 1973. *Apud* BASMAJIAN, J.V., DE LUCA, C.J. *Op. cit* Ref. 5.
5. BÉRZIN, F. Estudo eletromiográfico da hipoatividade da matigação, em pacientes portadores de desordem crânio-mandibular (DCM), com dor miofacial. In: SIMPÓSIO BRASILEIRA E ENCONTRO INTERNACIONAL SOBRE DOR, 5. 2001. São Paulo. *Anais ...* São Paulo: SIMBIDOR, 2001. p.292.
6. BELHAJ-SAIF, A., FOURMENT, A., MATON, B. Adaptation of the precentral cortical commands to elbow muscle fatigue. *Exp Brain Res* 1996; 111:p405-16.

7. BIASOTTO, D.A. Estudo eletromiográfico dos músculos do sistema estomatognático durante a mastigação de diferentes materiais. Piracicaba, 2000. 134p. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.
8. BIGLAND-RITCHIE, B., JOHANSSON, R.S., LIPPOLD, O.C.J., SMITH, S., WOODS, J.J. Central and peripheral fatigue in sustained maximum voluntary contractions of human quadriceps muscle. *Clin Sci Molec Med.* 54:609-15,1978.
9. BIGLAND-RITCHIE, B., JOHANSSON, R.S., LIPPOLD, O.C.J., SMITH, S., WOODS, J.J. Changes in motoneurone firing rates during sustained maximal contractions. *J Physiol (Lond)* 1983;340;335-46.
10. BUZINELLI, R.V. *Avaliação eletromiográfica dos músculos temporal e masséter durante fadiga induzida por mastigação prolongada.* Piracicaba, 1999. 77p. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.
11. CARLSON, C.R. et al. Psychological and physiological parameters of masticatory muscle pain. *Pain*, Amsterdam, v.76, n.3, p.297-307, June 1998.
12. CHAFFIN, D.B. Localized muscle fatigue-definition and measurement. *J Occup Med*, Chicago, v.15, n.4, p.346-354, Apr. 1973.

13. CHRISTENSEN, L.V. Some subjective parameters in experimental tooth clenching in man. *J Oral rehabil.*, Oxford, v.6, p. 119-36, 1979.
14. _____. Jaw muscle fatigue and pains induced by experimental tooth clenching: a review. *J Oral Rehabil*, Oxford, v.8, n.1, p.27-36, 1981.
15. CLARK, G.T., ADLER, R.C. Retrusive endurance, fatigue and recovery of human jaw muscles at various isometric force levels. *Archs. Oral Biol.*, Oxford, v.32, n.2, p.61-5, 1987.
16. *CLASSIFICAÇÃO Internacional de Doenças*. São Paulo: OMS, 1993.
17. CRISTOVA, P., KOSSEV, A. Human motor unit recruitment and derecruitment during long lasting intermittent contractions. *J. Electromyogr. Kinesiol.*, 2001;11: 189-196.
18. CURRIER, D.P. Measurement of muscle fatigue. *Phys Ther*, Alexandria, v.49, n.7, p.724-730, July 1969.
19. DAHLSTRÖM, L. Electromyographic studies of craniomandibular disorders: a review of the literature. *J Oral Rehabil*, Oxford, v.16, n.1, p.1-20, Jan. 1989.
20. DeLUCA, C.J. The use of surface electromyography in biomechanics. *J Appl Biomech*, Champaign, v.13, n.2, p.135-163, 1997.
21. _____. et al. Behaviour of human motor units in different muscles during linearly varying contractions. *J Physiol*, London, v.329, p.113-128, Aug. 1982.

22. DeVRIES, H.A. Method for evaluation of muscle fatigue and endurance from electromyographic fatigue curves. *J Am Dent Assoc.* 47:125-35. 1968
23. EASON, R.G. Electromyographic study of local and generalized muscular impairment. *J Appl Physiol*, Bethesda, v.15, p.479-482, 1960.
24. EDWARDS, R.S., LIPPOLD, O.C.J. The relation between force and integrated electrical activity in fatigued muscle. *J Physiol*(Lond).136:677-682,1956.
25. ENOKA, R.M. Mechanisms of muscle fatigue: central factors and task dependency. *J. Electromyogr. Kinesiol.*, v.5, n.3, p.141-9, sept, 1995.
26. EVERSOLE, L.R., MACHADO, L. Temporomandibular joint internal derangement and associated neuromuscular disorders. *J Am Dent Assoc*, Chicago, v.110, n.1, p.69-79,Jan. 1985.
27. GLAROS, A.G., TABACCHI, K.N. & GLASS, E.G. Effect of parafunctional clenching on TMD pain. *J Oral Pain.* V.12:145-9,1998.
28. GLAROS, A.G., RAO, S.M. Effects of bruxism: A review of the literature. *J Prosthet Dent*, Saint Louis, v.38, n.2, p.149-157, Aug. 1977.
29. GRAY, R.J., DAVIES, S.J., QUAYLE, A.A. A clinical approach to temporomandibular disorders. *Br Dent J*, London, v.176, n.11, p.429-435, June 1994.

30. HANSSON, P., EKBLOM, A. Transcutaneous electrical nerve stimulation (TENS) as compared to placebo-TENS for relief of acute orofacial pain. *Pain*, Amsterdam, v.15, n.2, p.157-165, Feb. 1983.
31. HANSSON, P., EKBLOM, A. Afferent stimulation induced pain relief in acute orofacial pain and its failure to induce sufficient pain reduction in dental and oral surgery. *Pain*, Amsterdam, v.20, n.3, p.273-278, Nov. 1984.
32. HORI, H. et al. Mean power frequency shift during fatigue and recovery in patients with craniomandibular disorders. *J Oral Rehabil*, Oxford, v.22, n.2, p.159-165, Feb. 1995.
33. INMAN, V.T., SAUNDERS, J.B.C., ABBOTT, L.C. Observations on the function of the shoulder joint. *J Bone Surg*, v.26, p.1-30, 1944.
34. JARABAK, J. R. An electromyographic analysis of muscular behavior in mandibular movements from rest positions. *J of Prosthetic Dent*.v.7:682-6,1957.
35. JARABAK, J. R. An electromyographic analysis of muscular and temporomandibular joint disturbances due to imbalances in occlusion. *J Am Dent Assoc*.v.26:170-6,1956.
36. JENNISCHE, E. Relation between membrane potential and lactate in gastrocnemius and soleus muscle in the cat during tourniquet ischemia and postischemia reflow. *Pflügers Arch*, Berlin, v.394,

n.4, p.329-332, Oct. 1982.

37. JONES, D.A. et al. Excitation frequency and muscle fatigue: mechanical responses during voluntary and stimulated contractions. *Exp Neurol*. v.64,p 401-413,1979.
38. JUNGE, D., CLARK,G.T. Eletromyographic turns analysis of sustained contraction in human masseter muscles at various isometric force levels. *Archs. Oral. Biol.*, Oxford, v.38, n.7,p.583-8, 1993.
39. KOH, T.J., GRABINER,M.D., CLOUGH, C.A. Bilateral deficit is larger for spep than ramp isometric contractions. *J Appl Physiol*. 74: 1200-5, 1993.
40. KRAEMER, W.J., FLECK, S.J., EVANS, W.J. Strength and power training: physiological mechanisms of adaptation. *J Appl Physiol*.v.6:113-127.1996.
41. KROON, G.W., NAEIJE, M., HANSSON, T.L. Electromyographic power spectrum changes during repeated fatiguing contractions of the human masseter muscles. *Archs Oral Biol.*, Oxford, v.31,n.9,p.603-8, 1986.
42. KROON, G.W., NAEIJE, M. Electromyographic evidence of local muscle fatigue in a subgroup of patients with myogenous craniomandibular disorders. *Arch Oral Biol*, Oxford, v.37, n.3, p.215-218, Mar. 1992.
43. KORFAGE, J.A., VAN EIJDEN, T.M. Regional differences in fibre type composition in the human temporalis muscle. *J Anat*, London, v.194, n.3, p.355-362, Apr. 1999.

44. LEONARD,C. HIRSCHFELD, H., MORITANI,T., FORSSBERG H.
Myotatic reflex development in normal children and children with
cerebral palsy. *Exp Neurol*.111:379-382.1991.
45. LINDSTRÖM, L., HELLSING G. Masseter muscle fatigue in man
objectively quantified by analysis of myoelectric signals. *Arch
Oral Biol*, Oxford, v.28, n.4, p.297-301. 1983.
46. LINDSTRÖM, L., MAGNUSSON, R., PETERSEN, I. Muscular
fatigue and action potential conduction velocity changes studied
with frequency analysis of EMG signals. *Electromyography*,
Limerick, v.10, n.4, p.341-356, Nov./Dec. 1970.
47. LLOYD, A.J. Surface electromyography during sustained isometric
contractions. *J Appl Physiol*, Bethesda, v.30, n.5, p.713-719, May
1971.
48. LIPPOLD, O.C.J., REDFEAR, J.W.T., VUCO, J. The rhythmical
activity of groups of motor units in the voluntary contraction of
muscle. *J Physiol*, London, v.137p.473-487, 1960.
49. LOUS, I., SHEIKHOLESLAM, A., MOLLER,E. Postural activity in
subjects with functional disorders of the chewing apparatus. *Scan J
Dent Res* v.78,p.404-9,1970.
50. LUND J.P., WIDMER, C.G.Evaluation of the use of surface
electromyography in the diagnosis, documentation and treatment of
dental patients. *J Cran Disor Facial Oral Pain*. v.3,p.125-9,1989.

51. MATON, B. Human motor unit activity during the onset of muscle fatigue in submaximal isometric isotonic contractions. *Eur J Appl Physiol*, Berlin, v.46, n.3, p.271-281, 1981.
52. MATSUMOTO T. ITO, K. MORITANI, T. the relationship between anaerobic threshold and eletromyographic fatigue threshold in college women. *Eur J Appl Physiol*. 63:1-3, 1991.
53. MATON, B. et al. Masticatory muscle fatigue: endurance times and spectral changes in the electromyogram during the production of sustained bite forces. *Arch Oral Biol*, Oxford, v.37, n.7, p.521-529, 1992.
54. MORITANI, T., DeVRIES, H.A. Neural factors versus hypertrophy in time course of muscle strength gain. *Am J Phys Med*. V.58:p.115-30,1979.
55. MORITANI, T., DeVRIES, H.A. Potencial for gross muscle hypertrophy in older men. *J Gerontpl*. v.35,p.672-82,1980.
56. MORITANI, T. et al. Critical power as a measure of physical work capacity and anaerobic threshold. *Ergon* v.24,p.339-350,1981.
57. MORITANI, T. et al. Electromyographic manifestations of muscular fatigue. *Med Sci Sports Exerc* ,p.1179-1185,1982.
58. MORITANI, T., MURO, M. Motor unit activity and surface electromiogram power spectrum during increasing force of contraction. *Eur J Appl Physiol*.v.56,p.260-5,1987.

59. MORITANI, T., MURO, M., KIJIMA, A. GAFFNEY, F. A. PERSONS, A. Electromechanical changes during electrically induced and maximal voluntary contractions: surface and intramuscular EMG responses during sustained maximal voluntary contraction. *Exp. Neurol.* v.88,p.484-99,1985.
60. MORITANI, T., TAKAISHI, T., MATSUMOTO, T. Determination of maximal power of output at neuromuscular fatigue threshold. *J Appl Physiol* v.74,p.1729-34,1993.
61. MORITANI, T., MURAMATSU, S., MURO, M. Activity of motor units during concentric and eccentric contractions. *Am J Phys Med.* v.66,p.338-50,1988.
62. MORITANI, T. MINASSA, F. An eletromyographic analysis of neuromuscular control during the acquisition of a motor task. *J Sports Med Sci*(Japan).v.4,p.35-43,1990.
63. MORITANI, T., TANAKA, H. YOSHIDA T., ISHII C., YOSHIDA T., SHINDO, M. Relationship between myoelectric signals and blood lactate during incremental forearm exercise. *Am J Phys Med*, v.63,p.122-32,1984.
64. MORITANI, T. et al. Intramuscular and surface electromyogram changes during muscle fatigue. *J Appl Physiol*, v.60,p.1179-1185,1986.
65. MILNER-BROWN, H.S., STEIN, R.B., YEMM, R. Changes in firing rate of human motor units during linearly changing voluntary contractions. *J Physiol*, London, v.230, n.2, p.371-390, Apr. 1973.

66. MOHL, N.D., DIXON, D.C. Current status of diagnostic procedures for temporomandibular. *J Am Dent Assoc*, Chicago, v.125, n.1, p.56-64, Jan. 1994.
67. MOSS, R.A., GARRET, J.C. Temporomandibular joint dysfunction syndrome and myofascial pain syndrome: a critical review. *J Oral Rehabil*, Oxford, v.11, n.1, p.3-28, Jan. 1984.
68. MURO, M., NAGATA, A., MURAKAMI, Y., MORITANI, T. Surface EMG power spectral analysis of neuromuscular disorder patients during isometric and isotonic contractions. *Am J Phys Med*.61;244-254,1982.
69. NAGATA A., MURO, M., MORITANI, T., YOSHIDA, T. Anaerobic threshold determination by blood lactate and myoelectric signals. *Jpn J Physiol*, 31: 585-97, 1981.
70. NAEIJE, M., HANSSON, T.L. Eletromyographic screening of myogenous and arthrogenous TMJ dysfunction patients. *J Oral Rehabil*, Oxford, v.13, n.5, p.433-441, Sept. 1986.
71. _____, ZORN, H. Changes in the power spectrum of the surface electromyogram of the masseter muscle due to local muscular fatigue. *Arch Oral Biol*, Oxford, v.26, n.5, p.409-412, 1981.
72. NAKAMARU, Y. SCHWARTZ, A. The influence of hydrogen concentration on calcium binding and realise by skeletal muscle sarcoplasmatic reticulum. *J Gen Physi*, v.59,p.22-32,1972.

73. NEWHAM,D.J., AINSCOUGH-POTTS, A.M. Musculoskeletal basis for movement. *Human Movement* 3^a ed. By Livingstone,C.1997.
74. ÖDMAN,C. KILIARIDIS, S.masticatory muscle activity in myotonic dystrophy patients. *J Oral Rehab*.23:p.5-12.1996.
75. OKESON, J.P. *Fundamentos de oclusão e desordens temporomandibulares*. 2.ed. São Paulo: Artes Médicas, 1996. p.257-265.
76. OLIVEIRA, A.S., SOUZA, R.A., BERMUDEZ, C.C., FREITAS, C.M.S, RODRIGUES, D., BERZIN,F.Caracterização da atividade eletromiográfica em relação a severidade da desordem temporomandibular. In: SIMPÓSIO BRASILEIRO E ENCONTRO INTERNACIONAL SOBRE DOR, 5. 2001. São Paulo. *Anais ...* São Paulo: SIMBIDOR, 2001. p.293.
77. ORCHARDSON, R. The generation of nerve impulses in mammalian axons by changing the concentrations of the normal constituents of extracellular fluid. *J Physiol*, London, v.275, p.177-189, Feb. 1978.
78. PALLA, S., ASH JR, M.M. Effect of bite force on the power spectrum of the surface electromyogram of human jaw muscles. *Arch Oral Biol*, Oxford, v.26, n.4, p.287-295, 1981.
79. PARKER, M.W. A dynamic model of etiology in temporomandibular disorders. *J Am Dent Assoc*, Chicago, v.120, n.3, p.283-290, Mar. 1990.

80. PERRY, H.T. Muscular changes associated with temporomandibular joint junction. *J Am Dent Assoc.* v.54:644-52,1957.
81. PERRY, H.T, HARRIS, S.C. Role of the neuromuscular system in fuctional activity of the mandibule. *J Am Dent Assoc.* v.54:644-52,1957.
82. PRUZANSKY, S. The application of electromyography to dental research. *J Am Dent Assoc.* v.44:49-54,1952.
83. PETROFSKY, S.J., LIND, A.R. Frequency analysis of the surface electromyogram during sustained isometric contractions. *Eur J Appl Physiol*, Berlin, v.43, n.2, p.173-182, 1980.
84. PHILLIPS, R.W. et al. Report of the committeee on scientific investigation of the American Academy of Restorative denttistry. *J Prosthet Dent*, Saint Louis, v.55, n.6, p.736-772, June 1986.
85. _____. et al. Report of the committeee on scientific investigation of the American Academy of Restorative denttistry. *J Prosthet Dent*, Saint Louis, v.62, n.1, p.70-109, July 1989.
86. PINHO, J.C., CALDAS,F.M., MORA,M.J., SANTANA-PERÍN, U. Elctromyographic activity in patients with temporomandibular disorders. *J Oral Rehabi.* v.27:985-990, 2000.
87. PIPER, H. *Electrophysiologie menschlicher afuskeln.* Berlin: Springer-Verlag, 1912. *Apud* BASMAJIAN, J.V., DE LUCA, C.J. *Op. cit* Ref. 5.

88. RAMFJORD, S.P. Bruxism: a clinical and electromyographic study. *J Am Dent Assoc* v.62:21-30, 1961a.
89. RAMFJORD, S.P. Dysfunctional temporomandibular joint and muscle pain. a clinical and electromyographic study. *J Pros Dent* v.11:353-60, 1962a.
90. RODRIGUES, D. *Efeito da estimulação elétrica nervosa transcutânea na atividade elétrica do músculo masseter e da porção anterior do músculo temporal em indivíduos portadores de desordem craniomandibular- análise eletromiográfica*. São Carlos, 2000. 198p. Dissertação (Mestrado)- Centro de Ciências Biológicas e da Saúde - Universidade Federal de São Carlos.
91. RUGH, J.D. Electromyography analysis of bruxism in the natural environment. In: *Advances in behavioral research in dentistry*. 1996.
92. _____, HARLAN, J. Nocturnal bruxism and temporomandibular disorders. *Adv Neurol*, New York, v.49, p.329-341, 1988.
93. RUF, S. et al. Stress-induced changes in the functional electromyographic activity of the masticatory muscle. *Acta Odontol Scand*, Oslo, v.55, n.1, p.44-48, Jan. 1997.
94. SCHWEITZER, T.W. et al. Spectral analysis of human inspiratory diaphragmatic electromyograms. *J Appl Physiol*, Bethesda, v.46, p.152-165, 1979. *Apud* STULEN, F.B. DE LUCA, C.J. *Op. cit.*

Ref. 133.

95. SVENSSON,P., BURGAARD, A., SCHLOSSER,S. Fatigue and pain human jaw muscles during a sustained, low-intensity clenching task. *Arch Oral Biol*.v.46;p.773-777, 2001.
96. SHEIKHOLESLAM, A., MÖLLER, E., LOUS, I. Postural and maximal activity in elevators of mandible before and after treatment of functional disorders. *Scand J Dent Res*, Copenhagen, v.90, n.1, p.37-46, Feb. 1982.
98. SOLBERG, W.K., WOO, M.W., HOUSTON, J.B. Prevalence of mandibular dysfunction in young adults. *J Am Dent Assoc*, Chicago, v.98, n.1, p.25-34, Jan. 1979.
99. STAL, P., ERIKSSON, P.O., THORNELL, L.E. Differences in capillary supply between human oro-facial, masticatory and limb muscles. *J Muscle Res Cell Motil*, London, v.17, n.2, p.183-197, Apr. 1996.
100. STARON, R.S., KARAPONDO,W.J., KRAEMER,A.C. FRY, S.E., GORDON, J.E., FALKEL,F.C. skeletal muscle adaptation during the early phase of heavy-resistence training men and women. *J Appl Physiol*.v.76(3):1217-1255;1994.
101. STEENKS, M.H., DE WIJER, A. *Disfunção da articulação temporomandibular- do ponto de vista da Fisioterapia e da Ortodontologia*. São Paulo: Santos, 1996. p.11-193.
102. STULEN, F.B., DE LUCA, C.J. Frequency parameters of the myoelectric signal as a measure of muscle conduction velocity. *IEEE Trans Biomed Eng*, New York, v.28, n.7, p.515-523, July

1981.

103. THOMAS, N.R. The effect of fatigue and TENS on the EMG mean power frequency. *Front Oral Physiol*, Basel, v.7, p.162-170, 1990.
104. THORSTENSSON, A.J., KARLSSON, J., VITASALO, P. LUHTANEN, L. KOMI, H. effect of strength in training on EMG of human skeletal muscle. *Acta Physiol.* V. 98:232-236, 1976.
105. VAN BOXTEL, A. Changes in power spectra of facial and jaw-elevator muscles during fatigue. *J Appl Physiol*, Bethesda, v.54, p.51, 1983. *Apud* HORI, H. et al. *Op. cit.* Ref. 45.
106. VERROUST, J., BLINOWSKA, A., CANNET, G. Functioning of the ensemble of motor units of the muscle determined from global EMG signal. *Electromyogr Clin Neurophysiol*, Limerick, v.21, n.1, p.11-24, Jan. 1981.
107. WILKIE, D.R. Muscular fatigue: effects of hydrogen ions and inorganic phosphate. *Fed Proc*, v.45, p.2921-2923, 1986.
108. WILKINSON, T.M. The relationship between the disk and lateral pterygoid muscle in the human temporomandibular joint. *J Prosthet Dent*, Saint Louis, v.60, n.6, p.715-724, Dec. 1988.
109. YEMM, R. A neurophysiological approach to the pathology and etiology of temporomandibular dysfunction. *J Oral Rehabil*, Oxford, v.12, n.4, p.343-353, July 1985.

Consentimento Formal de Participação no Trabalho de Doutorado.

Orientador: Profa. Dra. Heloísa A. de Lima Castro

Doutorando: Paulo H. F. Caria.

Projeto: ' Análise Eletromiográfica dos Músculos Masseter e Temporal Durante Atividade Mastigatória em Portadores de Disfunção Temporomandibular".

O propósito desta pesquisa é avaliar a atividade, o padrão, a frequência mediana e o (SLOPE) do sinal eletromiográfico dos músculos masseter e porção anterior do temporal. Estou ciente que esta pesquisa pode não me acarretar benefícios diretos pois, faço parte do grupo controle. Assim sendo, meus dados serão utilizados para a melhor compreensão da atividade muscular em indivíduos portadores de disfunção temporomandibular.

Serei submetido a uma avaliação prévia e se selecionado tomarei parte do procedimento experimental que será realizado no Laboratório de Eletromiografia da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - Piracicaba - SP. Estou ciente também que serei ressarcido das despesas decorrentes da participação da pesquisa (transporte e alimentação) e que posso recusar a participação na pesquisa ou retirar meu consentimento em qualquer fase da mesma sem penalidade alguma.

Os dados obtidos durante este trabalho serão mantidos em sigilo, e não poderão ser consultados por outras pessoas, sem minha autorização por escrito. Por outro lado, poderão ser utilizados para fins científicos, resguardando no entanto minha privacidade.

Comprometo-me por meio desse, cumprir todo o protocolo do experimento, salvo eventual problema que impeça minha participação.

Eu li e entendi as informações contidas neste documento, assim como as da resolução n° 196/96 do Conselho nacional de saúde.

Piracicaba, _____ de _____ de 2001.

Profa. Dra. Heloísa A. de Lima Castro

Paulo H. F. Caria

Nome do voluntário

RG do voluntário



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA
CEP — COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA



PARECER DO CEP — FOP/UNICAMP

Comunicamos que o Protocolo de Pesquisa referente ao Projeto No. 05/99:

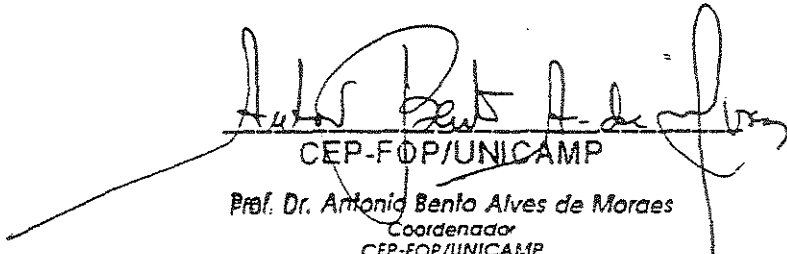
Título do Projeto de Pesquisa: Avaliação eletromiográfica dos músculos masseter e temporal durante atividade mastigatória em portadores de disfunção temporomandibular

Pesquisador Orientador/Orientado: Profa. Heloísa A. L. Castro/ Paulo H.F. Cária

apresentado a este Comitê para análise ética, segundo a Resolução CNS 196/96, do Conselho Nacional de Saúde, de 10/10/96, e de acordo com cópia do projeto arquivada em nossa secretaria, foi considerado:

- ☒ Aprovado, em reunião realizada em 17 / 03 / 1999
☐ Aprovado com pendência, devendo o Pesquisador encaminhar as modificações sugeridas em anexo para complementação da análise do Projeto.
☐ Com pendência.
☐ Reprovado.

Análise e parecer do relator (com resumo do projeto): Com base na descrição sumária do projeto e devido ao mesmo estar de acordo com as normas do CEP, após verificação dos itens que a compõe, consideramos o projeto APROVADO.


CEP-FOP/UNICAMP

Prof. Dr. Antonio Bento Alves de Moraes
Coordenador
CEP-FOP/UNICAMP