

TATIANA ADAMOV SEMEGHINI

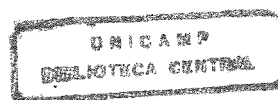
**ANÁLISE DA FADIGA DOS MÚSCULOS DA
MASTIGAÇÃO E CRANIOCERVICOFACIAIS EM
PORTADORES DE PARAFUNÇÃO OCLUSAL –
UM ESTUDO ELETROMIOGRÁFICO**

UNICAMP
BIBLIOTECA CENTRAL
SEÇÃO CIRCULANTE

Dissertação apresentada à Faculdade de
Odontologia de Piracicaba – Universidade
Estadual de Campinas para obtenção
do Título de Mestre em Biologia e
Patologia Buco Dental

PIRACICABA - SP

2000



TATIANA ADAMOV SEMEGHINI
CIRURGIÃ DENTISTA

**ANÁLISE DA FADIGA DOS MÚSCULOS DA MASTIGAÇÃO
E CRANIOCERVICOFACIAIS EM PORTADORES DE
PARAFUNÇÃO OCLUSAL – UM ESTUDO
ELETROMIOGRÁFICO**

Orientadora: Prof^a Dr^a Vanessa Monteiro Pedro

Banca Examinadora:

Prof. Dr. Fausto Bérzin

Prof^a Dr^a Débora Bevilacqua Grosso

Este exemplar foi devidamente corrigido,
de acordo com a Resolução CCPG-036/83
CPG, 09/05/2000

Vanessa Monteiro Pedro
Assinatura do Orientador

Dissertação apresentada à Faculdade de
Odontologia de Piracicaba – Universidade
Estadual de Campinas para obtenção do
Título de Mestre em Biologia e
Patologia Buco Dental

PIRACICABA - SP

2000

UNICAMP
BIBLIOTECA CENTRAL
SEÇÃO CIRCULANTE

2000/0296

IDADE _____
 CHAMADA: T/UNICAMP
Se 52a
 Nº _____
 DMSO 41867
 RDC 278/00
 C ☐ D ☒ X
 REQ R\$ 11,00
 DATA 08-08-00
 1ª CPD _____

CM-00144301-1

Ficha Catalográfica

Se52a Semeghini, Tatiana Adamov.
 Análise da fadiga dos músculos da mastigação e
 craniocervicofaciais em portadores de parafunção oclusal.
 – Um estudo eletromiográfico / Tatiana Adamov
 Semeghini. – Piracicaba, SP : [s.n.], 2000. 171p. : il.

 Orientadora : Profª Drª Vanessa Monteiro Pedro.
 Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual de Campinas,
 Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

 1. Eletromiografia. 2. Fadiga. 3. Bruxismo. 4. Articulação
 temporomandibular – Doenças. I. Pedro, Vanessa Monteiro. II.
 Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de
 Piracicaba. III. Título.

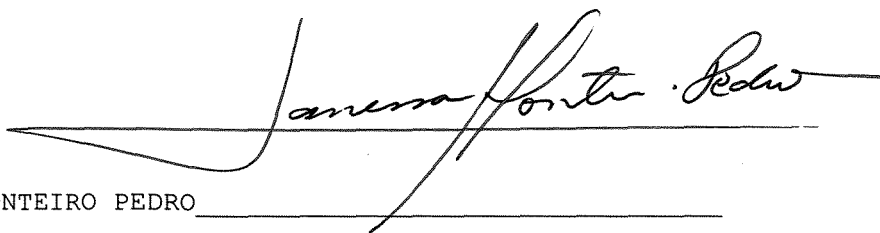
Ficha catalográfica elaborada pela Bibliotecária Marilene Girello CRB / 8 – 6159, da
 Biblioteca da Faculdade de Odontologia de Piracicaba / UNICAMP.



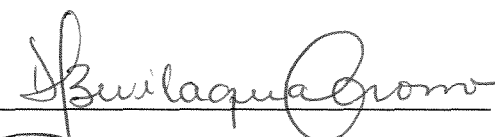
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA
UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de MESTRADO, em sessão pública realizada em 14 de Fevereiro de 2000, considerou a candidata TATIANA ADAMOV SEMEGHINI aprovada.



1. Profa. Dra. VANESSA MONTEIRO PEDRO _____



2. Profa. Dra. DEBORA BEVILAQUA GROSSO _____



3. Prof. Dr. FAUSTO BERZIN _____

Dedico este trabalho a Deus.
Aos meus pais, pela vida.

*“ Eu, o Sábio, fui rei de Israel, em Jerusalém.
E resolvi examinar e estudar tudo o que se
faz neste mundo. Que serviço cansativo é este
que Deus nos deu! Eu tenho visto tudo o que
se faz neste mundo e digo: tudo é ilusão.
É tudo como correr atrás do vento.
Ninguém pode endireitar o que é torto
nem fazer contas quando
faltam os números.”*

Prov. 1: 12 - 15

AGRADECIMENTOS

À Profa. Dra. Vanessa Monteiro Pedro, em primeiro lugar pela paciência embora seja *sinequanon* a sua maravilhosa contribuição para a realização deste trabalho, sem a qual certamente este não existiria. Por sua valiosa - e rigorosa - orientação, pela amizade, atenção e confiança nos momentos de austeridade e alegria, o eterno agradecimento da *café – com – leite*.

À Faculdade de Odontologia de Piracicaba na pessoa do seu diretor, Antonio Wilson Sallum, por ser o berço do meu crescimento profissional e por proporcionar o contínuo desenvolvimento da ciência no campo da Odontologia.

À Profa. Dra. Darcy de Oliveira Tosello, como coordenadora do curso de Pós – Graduação em Biologia e Patologia Buco – Dental e mestra desde a graduação, por seu exemplo de alegria e compreensão tanto nos momentos alegres quanto difíceis, meu sincero agradecimento.

Ao Prof. Dr. Fausto Bérzin, eterno mestre e tutor *Petiano*, que mesmo antes do estudo científico ser parte integrante da minha vida adotou – me como filha *torta*, estimulando – me a crescer tanto pessoalmente quanto profissionalmente, ensinando os valores mais nobres que uma pessoa deve possuir para uma vida digna e exuberante.

À Maria da Graça Rodrigues Bérzin, pelo exemplo de retidão e candura e pelo carinho e amizade sempre sinceros. Agradeço profundamente o apoio nos momentos difíceis, e por também adotar – me como filha desde a minha chegada em Piracicaba.

À Profa. Dra. Débora Bevilacqua Grosso, por sua fé incomparável, amizade, paciência e exemplo singular no campo científico. Que Deus sempre esteja contigo.

À *máfia*, composta pelas amigas Delaine Rodrigues, Anamaria Siriani de Oliveira e Suzane Rodrigues Jacinto, que além de proporcionarem divertidos momentos de descontração durante o curso de mestrado, foram críticas indispensáveis em todos os momentos desta realização, e principalmente por que sem as quais, este trabalho nunca seria realizado. Agradeço a todas pelo sincero desprendimento que nos permitiu o batismo por tão propício apelido.....

Ao Prof. Antonio Marcos de Lima Araújo, pelo valioso auxílio científico sem o qual seria totalmente impossível a análise das frequências do sinal mioelétrico e principalmente por sua paciência no ensino. A sua família, pela paciência a nós concedida.

Ao estatístico Antonio Mário Buzziol, e a sua esposa Solange, pelo imenso apoio e amizade, também sem os quais este trabalho não existiria.

À secretária Joelma A. Macchi , por sua colaboração e paciência no decorrer de todo o curso.

À secretaria de Pós - Graduação, pela imensa compreensão e ajuda em todas as fases do curso, sobretudo no fim.

Às bibliotecárias da FOP, pelo contínuo auxílio iniciado na Graduação, e pela amizade conquistada com o passar dos anos.

Ao Prof. Dr. Carlos Roberto Hoppe Fortinguerra, pela amizade e incentivo demonstrados desde o início do curso, e por seu exemplo de ensino.

Às voluntárias, amigas de estudo ou mesmo desconhecidas, meu eterno agradecimento pois sem sua preciosa colaboração, este estudo não sairia o campo das idéias.

A minha mãe, Nilda, pelo amor, apoio e *mãetrocínio* contínuos, e por acreditar em mim.

Ao meu pai, José Eduardo, pelo incentivo e amizade eternos e por nunca me deixar desviar da *estrada*.

Ao Eduardo pelo carinho, paciência e precioso auxílio na reta final da confecção deste trabalho, pois sem seu apoio tudo seria mais difícil.

A todas as pessoas que, direta ou indiretamente, contribuíram para a realização deste trabalho, meu sincero agradecimento.

“Um amigo é tudo, e a amizade apresenta as três qualidades do bem: unidade, bondade e verdade. Poucos prestam para ser bons amigos, e quando não se sabe escolher, eles são ainda mais raros. Saber conservar um amigo é mais importante do que ganhar um novo. (...) Os melhores de todos são os bem condimentados, com os quais partilhamos tonéis de experiência. A vida sem amigos é um deserto. A amizade multiplica o bem e partilha os males. É o único remédio contra o azar e um doce alívio para a alma.”

Baltasar Gracián

SUMÁRIO

	Página
LISTA DE FIGURAS.....	01
RESUMO.....	03
ABSTRACT.....	04
1. INTRODUÇÃO.....	07
2. REVISÃO DA LITERATURA.....	13
2.1 Desordem Crânio - Mandibular e a Parafunção Oclusal.....	15
2.2 Fadiga Muscular.....	25
2.3. Epidemiologia.....	33
3. OBJETIVO.....	37
4. MATERIAL E MÉTODOS.....	41
4.1 Amostra.....	41
4.2 Grupos Experimentais.....	43
4.3 Equipamentos.....	45
4.4. Instrumentação.....	51
4.4.1 Investigações Preliminares	51
4.4.2 Procedimentos	57
4.3.3 Situações Avaliadas	61
4.5. ANÁLISE DOS DADOS.....	67
4.6. ANÁLISE ESTATÍSTICA.....	75
5. RESULTADOS	79
5.1. Comparação entre os grupos na situação de repouso avaliada pela percentagem da CIVM de cada músculo.....	81

5.2. Comparação entre os grupos na situação de mastigação isotônica avaliada pela percentagem da CIVM de cada músculo.....	83
5.3. Análise - Matlab.....	85
5.3.1. Comparação entre os grupos – Amplitude não normalizada – situação de repouso de cada músculo.....	85
5.3.2. Comparação entre os grupos - Amplitude não normalizada, DEP e FM – situação mastigação isométrica nos mm. Temporal e Masseter.....	87
5.3.3. Comparação entre os grupos - Amplitude não normalizada, DEP e FM – situação mastigação isotônica de cada músculo.....	91
6. DISCUSSÃO.....	99
6.1. Considerações sobre a eletromiografia (EMG) como método de avaliação da parafunção oclusal e da fadiga.....	101
6.2. Aspectos metodológicos da pesquisa.....	103
6.3. Situações avaliadas.....	107
6.4. Discussão dos Resultados.....	109
6.4.1. Repouso.....	109
6.4.2. Mastigação isotônica.....	111
6.4.3. Mastigação isométrica.....	119
7. CONCLUSÕES.....	125
8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	129
ANEXOS.....	139

LISTA DE FIGURAS

Figura nº	Página
Figura 1 - 'Fórmula' da tolerância estrutural, segundo Okeson, 1992.....	17
Figura 2 - Condicionador de sinais, modelo MCS-V2 da Lynx Eletronics Ltda.....	47
Figura 3 - Eletrodo ativo diferencial (A) e eletrodo terra (B).....	48
Figura 4 - Parafilme M em rolo e cortado (B) na mesma espessura e comprimento de um pedaço de goma <i>Trident</i> - Adam's (A).....	49
Figura 5 - Metrônomo (Picollo – Winter)	50
Figura 6 - Densidade espectral de potência do sinal eletromiográfico da porção anterior do M. temporal esquerdo em situação de repouso da mandíbula, coletado fora da gaiola eletrostática de Faraday.....	52
Figura 7 - Densidade espectral do potência do sinal eletromiográfico da porção anterior do M. temporal esquerdo em contração isométrica, coletado fora da gaiola eletrostática de Faraday	52
Figura 8 - Densidade espectral de potência do sinal eletromiográfico da porção anterior do M. temporal em contração isométrica, coletado no interior da gaiola de Faraday.....	53
Figura 9 - Densidade espectral de potência do sinal eletromiográfico da porção anterior do M. temporal em situação de repouso da mandíbula, coletado no interior da gaiola eletrostática de Faraday.....	54
Figura 10 - Densidade espectral de potência do sinal eletromiográfico da porção anterior do M. temporal, em situação de repouso, coletado no interior da gaiola e filtrado.....	55

Figura 11	Eletrodos corretamente colocados e fixados nos MM. (A) Temporal - fibras anteriores; (B) Masseter; (C) Esternocleidomastoideo	58
-		
Figura 12	Movimento de Contração Isométrica Voluntária Máxima do músculo esternocleidomastoideo – Flexão da coluna cervical com aplicação de resistência manual sobre a região frontal.....	64
-		
Figura 13	Fórmula da RMS e seus componentes (BASMAJIAN & DE LUCA, 1985).....	68
-		
Figura 14	Representação gráfica dos sinais EMG brutos (μV) na CIVM dos MM. da mastigação, gerada pela rotina EMG11.....	70
-		
Figura 15	(A)Representação gráfica do sinal EMG bruto e (B) da envoltória normalizada gerada pela rotina EMG12, do m. Temporal esquerdo em CIVM.....	71
-		
Figura 16	Traçado das médias das FM e <i>slope</i> da reta gerado pela rotina EMG124. Intervalo azul: Valores máximos e mínimos. Curva amarela: intervalo de confiança da amostra. Reta vermelha: representação gráfica do <i>slope</i> . M. Temporal esquerdo , em CIVM.....	72
-		
Figura 17	Traçado das médias normalizadas das DEP geradas pela rotina EMG125.....	73
-		
Figura 18	Traçado das médias das envoltórias não – normalizadas da amplitude do sinal gerado pela rotina EMG126. Intervalo azul: Valores máximos e mínimos. Curva amarela: intervalo de confiança da amostra. M. Temporal esquerdo, em CIVM. Intervalo azul: valores máximos e mínimos da amostra. Curva central em vermelho; banda de 3 dB. Ponto destacado em verde: valor do pico. M. Temporal esquerdo em CIVM.....	74
-		

RESUMO

A proposta deste estudo foi avaliar a fadiga e alterações no padrão dos músculos mastigatórios e cervicais (Temporal - fibras anteriores - , Masseter, e Esternocleidomastoideo) na presença de parafunção oclusal (P. O.), através da eletromiografia. Foram estudados 20 voluntários do sexo feminino, (18 - 35 ; $X=26,5$), divididos em dois grupos: Grupo Controle (C.) – 10 voluntários considerados clinicamente normais, e Grupo P.O. – 10 voluntários portadores de P. O. Os sinais eletromiográficos foram coletados bilateralmente em todos os voluntários, nas situações de repouso, durante as mastigações isométrica e isotônica dos músculos temporal e masseter, e na contração isométrica voluntária máxima (CIVM) do músculo esternocleidomastoideo (ECM). A análise dos dados foi feita a partir do sinal mioelétrico normalizado pela percentagem da CIVM de cada músculo. Os dados também foram avaliados pela envoltória não normalizada do sinal EMG bruto (RMS), pela densidade espectral de potência (DEP) e frequência mediana do sinal (FMed), pelo *software* MATLAB, comparando os resultados existentes entre os dois grupos, e também entre dois ciclos mastigatórios, analisados estatisticamente pelos testes *t* (considerando variâncias não iguais), das *ordens assinaladas de Wilcoxon*, e dos *signais*. Não foram encontradas diferenças significativas pelos métodos estatísticos usados nos dados previamente normalizados pela percentagem da CIVM de cada músculo entre os grupos C e P. O, tanto no repouso quanto na mastigação isométrica. Por outro lado, a análise da envoltória não - normalizada pelo *software* Matlab no repouso demonstrou um aumento significativo da amplitude do RMS bruto nos MM. Temporais em portadores de P.O. Analisando – se a mastigação isotônica, os músculos Temporal esquerdo e ECM direito se revelaram como músculos que mais sofreram alterações no espectro de frequência, e portanto apresentaram indícios de fadiga muscular durante as coletas. Ainda nesta situação, os músculos Temporais foram considerados os mais comprometidos em voluntários portadores de P. O., juntamente com os ECMs. A eletromiografia de superfície se mostrou ser um instrumento de investigação relevante, pois através do estudo computadorizado do sinal mioelétrico foram encontrados fortes indícios de fadiga nos músculos estudados, sugerindo que a hiperatividade muscular causada pela parafunção oclusal pode ser considerada um fator etiológico extremamente importante nas DCMs. Entretanto, a análise das frequências do Masseter esquerdo nos movimentos isotônicos se mostrou incerta, indicando a necessidade da realização de mais estudos para a consolidação da metodologia usada nesta pesquisa.

ABSTRACT

The purpose of the present study was to evaluate the fatigue and bilateral alterations in the pattern mioelectrical activity in masticatory and cervical muscles (Temporal – anterior fibres -, Masseter, and Sternocleidomastoid) on presence of Occlusal Parafunction (O. P.), through EMG. The electric activity was measured in 20 female volunteers (18 - 35; $X=26,5$), divided into two groups: Control Group (C.) – with 10 healthy volunteers, and P.O. Group - 10 volunteers with O. P. EMG signals had been collected in all volunteers, during rest, chewing and clenching contractions. The data analysis was made from the myoelectrical signal normalized by the percentage of the MVC of each muscle. The data had been also evaluated by the profiles without normalization of EMG signal (RMS), by the power spectral analysis (PSA) and median frequency analysis (Mdf) - software MATLAB - comparing the results between groups, and between two masticatory cycles either, estatisticament analyzed for t test (considering unequal variances), Wilcoxon test, and the signs test. No significant differences for the used statistical methods was found in the data previously normalized by the percentage of the CIVM of each muscle between groups C. and O. P., as much in the rest as clenching contractions. On the other hand, the analysis of the profiles without normalization from Matlab software in rest was demonstrated a significant increase in RMS amplitude from Temporal muscles in O.P. volunteers. Analyzing the chewing, left Temporal and right ECM had disclosed as muscles that more suffer spectral changes from frequency, and therefore presenting indications of muscular fatigue during the study. Still in this situation, the Temporal muscles had been considered the most compromised in O. P. volunteers, with ECM muscles. The surface electromiography was an important investigation tool, because through the mioelectrical computer studied were finding strong fatigue traces in analysed musculature, suggesting the muscular hiperactivity caused by occlusal parafunction may be considered a very important ethiological factor in CMD. However, the frequencies analysis of the left Masseter in the chewing movements was showed uncertain, indicating that more studies are needed for the consolidation of the methodology used in this research.

INTRODUÇÃO

1. INTRODUÇÃO

O conjunto de sinais e sintomas provenientes de alterações patológicas no sistema mastigatório envolvendo dor e sensibilidade à palpação muscular, sons articulares e limitação durante a movimentação mandibular é geralmente atribuído à Desordem Crânio Mandibular (DCM) (COSTEN, 1934; McNEILL, 1980; TALLEY, 1990).

Recentemente, alguns trabalhos (OKESON, 1992; MONGINI, 1998) apontaram a hiperatividade muscular gerada por Parafunção Oclusal (P.O.) como fator etiológico mais preponderante da DCM.

Enquanto que as atividades consideradas funcionais do Sistema Estomatognático são a fala, a mastigação e a deglutição, as parafunções oclusais abrangem os hábitos ou movimentos em que os músculos mastigatórios estão ativos nos períodos não funcionais, sendo representado principalmente pelo bruxismo, também chamado de frendor, que compreende o ranger noturno e/ou o apertamento diurno e são considerados os hábitos parafuncionais mais nocivos (STEENKS & WIJER, 1996). Neste estudo, o termo *bruxismo (Frendor)* foi substituído por *Parafunção Oclusal (P.O.)* por ser considerado o termo que melhor designa esta patologia .

Estes hábitos parafuncionais são considerados normais na maioria

das pessoas quando ocorrem eventualmente (LAVIGNE & MONTPLAISIR, 1995). Porém, se tornam extremamente prejudiciais quando são realizados constantemente e se utilizam de um alto grau de força muscular (OKESON, 1992; AUSTIN, 1997).

PADAMSEE em 1994, relatou que quando há uma prevalência dos componentes musculares na DCM, há uma sobreposição de sintomas crânio - mandibulares e cervicais. MONGINI (1998) afirmou que se houver uma diminuição da ação muscular craniocervical a lordose cervical fisiológica será alterada, levando a uma modificação da dinâmica muscular regional, provocada pela fadiga muscular e/ou pelo aparecimento de *trigger points* (pontos gatilho) causando dores craniofaciais. Portanto, a investigação da inter-relação muscular dos músculos craniomandibulares e cervicais na P. O., embora recente, parece ser importante no estudo da DCM

Paralelamente a estes estudos, está bem estabelecido na literatura a análises das alterações do espectro de frequência do sinal eletromiográfico (EMG) (KOGI & HAKOMADA, 1962; LINDSTRÖM, MAGNUSSON & PETERSÉN, 1970; PETRFSKY & LIND, 1980), como uma ferramenta útil para a compreensão das alterações fisiológicas que ocorrem no músculo, sobretudo no processo de fadiga muscular.

Este fato leva ao questionamento: se a hiperatividade é uma parte integrante e importante da DCM, por provocar dor e fadiga subjetiva, isto é, a fadiga relatada pelo paciente, qual seria o padrão muscular e como se comportariam as frequências do sinal mioelétrico dos MM. da mastigação e cervicais em pacientes com Parafunção Oclusal?

A literatura evidencia estudos sobre a P. O. utilizando – se da EMG e da Polisomnografia, que procuram correlacionar os episódios de ranger/ apertamento dentário aos estágios do sono, com o intuito de entender como ocorrem as desordens do sono (DAHLSTRÖM, 1989, BAILEY, 1997). Outros estudos se utilizam da EMG e do *Biofeedback*, visando encontrar uma forma de tratamento que não seja o uso de medicamentos ou mesmo placas oclusais (GLAROS, 1998; LAVIGNE & MONTPLAISIR, 1995).

Alguns trabalhos tratam ainda de prevalência, etiologia, ou mesmo terapêutica multidisciplinar (TEIXEIRA, 1994; CONTI, 1996), seguidas atualmente para se estudar e tratar a DCM, e conseqüentemente a parafunção oclusal, mas não foi encontrado na literatura consultada estudos eletromiográficos que avaliassem a possível existência de um padrão muscular craniocervical alterado na presença de parafunção oclusal.

REVISÃO DA LITERATURA

2.REVISÃO DA LITERATURA

Neste capítulo, a revisão da literatura consultada será apresentada primeiramente descrevendo a Desordem Crânio – Mandibular e a relação da Parafunção Oclusal na hiperatividade muscular, mostrando assim como a P. O. é parte integrante da DCM., causando dor e fadiga . Na seqüência, será relatado um conceito de fadiga muscular, e as formas de avaliação da fadiga por meio da eletromiografia encontradas na literatura. Finalmente, a epidemiologia das DCMs será revelada confirmando a fundamentação na literatura dos critérios de inclusão e exclusão da amostra utilizados neste trabalho.

2.1. DESORDEM CRÂNIO – MANDIBULAR E A PARAFUNÇÃO OCLUSAL

COSTEN (1934), foi o primeiro autor a descrever um conjunto de sintomas que se localizam *ao redor* da articulação temporo - mandibular (ATM), associando a dor de ouvido a distúrbios funcionais do sistema estomatognático e inclusive à perda dentária posterior. Vários termos surgiram durante os anos para descrever o conjunto de sintomas referentes à dor auricular, articular e muscular na região da ATM. McNEILL(1980) propôs o termo *Desordem Crânio - Mandibular (DCM)* que é atualmente o termo mais aceito na literatura .

TALLEY et al. (1990) relataram que é impossível evidenciar somente um fator preponderante na DCM, enquanto que trabalhos recentes (RUGH & OHRBACH, 1989; AUSTIN, 1997) indicam os hábitos parafuncionais como um dos fatores mais importantes de tal etiologia.

LAVIGNE & MONTPLAISIR, em 1995, afirmaram que o estresse emocional e a ansiedade aumentam a frequência e a intensidade da parafunção e conseqüentemente, da hiperatividade muscular. Esta, por sua vez, pode causar espasmos e dor muscular desencadeando um círculo vicioso - quanto maior for o estresse e a ansiedade, maior será a

hiperatividade e a dor, o que gera mais ansiedade e tensão, fechando o ciclo (BAILEY, 1997).

OKESON, (1992), cita a teoria da *tolerância estrutural* relacionando a hiperatividade muscular e cada estrutura do Sistema Estomatognático (dentes, músculos, ATM, ouvido, etc.) tal como elos de uma corrente: *“Cada estrutura do sistema mastigatório pode tolerar somente uma certa quantia de aumento de forças gerada pela hiperatividade muscular. (...) O início do colapso é visto na estrutura com o mais baixo nível de tolerância, variável para cada paciente”*.

Se as estruturas mais fracas (com menos tolerância estrutural) forem os músculos, a pessoa apresentará mialgias. Se a ATM for o elo mais fraco, esta apresentará frouxidão ligamentar, ruído, desarranjo articular e dor. Mas se forem os dentes a estrutura mais susceptível, estes podem apresentar mobilidade, pulpíte ou desgaste acentuado. Portanto, a DCM pode se manifestar de várias formas, sendo que dificilmente ocorrem todos os sinais de colapso em um único indivíduo, pelo contrário, um conjunto limitado de sinais e sintomas freqüentemente são a queixa principal, e todos os outros sintomas estão ausentes.

Maloclusão + Estresse Emocional → Tolerância Fisiológica → Aumento na hiperatividade muscular → Tolerância Estrutural → Colapso.

Fig.1: Fórmula da tolerância estrutural, segundo OKESON, 1992.

As atividades do Sistema Estomatognático que podem ser consideradas funcionais são a fala, a mastigação e a deglutição e o termo *parafunção* pode ser relacionado a alterações posturais da cabeça e pescoço, deglutição visceral com interposição lingual, protrusão exagerada da mandíbula em pessoas portadoras de micrognatia, vícios posturais devido à profissão, onicofagia, uso de cachimbo, má posição ao dormir, além do hábito considerado mais destrutivo e portanto considerado mais importante, o bruxismo (frendor), que compreende o ranger noturno e / ou o apertamento diurno (STEENKS & WIJER, 1996), justamente por poder resultar em desgaste dentário excessivo, mialgias, hipertrofia muscular, má oclusão grave, dor de cabeça, subluxação e luxação da ATM, e inclusive condições articulares degenerativas, pulpíte e lesão do tecido periodontal.

Estes dois grupos - o primeiro formado por indivíduos que se utilizam do Sistema Estomatognático quase que exclusivamente em

situações funcionais, e o segundo formado por portadores de parafunções oclusais - são bem diferentes. Na primeira situação, a atividade muscular é 'controlada' pelas interferências oclusais, ou seja, pelo mecanismo proprioceptivo do ligamento periodontal, para que haja mínimo dano às estruturas bucais. Na segunda, este mecanismo oclusal não apresenta nenhum controle sobre a hiperatividade (OKESON, 1992; LUND, 1995).

STEENKS & WIJER (1996) de certa forma confirmam a teoria de OKESON (1992) pois ressaltam que dentre os fatores multifatoriais da doença, os fatores neuromusculares provenientes de hábitos parafuncionais são importantes. Estes hábitos podem ser considerados comuns, e geralmente não afetam prejudicialmente as estruturas bucais, pois é possível afirmar que a maioria da população apresentará em algum momento da vida um episódio isolado de apertamento e/ou ranger dentário contudo, em alguns pacientes, estes hábitos são extremamente destrutivos (LAVIGNE & MONTPLAISIR, 1995).

A etiologia da parafunção oclusal foi por muitos anos baseada na teoria dos *fatores oclusais*, que afirmava que pequenas discrepâncias na oclusão alteravam os mecanorreceptores periodontais, e tais entradas aferentes estimulavam a excitação reflexa dos músculos do fechamento

da mandíbula, assim como um modo do organismo se *defender* das alterações oclusais incômodas (KARDACHI et al., 1978). Entretanto, BAILEY & RUGH, em 1997, relataram que os ajustes oclusais para eliminar essas discrepâncias oclusais não acabavam com a parafunção. INGERVALL et al.(1980) observaram que muitas pessoas têm problemas oclusais importantes e não apresentam P. O., enquanto que outras pessoas sem alterações oclusais apresentam problemas importantes decorrentes à parafunção, e RUGH et al. (1984) provaram que a parafunção oclusal não pode ser gerada pela colocação de uma discrepância oclusal.

A partir destas constatações, outra teoria começou a ganhar força: a parafunção oclusal vista como um fenômeno do Sistema Nervoso Central (SNC), originado no sistema límbico e modulado no córtex (LAVIGNE & MONTPLAISIR, 1995). Com o crescimento do conhecimento na área relacionou - a parafunção com o estresse diário e a ansiedade, além de associá - la a distúrbios do sono. DAHLSTRÖM (1989) afirmou que estudos sobre o sono correlacionaram a hiperatividade muscular mastigatória e os sintomas de disfunção crânio - mandibular, e que o estresse experimentalmente induzido aumentaram a atividade parafuncional em sujeitos sintomáticos.

Mesmo assim, TEIXEIRA et al. (1994) afirmaram que a etiologia da Parafunção Oclusal é multicausal, e relataram que a somatória de fatores oclusais e psicoemocionais seria a etiologia mais aceita, enquanto que GLAROS et al. em 1998, sugeriram através dos estudos mioelétricos dos músculos da mastigação e do relaxamento realizado por *Biofeedback* que em níveis baixos a moderados, porém crônicos, a P. O. pode ser considerada o fator etiológico da DCM.

Entretanto, LAVIGNE & MONTPLAISIR em 1995, revelaram em um trabalho de revisão que tanto sujeitos assintomáticos quanto portadores de P. O. demonstram vários tipos de atividade muscular mastigatória durante o sono no laboratório de pesquisas, variando somente a intensidade das atividades entre os dois grupos. Além disso, em alguns pacientes com parafunção diagnosticada, não foi observado o ranger/ apertamento em todas as noites de sono. Os autores também sugeriram que alguns fatores gerais estão envolvidos na geração da parafunção, que são : estresse , drogas ou álcool, doenças psíquicas ou neurológicas (p. ex.: retardo mental, traumas psicológicos por abuso sexual, acidente vascular cerebral ou hemorragia cerebral e coma) e distúrbios de personalidade. Acrescentaram ainda que interações entre os sistemas autônomo, límbico e motor em pessoas portadoras de um ou

mais fatores gerais, levam à atividade rítmica da mandíbula (ativação de uma *central de padrão de contração*), e finalmente às contrações isotônicas ou isométricas musculares que caracterizam a patologia.

Concordando com LAVIGNE & MONTIPLAISIR (1995), BAILEY (1997) indicou que os fatores etiológicos da P. O. podem ser o estresse ou ansiedade, disfunções do SNC, e personalidades que levem à obsessão, ansiedade ou mesmo raiva. Além disso, o autor cita também drogas - como as anfetaminas e a cocaína, além do álcool - que por inibirem o estágio delta do sono, podem induzir a parafunção pelo aumento do estágio 2 não - REM do sono e do sono REM, já que são nestes estágios que há a maior manifestação da P. O.

PALAZZI et al. (1996) estudaram eletromiograficamente os efeitos da posição postural do corpo na atividade muscular dos masseteres e dos esternocleidomastoídeos contralateralmente à posição habitual de sono de 17 pacientes com *Disfunção Miogênica Crânio - Cervical - Mandibular* e observaram que a presença de hábitos parafuncionais, principalmente o ranger e o apertamento dentário, e a posição do corpo, principalmente àquela relacionada a uma postura inadequada durante o sono, podem ser intimamente relacionados à sintomatologia clínica dos músculos estudados em pacientes

disfuncionados.

Por outro lado, WIJER et al. (1996) estudaram a correlação entre DCM, dividida em miogênica e artrogênica, e *Disfunções da Espinha Cervical (DEC)*, e observaram que os sinais de P. O. e amplitude de movimentos não diferiram entre os dois grupos, embora movimentos ativos e testes adicionais permitam separá - los. Os autores também relataram a sobreposição considerável de sintomas entre DCM de origem miogênica e DEC, a despeito da DCM artrogênica.

MONGINI (1998) ressaltou a maior prevalência do ranger/apertamento dentário, dentre as todas as parafunções como fator preponderante na etiologia da DCM, principalmente na disfunção miogênica. Também afirmou que as alterações posturais são um fator etiológico importante na síndrome. Tais alterações podem ocorrer nos planos sagital; no plano frontal exemplifica - se a perda da *lordose cervical fisiológica*. O baricentro do crânio, próximo à cela túrcica, está situado à frente do fulcro vertebral - articulação atlanto – occipital - por isso, a força da gravidade é contrabalanceada pela ação dos músculos cervicais, então, se houver a perda da ação muscular altera - se a curvatura cervical. No plano frontal, o desnivelamento do ombro com escoliose compensatória é freqüente, portanto, seja pela fadiga muscular,

pelo aparecimento de *trigger points* (áreas de disparo de dor) que levam à indução de dores craniofaciais, ou mesmo pelo deslocamento do osso hióide e decorrente alteração postural da mandíbula, segundo o autor, as alterações posturais também podem induzir à DCM.

Em relação ao estudo mioelétrico cervical relacionado às DCMs, alguns autores - ZUÑIGA et al.(1995); PALLAZI et al.(1996) e MIRALLES et al. (1998) - investigaram a relação eletromiográfica entre a hiperatividade muscular e a posição postural cervical em pacientes com DCM, e concluíram que existe uma forte correlação entre os músculos Masseter e Esternocleidomastoideo nas alterações posturais mandibulares e corporais. Esta correlação pode também justificar a presença de dor nos músculos ECM durante a mastigação (KOHNO et al., 1987).

2.2. FADIGA MUSCULAR

A palavra fadiga é considerada um conceito muito geral e pouco científico para designar um fenômeno que pode ser definido de diferentes maneiras. Em 1943, BILLS sugeriu a caracterização do termo *fadiga* em três categorias que pudessem expressar de forma mais específica seu conceito. A primeira delas é a *fadiga subjetiva*, ou seja, aquela que é caracterizada por um declínio do estado de alerta, da concentração mental, motivação e outros fatores psicológicos. A segunda categoria está relacionada ao declínio da capacidade de trabalho de um indivíduo, sendo denominada de *fadiga objetiva*. E por fim, a *fadiga fisiológica*, caracterizada por mudanças nos processos fisiológicos do músculo relativos ao processo de fadiga muscular, é aquela que, entre outras maneiras, pode ser estudada pelas mudanças no espectro de frequência do sinal eletromiográfico.

O primeiro pesquisador a relatar alterações nas características do sinal EMG em uma contração isométrica foi PIPER, em 1912. Mesmo utilizando – se de instrumentos rudimentares, ele descreveu pequenas variações na amplitude do sinal mioelétrico quando o voluntário chegava à exaustão em uma atividade isométrica. A única ferramenta que ele

dispôs para averiguar tais mudanças foi a observação visual do sinal eletromiográfico.

Entre as diferentes formas de quantificar as alterações relativas à fadiga através do sinal EMG, vários procedimentos de processamento do sinal foram experimentados: (1) o cálculo do tempo que o sinal mioelétrico leva para cruzar o zero entre os eletrodos de captação; (2) o número de vezes por segundo que o sinal passa pelo ponto zero; (3) o valor da integral do traçado EMG bruto; e (4) o valor das frequências características do espectro eletromiográfico, ou seja, da moda, da mediana e da média (MEHROTRA & SAHAY, 1994).

Mais recentemente, com o advento da eletromiografia computadorizada, além do registro da amplitude do sinal eletromiográfico surgiu a possibilidade da análise dos componentes espectrais do sinal mioelétrico, e muitos pesquisadores puderam observar uma progressiva compressão, ou achatamento, do espectro em direção às baixas frequências durante a isometria - KOMI (1979); HAGBERG (1981); KILBOM et al. (1983).

LINDSTRÖN (1970) revelou que esta compressão espectral é devida à redução da velocidade de condução do potencial de ação ao longo da fibra muscular, e BASMAJIAN & DeLUCA (1985)

correlacionaram a relação da velocidade de condução das fibras musculares com o seu diâmetro e pH intramuscular. Assim, em fibras de contração rápida mais lactato se acumularia no músculo, diminuindo seu pH, e consequentemente, a excitabilidade da membrana diminuiria, reduzindo a velocidade de condução das fibras musculares. Esta mudança poderia ser constatada como uma alteração do espectro de frequência que compunha o sinal EMG.

A Densidade Espectral de Potência (DEP) demonstra a distribuição da intensidade do sinal mioelétrico em seus componentes de frequência, ou seja, o quanto de energia do sinal se encontra em quais frequências (YAAR, 1989). Portanto, através da DEP obtêm-se as frequências características de um determinado registro eletromiográfico.

Quando a fadiga ocorre durante o registro do sinal EMG, seu gráfico da DEP, calculado pela Transformada Rápida de Fourier - *Fast Fourier Transformer* - FFT - (STULEN & DeLUCA, 1981), demonstra um aumento dos componentes de baixa frequência e concomitante diminuição dos componentes de alta frequência, o que causa uma compensação no espectro.

O estudo da Frequência Mediana (FMed) da DEP é a forma mais fiel de se analisar as mudanças do espectro para as baixas frequências

(STULEN & DeLUCA, 1981). Por se tratar do centro geométrico do gráfico da DEP, é a frequência característica que é mais sensível às variações tanto nas altas quanto nas baixas frequências. Apesar disso, alguns autores também se utilizam do estudo da Frequência Média (FM) - SHI et al. (1993); HORI et al. (1995). A Frequência Média traduz simplesmente o ponto médio do DEP, enquanto que a Frequência Mediana é a frequência na qual o DEP é dividido em duas regiões equivalentes e por este motivo é considerada mais fiel, contudo ambas são linearmente relacionadas à velocidade de condução das fibras musculares (STULEN & DeLUCA, 1981).

Está bem estabelecido na literatura que a diminuição da FMed mostra o início da fadiga fisiológica, antes que o sujeito sinta seus aspectos subjetivos e objetivos. Entretanto, sabe-se que vários fatores podem influenciar a FMed: (1) o tipo de eletrodo utilizado para a aquisição do sinal EMG; (2) o tipo de contração avaliada; (3) pH intramuscular; (4) a redução na circulação sanguínea; (5) a temperatura muscular; e (6) dimorfismo sexual (KRIVICKAS et al., 1998). Portanto, mesmo sendo uma ferramenta muito útil, seu mecanismo não está completamente esclarecido.

HORI, et al. (1995) estudaram a mudança da frequência média

(FM.) dos MM. da mastigação durante períodos de fadiga e de repouso em 46 pacientes com DCM, sendo 8 homens e 38 mulheres. O grupo controle foi composto por 47 voluntários saudáveis (27 homens e 20 mulheres) e somente foram encontradas mudanças significativas no período de repouso após a indução de fadiga por 80% da contração isométrica voluntária máxima (CIVM), colhidos após 3, 8, 13 e 18 minutos. A CIVM foi sustentada durante 7 minutos, e os valores de FM. dos MM. Temporais encontrados pelos autores sempre foram menores em DCM que no grupo controle em todas as situações estudadas, resultado justificado de duas formas: (1) Os MM. Temporais, quando comparados com os MM. Masseteres, são considerados os MM. que melhor refletem as DCMs, o que também foi afirmado em 1983 por RAMFJORD & ASH; (2) As DCMs geralmente envolvem problemas no posicionamento mandibular, concordando com OKESON, em 1992. Portanto, a função dos Temporais como músculos posicionadores da mandíbula explica porque os resultados mais significativos foram encontrados neste grupo muscular.

LYONS et al. (1993) estudaram a fadiga muscular local medida pela escala visual analógica (EVA) – análise subjetiva e também através das mudanças na FMed e na amplitude do sinal mioelétrico dos MM.

Temporal e Masseter, bilateralmente, durante contrações isométricas - análise fisiológica. Os resultados encontrados demonstraram linearidade entre a percepção subjetiva e a diminuição das FMed e o aumento da amplitude do sinal nos voluntários estudados.

YAMASAWA, em 1998, avaliou as mudanças na atividade elétrica do ECM na mastigação isométrica, através da FMed. O autor encontrou atividade eletromiográfica dos ECMs durante 50% da CIVM dos MM. da mastigação, mudanças das FMeds para as baixas frequências durante o tempo de coleta, e após três minutos de repouso, a FMed coincidiu com os dados do início do experimento. Estes achados, segundo o autor, indicaram que a fadiga pode ser induzida nos ECMs durante a contração isométrica dos MM. da mastigação, e que a análise espectral do sinal EMG é uma ferramenta não – invasiva, objetiva e quantitativa da fadiga do ECM.

A maioria dos estudos atuais sobre as mudanças do sinal EMG que ocorrem tanto no domínio da amplitude quanto em relação ao das frequências, tem sido realizados durante as CIVMs, e muitas vezes estudos semelhantes realizados em movimentos isotônicos têm sido questionados. CHRISTENSEN et al. (1995) compararam mudanças na amplitude do RMS, da FMed e da FM em contrações isotônicas e

isométricas dos MM. Bíceps e Tríceps esquerdos em indivíduos clinicamente normais, transmitidas por telemetria. Os sinais foram captados tanto com eletrodos de superfície quanto com eletrodos de agulha, e o tempo de coleta variou entre 8 e 10 segundos. Comparando os resultados encontrados nos dois tipos de contração muscular, os autores concluíram que tais indicadores de fadiga podem e devem ser utilizados no estudo das contrações isotônicas.

2.3. EPIDEMIOLOGIA

A revisão da literatura sobre a epidemiologia das DCMs somente se fez necessária neste estudo para que os critérios de inclusão e exclusão da amostra pudessem ser estabelecidos.

SELIGMAN et al. (1988) revelaram em sua revisão que a prevalência da parafunção na literatura é muito variável. Na anamnese, os autores descreveram uma oscilação de 4 a 23% em relação ao ranger, e de 3 a 40% ao apertamento dentário, enquanto que achados clínicos revelaram uma incidência de até 50% dos dois. Os autores também observaram que em estudos eletromiográficos realizados durante o sono, 100% dos voluntários apresentaram parafunção oclusal.

DeCANTER et al., em 1993, examinaram 6577 pacientes, com idade de 15 a 74 anos na Alemanha, e observaram que 21,5% da amostra relatou saber que apresentavam DCM, enquanto que 44,4% da amostra apresentou clinicamente sinais e sintomas de DCM.

GRAY, (1994), fez um resumo sobre dados epidemiológicos de DCM em seu estudo:

1. Idade: 15 a 30 anos - sintomas disfuncionais; 40 anos em diante - doença degenerativa da articulação; porém o desarranjo interno da ATM pode ocorrer em qualquer idade.

2.Sexo: prevalência de 1:1 - para sintomas na população; prevalência de 5:1 - mais mulheres procuram tratamento.

3.Oclusão: variável em todos os pacientes.

4.Parafunção: relatada em 50% dos sujeitos.

5.Ruídos articulares: estalo - sintomas disfuncionais ou desarranjo interno; crepitação - doença degenerativa da articulação.

PADAMSEE (1994) correlacionou a incidência de desordens cervicais e crânio - mandibulares, e relatou que em 70% da amostra há associação das desordens, e que em pacientes com história de trauma, com lesão em chicote, 38% dos sujeitos também apresentavam tal associação.

GOULET et al., em 1995, pesquisaram 897 sujeitos, e revelaram que 30% da população estudada afirmar ter dor mandibular e DCM, 69% relataram já ter tido dores moderadas a severas na região estudada.

OBJETIVO

3. OBJETIVO

O objetivo deste estudo foi investigar a eventual fadiga dos músculos mastigatórios e cervicais (temporal - fibras anteriores, masseter, e esternocleidomastoideo) pelas possíveis alterações na amplitude e frequência do sinal eletromiográfico em portadores de Parafunção Oclusal.

MATERIAIS E MÉTODOS

4. MATERIAIS E MÉTODOS

4.1. AMOSTRA:

Foram avaliados eletromiograficamente os músculos Masseter, a porção anterior do Temporal, e o Esternocleidomastoideo de 20 voluntários do sexo feminino, divididos em dois grupos experimentais, nos quais 10 foram considerados indivíduos clinicamente normais, com faixa etária de 23 a 35 anos ($\bar{x} = 25,9$; $DP = 3,63$) e 10 voluntários eram portadores de DCM com faixa etária de 19 a 32 anos ($\bar{x} = 24,2$; $DP = 3,55$).

4.2.GRUPOS EXPERIMENTAIS:

♦Grupo Controle (C.): Constituído por 10 voluntários clinicamente normais ou seja, nos quais não foi diagnosticada P. O., dor articular ou miálgica, ou que apresentassem no máximo 2 sinais de DCM (HELKIMO, 1974) ;

♦Grupo Parafunção Oclusal (P. O.): Constituído por 10 voluntários sintomáticos, que apresentavam os seguintes sinais e sintomas de DCM:

a) P. O. - apertamento e ranger dentário; b) dor e/ou sensibilidade tanto em atividades funcionais (falar/comer) no período correspondente entre 1 e 5 anos, quanto à palpação muscular (facial/cervical); c) dor de cabeça; d) fatores psicoemocionais, tais como ansiedade e estresse diários.

Tabela 1. Idade, Profissão e Dominância das Voluntárias dos dois Grupos de Estudo.

	<i>Grupo Controle</i>	<i>Grupo P. O.</i>
<i>Idade Média (X e DP)</i>	x =25,9; DP = 3,63.	x = 24,2; DP = 3,55.
<i>Profissão</i>	9 dentistas; 1 fisioterapeuta.	6 dentistas; 2 fisioterapeutas; 1 fonoaudióloga; 1 estudante.
<i>Dominância</i>	todas destros.	todas destros.

Foram excluídos dos dois grupos os sujeitos com diagnóstico de doenças articulares sistêmicas com comprometimento da ATM, doenças decorrentes de distúrbios de desenvolvimento, ou mesmo sintomas de degeneração articular. Todos os voluntários eram dentados, com suporte posterior bilateral.

Todos os critérios de inclusão/ exclusão foram extraídos da ficha clínica que constituiu - se em dados pessoais, queixa principal, e exame clínico odontológico e fisioterápico adaptado parcialmente da ficha de anamnese e exame clínico do NED – Núcleo de Estudos da Dor – FOP/UNICAMP – 1993 (ANEXO 2).

A todos os voluntários foi explanado o intuito e o protocolo do estudo , e requisitou - se a assinatura do Consentimento Livre e Esclarecido (ANEXO 1), de acordo com a Resolução 196/1996, do Conselho Nacional de Saúde, sendo que foi assegurado ao voluntário o sigilo de sua identidade e de seus dados coletados, não podendo ser consultados por outras pessoas, sem autorização por escrito do sujeito. Por outro lado, foi autorizado a utilização dos dados para fins científicos, desde que seja resguardado seu caráter confidencial.

4.3. EQUIPAMENTOS

Os equipamentos utilizados na realização da pesquisa foram:

- ◆ Gaiola eletrostática de Faraday;
- ◆ *Nobreak*;
- ◆ Filtro de linha;
- ◆ Estabilizador;
- ◆ Módulo Condicionador de Sinais (MCS-V2 - Lynx Eletronics Ltda. - 16 canais);
- ◆ Placa de Conversão de Sinal Analógico para Digital (A/D) CAD 12/36 - Lynx Eletronics Ltda;
- ◆ Programa de Aquisição de Sinais (AqDados v.4.20 - Lynx Eletronics Ltda);
- ◆ Computador 486;
- ◆ Eletrodos de superfície ativos diferenciais simples (Lynx Eletronics Ltda);
- ◆ PARAFILME “M” (American National Can TM Chicago, IL. 60641);
- ◆ Espardrapo impermeável (Cremer);
- ◆ Metrônomo (Picollo – Winter) ;
- ◆ Régua flexível;

GAIOLA ELETROSTÁTICA DE FARADAY

A gaiola de Faraday, cuja função é isolar o campo eletromagnético do ambiente, é constituída estruturalmente por um cubo com estrutura de madeira e caibro 5x5 cm, com dimensão interna de 2,3 m de altura, 2,8 m de largura e 2,6 m de comprimento, revestida por uma tela de cobre (malha 1x1mm).

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

O aterramento é 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.

ELETROMIÓGRAFO E COMPUTADOR 486

O Módulo Condicionador de Sinais (FIGURA 2) possuía o Sistema de Aquisição de Sinais (SAS) , com 12 bites de resolução de faixa dinâmica, filtro do tipo *Butterworth*, de passa - baixa de 509Hz. e passa - alta de 10,6Hz, com ganho de 100 vezes; placa conversora A/D. Foi usado o *software AQDADOS* 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.

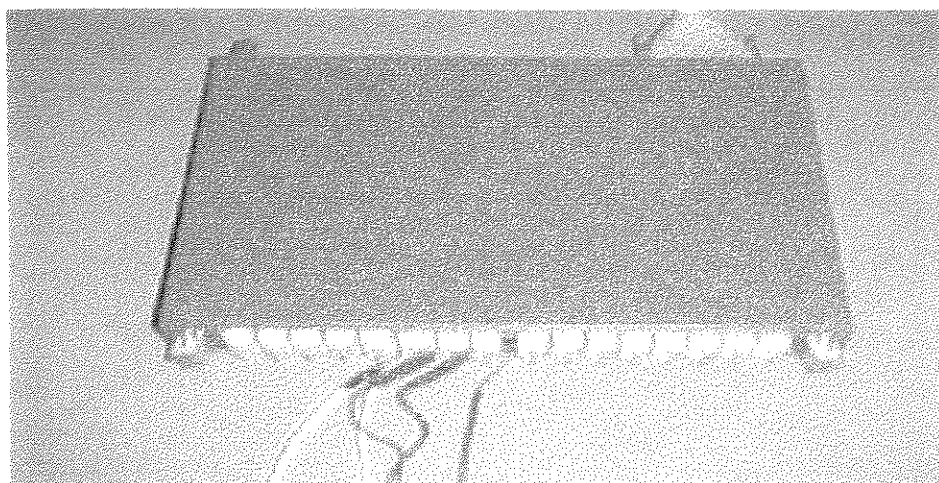


Figura 2 - Módulo Condicionador de Sinais, MCS-V2 /Lynx Eletronics Ltda.

ELETRODOS

Foram utilizados nesta pesquisa eletrodos de superfície ativos diferenciais simples, 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). Estes eletrodos possuem impedância de entrada de 10 G Ω , CMRR de 130 dB e 2 pico Faraday, 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 (terra), para reduzir ruído durante a aquisição do sinal eletromiográfico (FIGURA 3B).

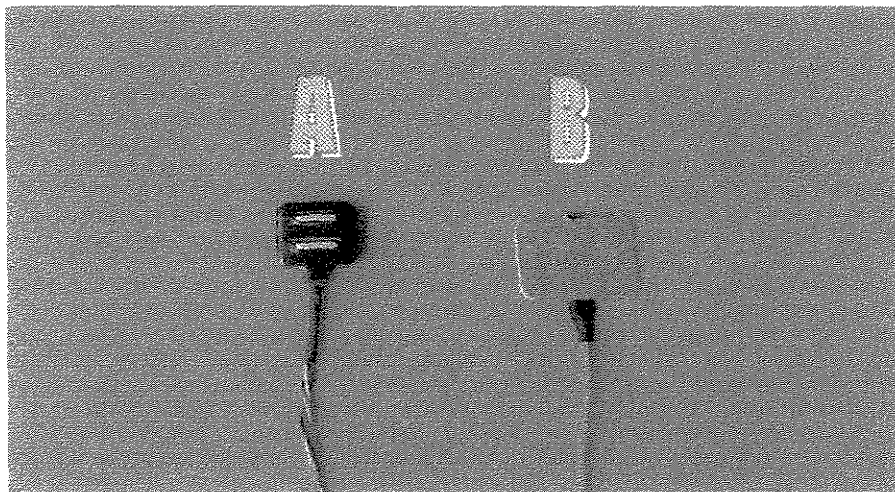


Figura 3 - Eletrodo ativo diferencial simples (A) e eletrodo terra (B).

PARAFILME “M”

O Parafilme “M” é um material plástico utilizado em laboratórios para vedar tubo de ensaio, e que segundo BIASOTTO (2000) constitui em um dos melhores materiais para realização da eletromiografia dos músculos da mastigação, pois apresenta menor coeficiente de variação (CV) do eletromiograma.

O Parafilme “M”, foi dobrado em cinco partes, com o seu formato semelhante àquele descrito no protocolo preconizado por BIASOTTO (2000). (FIGURA 4)

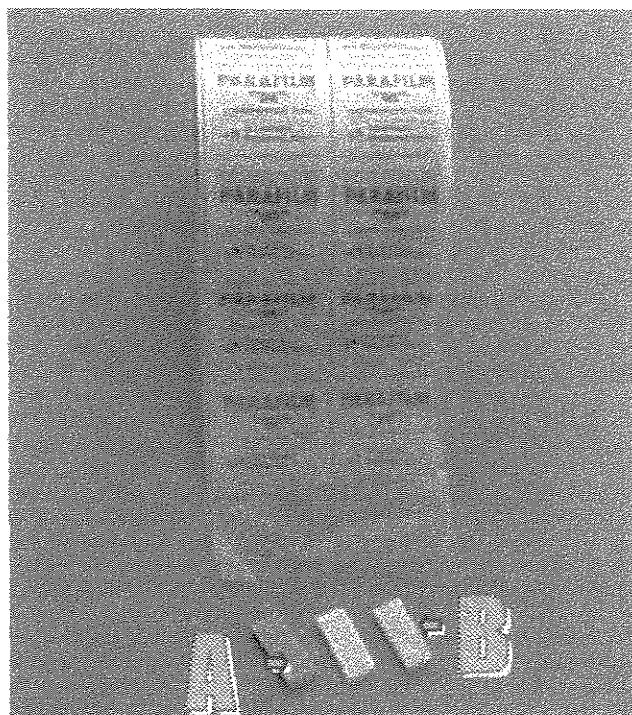


Figura 4 - Parafilme M em rolo e cortado(B) na mesma espessura e comprimento de um pedaço de goma ‘Trident’ (Adam’s) (A).

METRÔNOMO

O metrônomo é um equipamento geralmente utilizado por aprendizes de música que proporciona a marcação de tempo e ritmo. Neste estudo, foi utilizado para padronizar a realização da coleta dos ciclos mastigatórios (FIGURA 5). Foi usada a frequência de 1 ciclo por segundo, durante 15 segundos.

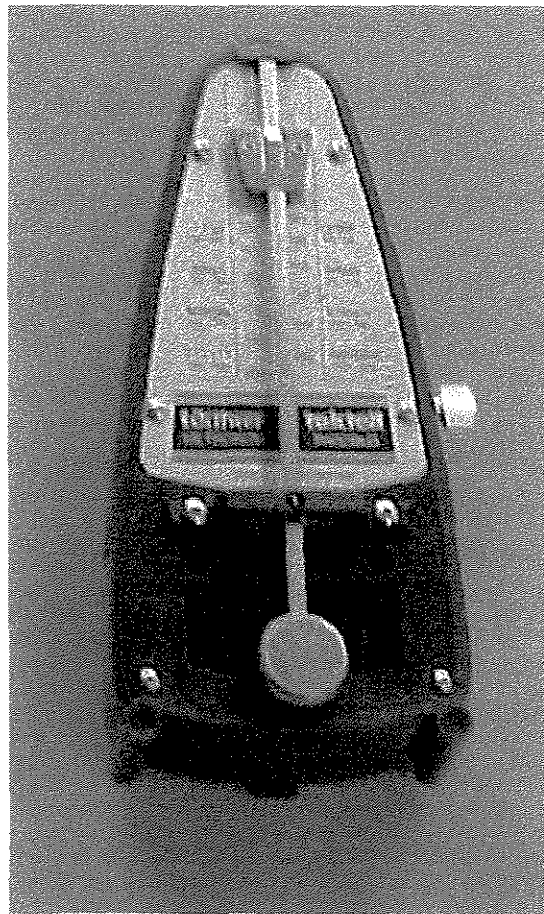


Figura 5 – Metrônomo (Picollo – Winter)

4.4 INSTRUMENTAÇÃO

4.4.1. INVESTIGAÇÕES PRELIMINARES

As investigações preliminares foram realizadas para se definir o procedimento experimental e materiais utilizados na pesquisa.

Está bem estabelecido que a eletromiografia cinesiológica de superfície pode sofrer interferências do campo eletromagnético do ambiente, geradas pelos sinais de 60 Hz presentes nas linhas de força, sinais de rádio, lâmpadas fluorescentes, pela eletricidade estática do ar. Essas interferências são mais evidentes quando o sinal eletromiográfico é analisado na domínio da frequência.

Nesta investigação preliminar, verificou – se que nos exames eletromiográficos da porção anterior do M. temporal esquerdo em situações isométricas, e principalmente no repouso, a presença de sinais de 60 Hz e suas harmônicas (120, 180, 240, 320 e 480 Hz) evidenciadas na análise da densidade espectral de potência (DEP) (FIGURAS 6 e 7) em ambiente não isolado eletrostaticamente, isto é, fora da gaiola eletrostática de Faraday.

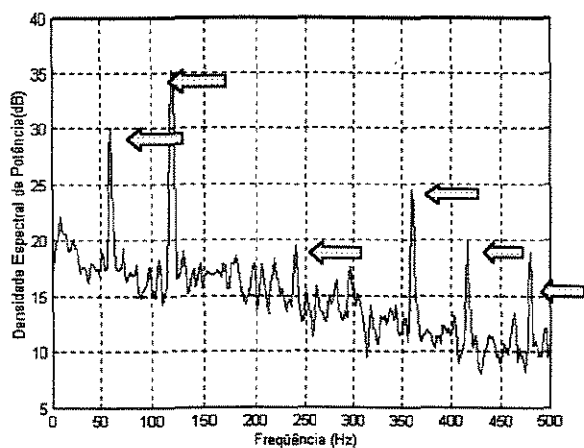


Figura 6 – DEP do sinal eletromiográfico da porção anterior do M. temporal esquerdo em situação de repouso da mandíbula, coletado fora da gaiola eletrostática de Faraday. Observar interferências indicadas pelas setas.

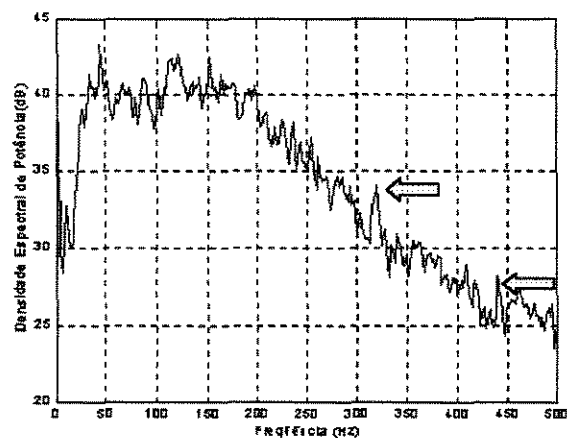


Figura 7 – DEP do sinal eletromiográfico da porção anterior do M. temporal esquerdo em contração isométrica, coletado fora da gaiola eletrostática de Faraday. Observar interferências indicadas pelas setas.

A partir destes resultados, optou-se por utilizar a gaiola eletrostática de Faraday, pois isola o campo eletromagnético do ambiente, reduzindo a interferência do ruído e permitindo a coleta de um sinal eletromiográfico de melhor qualidade. Além da gaiola de Faraday, utilizou-se também dois filtros de linha, um *Nobreak* e um estabilizador, com o intuito de filtrar os sinais de 60 Hz e suas harmônicas provenientes das linhas de força.

Após o uso desses aparatos, pôde-se observar uma redução nos ruídos durante as contrações, o que pode ser exemplificado na figura 8.

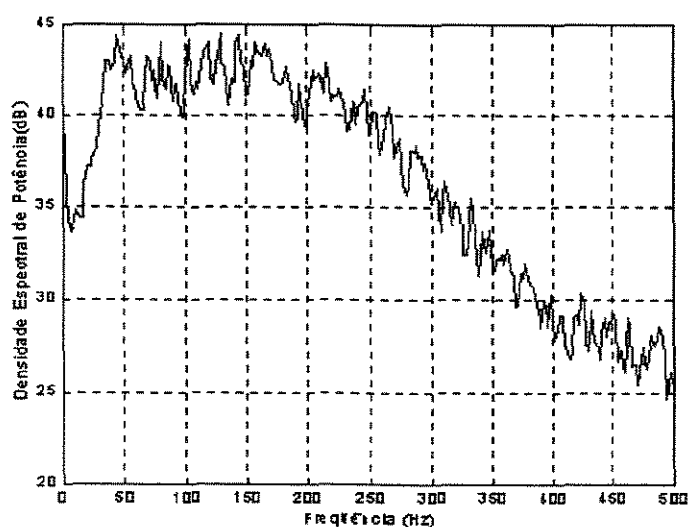


Figura 8 – DEP do sinal eletromiográfico da porção anterior do M. temporal esquerdo em contração isométrica, coletado no interior da gaiola de Faraday, sem a presença de ruídos.

Por outro lado, durante o repouso não foi possível eliminar completamente o ruído, pois o valor do sinal eletromiográfico coletado

nesta situação foi menor que o valor do ruído (FIGURA 9). Além disso, acredita-se que a própria placa Conversora do Sinal Analógico/Digital seja uma fonte de interferência por possuir micro-circuitos alimentados pela corrente de rede, gerando as frequências indesejáveis, que contaminam o sinal mioelétrico após a sua captação.

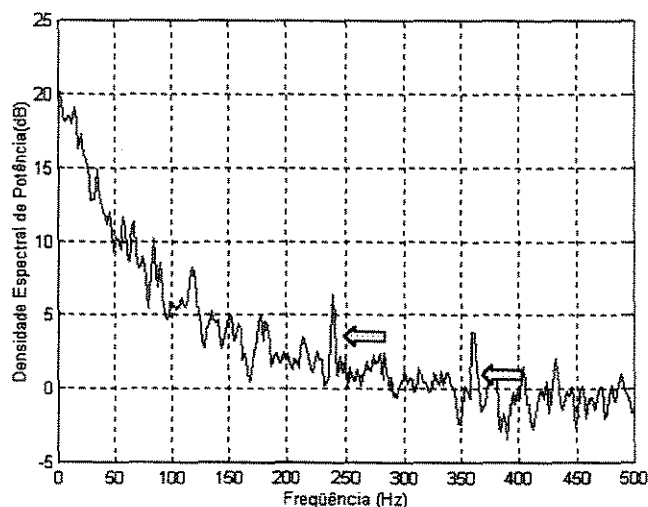


Figura 9 – DEP do sinal eletromiográfico da porção anterior do M. temporal esquerdo em situação de repouso da mandíbula, coletado no interior da gaiola eletrostática de Faraday. Observar interferências indicadas pelas setas.

Por não ser possível eliminar completamente a contaminação do ruído na situação de repouso utilizando a Gaiola de Faraday, usou-se um filtro com banda de 1Hz (o corte foi realizado de 59,5 a 60,5 Hz.) , que possibilitou a eliminação dos componentes de 60Hz e suas harmônicas.

O processo de filtragem foi aplicado durante a fase de processamento do sinal, sendo realizado pela rotina EMG 12 do *software* Matlab (APÊNDICE 3), desenvolvido especialmente nesta pesquisa para esse fim. Após o processo de filtragem obteve-se um sinal eletromiográfico de repouso sem interferências, caracterizado pela ausência do ruído de 60 Hz e suas harmônicas, contudo, ainda sem resolução suficiente para ser avaliado no domínio das frequências, devido a sua baixa amostragem (FIGURA 10).

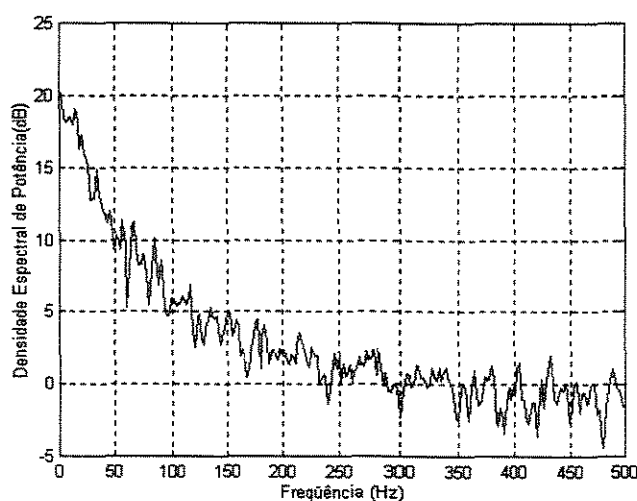


Figura 10 - DEP do sinal eletromiográfico da porção anterior do M. temporal esquerdo, em situação de repouso, coletado no interior da gaiola e filtrado. Observar a ausência de interferências .

Para a fixação dos eletrodos de superfície na pele do voluntário, foram testados dois materiais: o esparadrapo micropore (3M) e o

esparadrapo tradicional (Cremer) . O segundo material promoveu uma melhor fixação do eletrodo na superfície da pele, e portanto foi o material escolhido para o estudo.

4.4.2. PROCEDIMENTOS

COLOCAÇÃO DOS ELETRODOS:

Durante o experimento, o voluntário permaneceu sentado confortavelmente, com plano de Frankfurt paralelo ao solo, e inicialmente foi realizada uma familiarização com os equipamentos e o aquecimento dos músculos cervicais.

Foi realizada a limpeza prévia da pele com álcool 70% para a colocação dos eletrodos, e no punho direito foi fixado o fio - terra , untado com gel condutor.

Neste estudo os eletrodos foram fixados bilateralmente nos músculos:

- a) Masseter – os eletrodos foram fixados o mais próximo possível do ventre do músculo, respeitando a angulação formada entre a margem orbital inferior e o plano de Frankfurt, colocado longitudinalmente às fibras musculares. (*Jankelson*, 1984 - FIGURA 11 A);
- b) Temporal (fibras anteriores) - da mesma forma que o músculo anterior, o eletrodo foi fixado no ventre muscular, na altura do processo zigomático, abaixo da linha da sobrancelha do voluntário, com orientação condizente às fibras musculares (*Jankelson*, 1984 - FIGURA 11 B);

c) Esternocleidomastoideo — a fixação foi realizada no terço superior do músculo, em direção à inserção mastoidea, mais precisamente a 4 cm. desta, para que fossem evitadas as fibras do músculo platisma, que recobrem o esternocleidomastoideo em seus 2/3 inferiores (*Costa, 1985* - FIGURA 11C) .

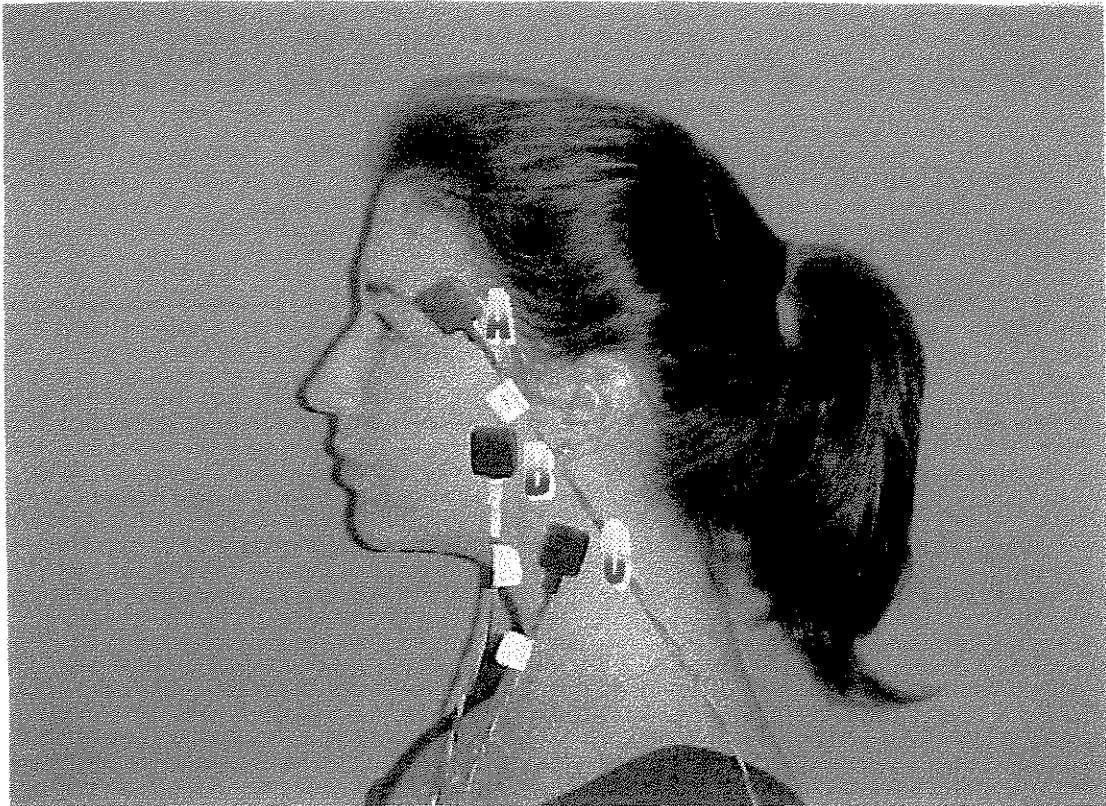


Figura 11 – Eletrodos colocados e fixados no ventre dos MM. (A) Temporal - fibras anteriores; (B) Masseter; (C) Esternocleidomastoideo.

Os eletrodos foram fixados paralelamente em direção às fibras musculares, e com suas barras de pratas posicionadas transversalmente às fibras musculares, com o intuito de maximizar a captação e minimizar eventuais *crosstalks*. Foram utilizados seis canais de entrada dos eletrodos para a coleta do sinal eletromiográfico, sendo os canais correspondentes aos músculos estudados:

Canal 0- M. temporal porção anterior esquerdo;

Canal 1- M. masseter esquerdo;

Canal 2- M. esternocleidomastoideo esquerdo;

Canal 3- M. temporal porção anterior direito;

Canal 4- M. masseter direito;

Canal 5- M. esternocleidomastoideo direito.

A calibração dos eletrodos foi armazenada no disco rígido do computador e reutilizada durante todo o experimento, para que se obtivesse padronização da captação do sinal EMG.

4.4.3. SITUAÇÕES AVALIADAS

O sinal eletromiográfico foi captado em quatro situações: (1) indivíduo com a mandíbula em posição de repouso , (2) na contração isométrica de fechamento da mandíbula incentivada pelo experimentador, (3) contração voluntária máxima bilateral dos músculos ECM esquerdo e direito através da Prova de Função Muscular Manual de Kendall (PFMM) (1995) e (4) mastigação bilateral monitorada pelo metrônomo. Precedendo a coleta, todos os voluntários realizaram uma sessão de aquecimento da musculatura cervical, flexionando lateralmente a cabeça para ambos lados direito e esquerdo, e também para a frente e para trás, repetindo cada movimento 10 vezes. Em cada situação de coleta, foi realizado o treinamento dos movimentos a serem realizados, que serão descritas posteriormente, para que os voluntários estivessem completamente familiarizados com o experimento.

REPOUSO

Para a coleta do repouso, o pesquisador orientou os voluntários a manter a mandíbula imóvel. A aquisição do sinal eletromiográfico foi iniciada quando o sinal no monitor do computador tornava – se estável e imediatamente antes à aquisição do sinal eletromiográfico, foi utilizado o comando verbal: “Olhe para o infinito! Respire usando o abdômem! Fique bem relaxada”. O período de coleta na situação de repouso foi de cinco segundos, por três vezes, com intervalo de 2 minutos entre cada coleta.

MASTIGAÇÃO ISOMÉTRICA

Da mesma forma, a contração isométrica dos músculos da mastigação foi incentivada pelo pesquisador, realizada com a máxima intercuspidação dentária, tendo o Parafilme localizado entre os dentes pré - molares, primeiro e segundo molar inferior e superior bilaterais. Como parte do treinamento, foi dado o seguinte comando verbal: “Atenção , Preparar, Já!....1....2... Mantêm , Mantêm, Mantêm...”, no qual o voluntário foi instruído a morder o Parafilme com a sua força máxima no comando “Já!”, mantendo a contração por dois segundos. Todos os voluntários treinaram duas vezes, com repouso de 2 minutos. Para a aquisição do sinal eletromiográfico, o comando verbal foi o mesmo: “Atenção , Preparar, Já!....1....2... Mantêm , Mantêm, Mantêm.....” sustentado por cinco segundos. O início da aquisição foi realizado quando o experimentador iniciava o comando “mantêm”, pois nesse momento a contração já era estável. Foram realizadas 3 coletas , com intervalo de 2 minutos entre cada uma, para que não se induzisse fadiga na musculatura estudada (DeLUCA, 1997).

FLEXÃO ISOMÉTRICA DA COLUNA CERVICAL POR MEIO DA PROVA DE FUNÇÃO MUSCULAR MANUAL

Para a contração isométrica incentivada pelo experimentador dos músculos Esternocleidomastoideo, todos os procedimentos descritos anteriormente relacionados ao treino dos voluntários e coleta foram repetidos, sendo que para a realização da CIVM, foi usada a Prova de Função Muscular Manual (PFMM) (KENDALL, 1995) – flexão da coluna cervical com resistência aplicada manualmente sobre a região frontal do indivíduo. (FIGURA 12).



Figura 12 - Movimento de Contração Isométrica Voluntária Máxima do músculo esternocleidomastoideo – Flexão da coluna cervical com aplicação de resistência manual sobre a região frontal.

MASTIGAÇÃO ISOTÔNICA

A mastigação isotônica permite a observação de movimentos cíclicos, que podem ser estudados de várias maneiras – uni ou bilateralmente, pedindo para que o voluntário realize movimentos aleatórios ou monitorados por um metrônomo. Quanto mais livre for o movimento, mais difícil será a comparação dos sinais entre os sujeitos, pois maior será a variabilidade. Levando – se em consideração que a padronização dos ciclos por um tempo e ritmo pré – estabelecidos permite comparar com mais fidelidade os sinais mioelétricos provenientes dos grupos estudados, optou – se neste estudo pelo o uso do metrônomo, o que possibilitou o estudo das frequências dos ciclos mastigatórios no início e no fim da coleta, que quando comparados, permitiram visualizar as diferenças da amplitude e das frequências do sinal mioelétrico. Sendo assim, o terceiro (Ciclo 1 - C1) e o décimo – terceiro ciclo (Ciclo 2 - C2) de cada coleta foram comparados, possibilitando inferir a possível fadiga muscular pré – existente causada pela cronicidade da Parafunção Oclusal.

Para a coleta do movimento de mastigação, dois pedaços novos de Parafilme foram posicionados novamente entre os dentes pré – molares e

molares dos voluntários. O treino para a realização da coleta consistiu em familiarizar do voluntário ao ritmo do metrônomo, para que todos os ciclos mastigatórios tivessem o mesmo espaço de tempo entre si, isto é, a cada segundo o voluntário realizou um ciclo mastigatório. Uma vez treinado, ao voluntário foi requisitado o movimento de mastigação acompanhando o metrônomo por 15 segundos. Novamente o sinal foi coletado 3 vezes, com intervalos de 2 minutos entre cada repetição.

O experimentador monitorava todos os movimentos sistematicamente, e se algum movimento era captado inadequadamente, a coleta era prontamente interrompida, e refeita, sempre respeitando o repouso de dois minutos entre cada uma.

4.5. ANÁLISE DOS DADOS:

O sinal eletromiográfico (EMG) é uma manifestação elétrica da ativação neuromuscular associada à contração muscular (BASMAJIAN & DeLUCA, 1985). Nas últimas décadas, a aplicação de modelos matemáticos e análises estatísticas informatizadas têm oferecido uma melhor compreensão do sinal EMG, pois permitem avaliar de várias maneiras os eventos fisiológicos musculares. Tais avanços possibilitaram o estudo das manifestações elétricas musculares nos domínios tanto da amplitude quanto da frequência da onda que compõe o sinal EMG (De LUCA, 1997).

No domínio da amplitude, o cálculo para o estudo de tais eventos é a RMS (*Root Mean Square*), ou seja, uma média eletrônica que representa a raiz quadrada da média dos quadrados da corrente ou da voltagem ao longo de todo o comprimento de onda (FIGURA 13). É o cálculo preferido pela maioria dos pesquisadores no domínio da amplitude do sinal, pois fornece o número de unidades motoras ativadas (recrutamento motor), a frequência de disparo das unidades motoras, e a forma dos potenciais de ação das unidades motoras (área) (BASMAJIAN & De LUCA, 1985).

$$RMS[m(t,\varphi)] = \left[\lambda(t,\varphi) \sum_{i=1}^p h_i^2(t) + \lambda(t,\varphi) \sum_{j=1}^q \sum_{m=1}^s c_{jm}^2(t) \right]^{\frac{1}{2}}$$

Número de unidades motoras ativas (recrutamento)	Frequência de disparo das unidades motoras	Forma dos potenciais de ação das unidades motoras (área)	Correlação-cruzada dos disparos das unidades motoras
--	--	--	--

Figura 13: Fórmula da RMS e seus componentes (BASMAJIAN & De LUCA, 1985)

O uso do sinal EMG para se estudar índice de fadiga tem interesse considerável, porque foi mostrado que o sinal exibe mudanças tempo - dependentes antes que qualquer modificação de força, tendo assim indicativos do início da fadiga contrátil (DeLUCA, 1997).

Para a comparação de sinais EMG de diferentes sujeitos ou para se estudar efeitos de um tratamento, o sinal deve ser representado de uma forma generalizada. Isto pode ser obtido pela normalização do dado eletromiográfico bruto, ou seja, dividindo o sinal registrado em cada ponto por um valor padrão derivado de algum referencial da própria medida do sinal eletromiográfico (SOLDERBERG et al.,1991; PORTNEY,1993; MORRIS et al., 1998).

Além disso, a necessidade da normalização dos dados se deve pela

grande variabilidade dos traçados tanto intra/ inter indivíduos como intra/ inter músculos. Essa variabilidade da amplitude do sinal EMG, devido a valores intrínsecos e extrínsecos, em registros de eletrodos de superfície está relacionada à instrumentação e a fatores individuais (DeLUCA, 1997).

No presente estudo, com relação aos dados analisados pelo RMS bruto, o processo de normalização foi realizado calculando - se a média dos três valores de RMS (em μV) obtidos no repouso e nas contrações isométricas voluntárias máximas (CIVM) dos músculos da mastigação e esternocleidomastoideos (ECM), além do movimento isotônico, em ambos grupos. A seguir, os valores médios obtidos nas situações de repouso e mastigação foram expressos como porcentagem dos valores médios de RMS obtidos durante as contrações voluntárias máximas, sempre obedecendo seus respectivos grupos musculares. Portanto, o valor médio do RMS bruto de cada situação avaliada – repouso e mastigação – foi dividido pelo valor médio de RMS da contração isométrica voluntária máxima de cada grupo muscular, vezes cem (HANTEN & SCHULTHIES, 1990).

Além destes procedimentos de normalização do sinal bruto, os mesmos sinais captados em todas as situações foram analisados pelas rotinas do Matlab (ANEXO 3), que fornecem no domínio da

amplitude, gráficos e tabelas das médias móveis do traçado eletromiográfico bruto e do traçado normalizado de ambos grupos.

No domínio da frequência, as rotinas do Matlab possibilitam os estudos dos gráficos e tabelas das médias móveis da densidade espectral de potência (DEP) e da frequência mediana (FMed) do sinal EMG.

A rotina denominada *EMG11* abre todos os canais de captação do sinal EMG de um único arquivo para visualização dos traçados brutos (FIGURA14).

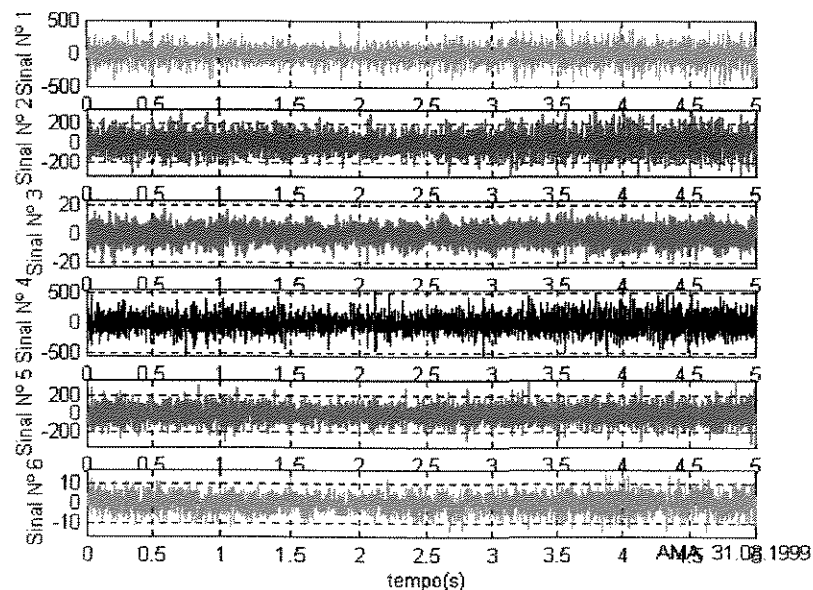


Figura 14: Representação gráfica dos sinais EMG brutos (μV) na CIVM dos MM. da mastigação, gerada pela rotina EMG11.

A rotina *EMG12* fornece para cada um dos canais de sinais gravados, os valores máximo, médio, e mínimo, além do RMS do sinal eletromiográfico bruto. Fornece também o gráfico correspondente ao traçado eletromiográfico bruto e o traçado normalizado (FIGURA 15 A). Esta rotina possui opções de normalização do tempo de coleta (0 a 100%) e da amplitude do sinal pelo seu valor máximo, pelo seu valor médio ou pelo valor de RMS. Através dessa rotina é possível também analisar o período completo de coleta ou trechos de tempo variáveis (FIGURA 15B).

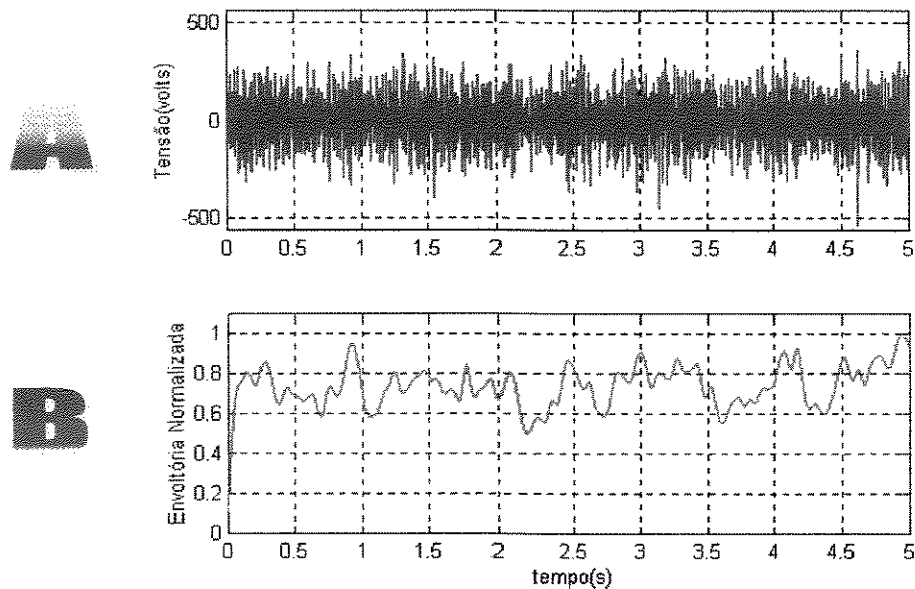


Figura 15: (A) Representação gráfica do sinal EMG bruto e (B) da envoltória normalizada gerada pela rotina EMG12, do m. Temporal esquerdo em CIVM.

A rotina *EMG124* permite a construção do traçado das frequências medianas em relação ao tempo normalizado em porcentagem para um grupo de arquivos(*scripts*), além de fornecer o valor de inclinação da reta (*slope*), que é uma estimativa da redução da FM baseada na regressão linear (FIGURA 16). Esta rotina também gera uma tabela com as médias móveis das Fmed em relação ao tempo, que foram encaminhadas à análise estatística.

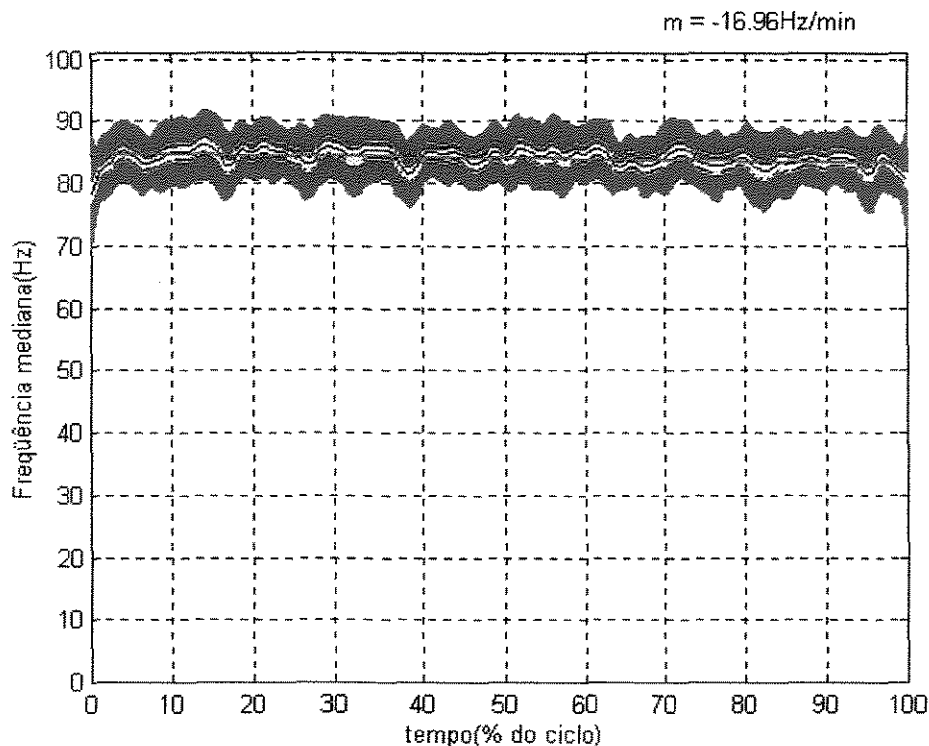


Figura 16: Traçado das médias das FM e *slope* da reta gerado pela rotina EMG124. Intervalo azul: Valores máximos e mínimos. Curva amarela: intervalo de confiança da amostra. Reta vermelha: representação gráfica do *slope*. M. Temporal esquerdo, em CIVM. Valor de m: representação numérica do *slope*.

A rotina *EMG125* permite a construção do traçado normalizado pelo pico das médias das DEP de um grupo de arquivos (*scripts*). Fornece também o valor do pico e a banda de 3dB, o que demonstra em quais frequências há a concentração da energia do sinal EMG durante o movimento (FIGURA 17). Semelhantemente à rotina anterior, uma tabela com os dados provenientes das médias móveis é gerada, para ser encaminhada à análise estatística.

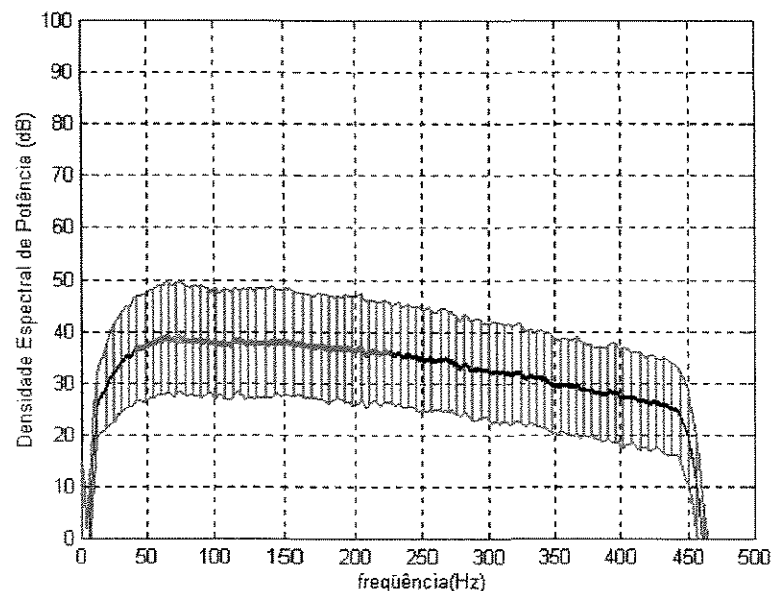


Figura 17: Traçado das médias normalizadas das DEP geradas pela rotina *EMG125*. Intervalo azul: valores máximos e mínimos da amostra. Curva central em vermelho; banda de 3 dB. Ponto destacado em verde: valor do pico. M. Temporal esquerdo em CIVM.

A rotina *EMG126* permite a construção do traçado normalizado no tempo e na amplitude, assim como a rotina *EMG12*, para um grupo de arquivos. Esta rotina permitiu a construção de um gráfico da média das envoltórias normalizadas ou não - normalizadas de grupos de sujeitos (FIGURA 18), e também produz uma tabela com as médias móveis dos valores da amplitude em relação ao tempo, igualmente enviada à análise estatística.

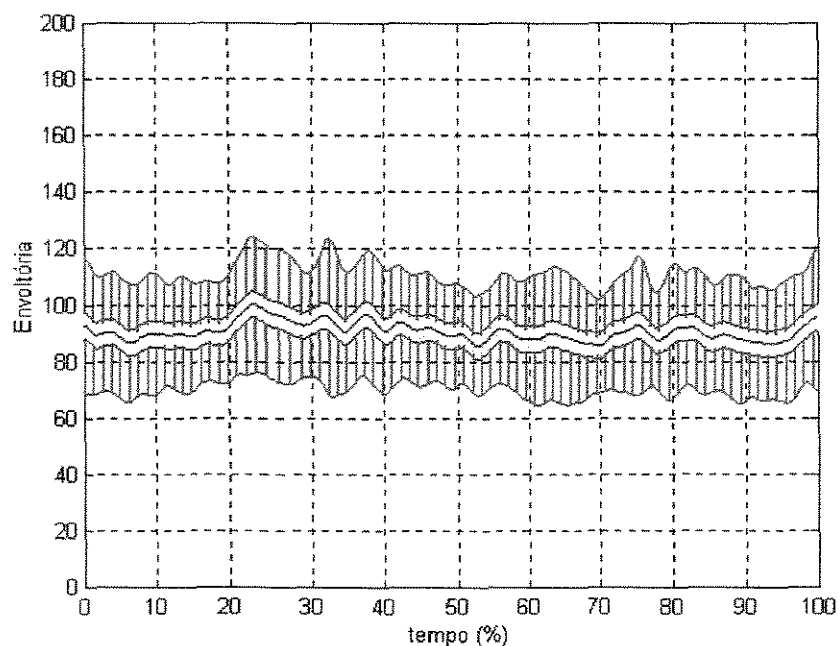


Figura 18: Traçado das médias das envoltórias não – normalizadas da amplitude do sinal gerado pela rotina *EMG126*. Intervalo azul: Valores máximos e mínimos. Curva amarela: intervalo de confiança da amostra. M. Temporal esquerdo, em CIVM.

4.6. ANÁLISE ESTATÍSTICA

A análise estatística foi realizada comparando os dados das tabelas dos RMS brutos normalizados pela CIVM dos MM. da mastigação e cervicais, e das tabelas de dados geradas pelas rotinas do software MATLAB dos grupos Controle (GC) e Parafunção Oclusal (GPO). Para tanto, foi necessário observar as características das amostras estudadas. Realizou-se assim, o Teste formal para normalidade de Kolmogorov – Smirnov em todas as tabelas provenientes das análises descritas acima.

Quando foi encontrada normalidade na distribuição dos dados, o teste escolhido foi o Teste t de Student para duas amostras presumindo variâncias diferentes. Entretanto, quando o teste não evidenciava normalidade dos dados, porém estes eram simétricos, o teste eleito foi o das ordens assinaladas de Wilcoxon para dados pareados. Finalmente, quando os dados encontrados não apresentavam normalidade e simetria, o teste aplicado foi o teste não - paramétrico dos sinais. Em todos os métodos, foi utilizado o intervalo de confiança de 95% ($p \leq 0,05$).

As hipóteses de nulidade testadas foram :

H01: GC. = GP. O., para todos os músculos nas situações de repouso e mastigação, nas análises do RMS bruto normalizado pela percentagem da CIVM;

H02: $GC. = GP. O.$, para todos os MM. nas situações de repouso e mastigação isométrica, nas análises da amplitude não normalizada do sinal absoluto, da DEP e da FMed;

H03: $Ciclo\ 1 = Ciclo\ 2$, para todos os MM. na situação da mastigação isotônica nas análises da amplitude não normalizado sinal absoluto, da DEP e da FMed.

RESULTADOS

5. RESULTADOS

Neste capítulo serão relatados inicialmente os resultados encontrados na comparação dos grupos controle e P.O dos dados normalizados pela percentagem da mastigação isométrica (RMS bruto), nas situações de repouso e mastigação isotônica dos MM. Temporal, Masseter e ECM.

Em seguida, serão abordados os resultados provenientes das tabelas geradas pelas análises realizadas pelo *software* Matlab – análise da envoltória da amplitude não normalizada do sinal absoluto, DEP e FMed - para comparar os grupos Controle e P. O. nas situações de repouso e mastigação isométrica.

Finalmente, serão apresentados os resultados obtidos na comparação dos ciclos mastigatórios – (C1 e C2) - dos três pares de músculos estudados nas análises realizadas pelo *software* Matlab – análise da envoltória da amplitude não normalizada do sinal absoluto, DEP e FMed.

5.1. COMPARAÇÃO ENTRE OS GRUPOS NA SITUAÇÃO REPOUSO AVALIADA PELA PERCENTAGEM DA CIVM DOS MM. DA MASTIGAÇÃO E ECM

Os dados normalizados no repouso, sendo descritos como porcentagem do RMS bruto das contrações voluntárias máximas de cada músculo. O teste de Kolmogorov – Smirnov demonstrou normalidade na distribuição dos dados, e portanto foi usado o Teste t para duas amostras presumindo variâncias diferentes. Não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas ($p > 0,05$) entre os dois grupos para os dados normalizados de todos os músculos estudados (TABELA 2).

Tabela 2. Médias ($\bar{X}$), Desvios Padrão ($DP \pm$) e valor de p (p) dos Dados Normalizados pela % CIVM do RMS Bruto na Situação Repouso dos MM. Temporal Esquerdo (TE), Temporal Direito (TD), Masseter Esquerdo (ME), Masseter Direito(MD), ECM Esquerdo (ECM E), e ECM Direito (ECM D), nos Grupos Controle (GC) e Parafunção Oclusal (G PO). N=10.

	<i>G C (%)</i>		<i>G PO (%)</i>		<i>p</i>
	<i>X</i>	<i>DP</i>	<i>X</i>	<i>DP</i>	
TE	2,44	$\pm 2,4$	2,80	$\pm 2,6$	0,23
TD	2,33	$\pm 2,4$	2,54	$\pm 2,3$	1,0
ME	2,34	$\pm 1,1$	1,98	$\pm 0,7$	0,18
MD	2,37	$\pm 0,3$	2,21	$\pm 0,7$	0,35
ECM E	3,21	$\pm 3,1$	6,80	$\pm 7,1$	0,34
ECM D	4,72	$\pm 2,3$	5,04	$\pm 5,3$	0,45

$p > 0,05$ - Não significante.

5.2. COMPARAÇÃO ENTRE OS GRUPOS NA SITUAÇÃO MASTIGAÇÃO ISOTÔNICA AVALIADA PELA PERCENTAGEM DA CIVM DOS MM. DA MASTIGAÇÃO E ECM.

Semelhantemente, nos dados normalizados na mastigação descritos como porcentagem do RMS bruto das contrações voluntárias máximas de cada músculo, o teste de Kolmogorov – Smirnov demonstrou normalidade na distribuição e consequentemente, foi aplicado o Teste t para duas amostras presumindo variâncias diferentes. Da mesma forma, não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas ($p>0,05$) entre os grupos estudados para os dados normalizados (TABELA 3).

Tabela 3. Médias ($\bar{X}$), Desvios Padrão ($DP \pm$) e valor de p (p) dos Dados Normalizados pela % CIVM do RMS Bruto na Situação Mastigação Isotônica dos MM. Temporal Esquerdo (TE), Temporal Direito (TD), Masseter Esquerdo (ME), Masseter Direito (MD), ECM Esquerdo (ECM E), e ECM Direito (ECM D), nos Grupos Controle (GC) e Parafunção Oclusal (G PO). N=10.

	<i>G C (%)</i>		<i>G PO (%)</i>		<i>p</i>
	<i>X</i>	<i>DP</i>	<i>X</i>	<i>DP</i>	
TE	71,4	± 34	60,5	$\pm 23,3$	0,20
TD	75,3	$\pm 47,9$	63,49	$\pm 26,2$	0,25
ME	80,1	$\pm 53,4$	59,77	$\pm 14,0$	0,13
MD	91,6	$\pm 84,5$	67,77	$\pm 26,2$	0,69
ECM E	10,1	$\pm 5,27$	15,2	$\pm 17,8$	1,0
ECM D	14,1	$\pm 6,15$	10,67	$\pm 10,2$	0,1

$p > 0,05$ - Não significativa.

5.3. ANÁLISE PELO *SOFTWARE* MATLAB

5.3.1. COMPARAÇÃO ENTRE OS GRUPOS AVALIADA PELA ENVOLTÓRIA DA AMPLITUDE NÃO NORMALIZADA – SITUAÇÃO REPOUSO DOS MM. TEMPORAL, MASSETER E ECM

Os dados gerados pelas análises realizadas pelo *software* Matlab – análise da envoltória da amplitude não normalizada do sinal EMG dos MM. estudados, comparando os grupos Controle e P. O. nas situações de repouso, o teste de Kolmogorov – Smirnov não demonstrou distribuição normal dos dados, porém estes apresentaram simetria, portanto o teste escolhido foi o teste das ordens assinaladas de Wilcoxon para dados pareados.

Os resultados demonstraram que na situação de repouso, todos os músculos apresentaram diferenças estatisticamente significativas entre os grupos estudados (TABELA 4). Nos mm Temporal esquerdo e direito, a envoltória da amplitude não normalizada do sinal EMG foi significativamente maior no grupo P. O. que no grupo controle. Entretanto, nos demais músculos., a amplitude foi significativamente maior no grupo C. que no grupo P. O.

Tabela 4. Médias ($\bar{X}$), Desvios Padrão ($DP \pm$) e valor de p (p) dos Dados da Envoltória da Amplitude Não Normalizada na Situação Repouso dos MM. Temporal Esquerdo (TE), Temporal Direito (TD), Masseter Esquerdo (ME), Masseter Direito (MD), ECM Esquerdo (ECM E), e ECM Direito (ECM D), nos Grupos Controle (GC) e Parafunção Oclusal (G PO). N = 10.

	<i>GC (%)</i>		<i>G PO (%)</i>		<i>p</i>
	<i>X</i>	<i>DP</i>	<i>X</i>	<i>DP</i>	
TE	2,25	$\pm 0,05$	3,07**	$\pm 0,06$	0,0001
TD	2,23	$\pm 0,05$	2,39**	$\pm 0,06$	0,0001
ME	1,86**	$\pm 0,05$	1,65	$\pm 0,03$	0,0001
MD	1,83**	$\pm 0,05$	1,76	$\pm 0,04$	0,0001
ECM E	1,78**	$\pm 0,04$	1,69	$\pm 0,03$	0,0001
ECM D	1,96**	$\pm 0,07$	1,82	$\pm 0,04$	0,0001

$p=0,0001$ - **Altamente Significativo.

5.3.2. COMPARAÇÃO ENTRE OS GRUPOS – ENVOLTÓRIA DA AMPLITUDE NÃO NORMALIZADA (ANN), DEP E FMed NA SITUAÇÃO MASTIGAÇÃO ISOMÉTRICA NOS MM. TEMPORAL E MASSETER

Para as tabelas geradas pelas análises realizadas pelo *software* Matlab comparando os grupos Controle e P. O. nas situações de CIVM dos músculos da mastigação – nas análises da amplitude não normalizada e da FMed dos sinais EMG dos MM. estudados, o teste de Kolmogorov – Smirnov não mostrou distribuição normal dos dados, porém estes apresentaram simetria, portanto, o teste escolhido foi o teste das ordens assinaladas de Wilcoxon para dados pareados. Para as tabelas provenientes da DEP, os dados não apresentaram normalidade e nem simetria em sua distribuição, portanto o teste escolhido para esta amostra foi o teste não - paramétrico dos sinais .

Os resultados evidenciaram que na situação de mastigação isométrica, todos os músculos apresentaram diferenças estatisticamente significativas entre os grupos estudados (TABELAS 5, 6, 7e 8). Em todos os MM. estudados, a envoltória da amplitude não normalizada (ANN) foi significantemente maior no grupo C. que no grupo P. O. A

DEP foi significativamente maior nos MM. Temporais direito e esquerdo do grupo P. O., e nos MM. Masseteres direito e esquerdo do grupo controle. As médias da FMed foram significativamente menores em todos os MM. do grupo P. O., exceto no m. Masseter direito, no qual a FMed foi significativamente menor no grupo controle.

Tabela 5. Médias (X) e Desvios Padrão (DP±) dos Dados da Envoltória da Amplitude Não Normalizada (ANN), DEP e FMed na Situação Mastigação Isométrica dos MM. Temporal Esquerdo (TE), nos Grupos Controle (GC) e Parafunção Oclusal (G PO). N = 10.

	<i>ANN(μV)</i>		<i>DEP (dB/HZ)</i>		<i>FMed (Hz/min.)</i>	
	<i>X</i>	<i>DP</i>	<i>X</i>	<i>DP</i>	<i>X</i>	<i>DP</i>
<i>GC</i>	126,62**	±5,86	34,11	±22,95	85,09	±1,15
<i>G PO</i>	123,71	±2,03	34,57**	±22,53	84,91**	±1,01

p=0,0001 - **Altamente Significativo.

Tabela 6. Médias (X) e Desvios Padrão (DP±) dos Dados da Envoltória da Amplitude Não Normalizada (ANN), DEP e FMed na Situação Mastigação Isométrica dos MM. Temporal Direito (TD), ,nos Grupos Controle (GC) e Parafunção Oclusal (G PO). N = 10.

	<i>ANN(μV)</i>		<i>DEP (dB/HZ)</i>		<i>FMed (Hz/min.)</i>	
	<i>X</i>	<i>DP</i>	<i>X</i>	<i>DP</i>	<i>X</i>	<i>DP</i>
<i>GC</i>	132,36**	±4,52	34,34	±22,88	84,14	±1,15
<i>G PO</i>	120,69	±2,42	34,54*	±22,65	83,71**	±1,05

p<0,05 - * Significativo

p=0,0001 - **Altamente Significativo.

Tabela 7. Médias (X) e Desvios Padrão (DP±) dos Dados da Envoltória da Amplitude Não Normalizada (ANN), DEP e FMed na Situação Mastigação Isométrica dos MM. Masseter Esquerdo (ME), nos Grupos Controle (GC) e Parafunção Oclusal (G PO). N=10.

	<i>ANN(μV)</i>		<i>DEP (dB/HZ)</i>		<i>FMed (Hz/min.)</i>	
	<i>X</i>	<i>DP</i>	<i>X</i>	<i>DP</i>	<i>X</i>	<i>DP</i>
<i>GC</i>	109,00**	±4,61	32,63**	±22,79	84,28	±1,56
<i>G PO</i>	89,55	±1,18	32,16	±22,62	84,09*	±1,36

p<0,05 - * Significativo

p=0,0001 - **Altamente Significativo.

Tabela 8. Médias (X) e Desvios Padrão (DP±) dos Dados da Envoltória da Amplitude Não Normalizada (ANN), DEP e FMed na Situação Mastigação Isométrica dos MM. Masseter Direito (MD), nos Grupos Controle (GC) e Parafunção Oclusal (G PO). N=10.

	<i>ANN(μV)</i>		<i>DEP (dB/HZ)</i>		<i>FMed (Hz/min.)</i>	
	<i>X</i>	<i>DP</i>	<i>X</i>	<i>DP</i>	<i>X</i>	<i>DP</i>
<i>GC</i>	83,60**	±3,66	27,39**	±22,63	82,19**	±1,30
<i>G PO</i>	66,39	±1,62	26,16	±22,43	82,63	±1,29

p=0,0001 - **Altamente Significativo.

5.3.3. COMPARAÇÃO ENTRE OS GRUPOS PELA ENVOLTÓRIA DA AMPLITUDE NÃO NORMALIZADA (ANN), DA DEP E DA FMed NA SITUAÇÃO MASTIGAÇÃO ISOTÔNICA DE CADA MÚSCULO

Finalmente, para as tabelas dos ciclos mastigatórios dos três pares de músculos estudados separados em grupo C. e grupo P. O., obtidas nas análises realizadas pelo *software* Matlab, o teste de normalidade de Kolmogorov – Smirnov indicou normalidade na distribuição das amostras das FMed, possibilitando o uso do Teste T para duas amostras presumindo variâncias diferentes. Para as tabelas das análises da envoltória da amplitude não normalizada do sinal absoluto e da DEP, as amostras não apresentaram uma distribuição normal, porém apresentaram simetria, possibilitando assim o uso do teste de ordens assinaladas de Wilcoxon.

GRUPO CONTROLE

Os resultados revelaram que no grupo controle houve um aumento significativo na envoltória da amplitude não normalizada do ciclo 1 nos MM. Masseter e ECM direitos. O ciclo 2 apresentou um aumento significativo da amplitude não normalizada nos MM. Temporal, Masseter e ECM esquerdos, e o M. Temporal direito não apresentou diferenças estatisticamente significativas na análise de sua amplitude entre os ciclos.

O M. Masseter direito apresentou um aumento significativo da média da DEP no ciclo 1, enquanto que nos MM. Temporal esquerdo e em ambos ECMs houve o mesmo aumento significativo da média da DEP no ciclo 2. Não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas entre os ciclos nos MM. Temporal direito e Masseter esquerdo.

Na análise das FMeds, o músculo ECM esquerdo apresentou uma diminuição significativa da média no ciclo 1. Os MM. Temporal e Masseter esquerdos, e Masseter e ECM direitos demonstraram a mesma diminuição no ciclo 2 e o M. Temporal direito não revelou diferenças estatisticamente significativas entre os ciclos (TABELA 9).

Tabela 9. Médias (X) e Desvios Padrão (DP) dos Dados da Envoltória da Amplitude Não Normalizada (ANN), DEP e FMed na Situação Mastigação Isotônica dos MM. Temporal Esquerdo (TE), Temporal Direito (TD), Masseter Esquerdo (ME), Masseter Direito(MD), ECM Esquerdo (ECM E), e ECM Direito (ECM D) do Grupo Controle (GC); Comparação entre os Ciclos 1 (C1) e 2 (C2). N= 10.

	<i>ANN(μV)</i>		<i>DEP (dB/HZ)</i>		<i>FMed (Hz/min.)</i>	
	<i>C1</i>	<i>C2</i>	<i>C1</i>	<i>C2</i>	<i>C1</i>	<i>C2</i>
	<i>X$\pm$DP</i>	<i>X$\pm$DP</i>	<i>X$\pm$DP</i>	<i>X$\pm$DP</i>	<i>X$\pm$DP</i>	<i>X$\pm$DP</i>
TE	138,5 $\pm$ 5,58	142,6 $\pm$ 5,51**	33,1 $\pm$ 8,35	33,3 $\pm$ 22,6*	85,1 $\pm$ 1,21	84,3 $\pm$ 1,30*
TD	139,9 $\pm$ 5,16 ^{NS}	139,3 $\pm$ 6,83 ^{NS}	32,9 $\pm$ 8,38 ^{NS}	32,9 $\pm$ 8,41 ^{NS}	84,7 $\pm$ 0,65 ^{NS}	83,8 $\pm$ 2,12 ^{NS}
ME	120,6 $\pm$ 8,10	124,49 $\pm$ 6,10**	32,2 $\pm$ 7,84 ^{NS}	12,1 $\pm$ 7,16 ^{NS}	87,0 $\pm$ 0,50	82,13 $\pm$ 0,30**
MD	140,2 $\pm$ 8,82**	135,9 $\pm$ 7,54	32,4 $\pm$ 8,67*	32,1 $\pm$ 8,28	87,6 $\pm$ 0,51	85,9 $\pm$ 0,96**
ECM E	11,4 $\pm$ 0,87	12,0 $\pm$ 0,69**	12,1 $\pm$ 7,16	12,3 $\pm$ 6,80*	82,1 $\pm$ 0,30**	82,24 $\pm$ 1,30
ECM D	11,8 $\pm$ 11,8**	11,1 $\pm$ 0,70	9,4 $\pm$ 7,55	12,3 $\pm$ 7,27**	82,4 $\pm$ 0,39	81,8 $\pm$ 0,35**

p<0,05 - * Significativo

p=0,0001 - ** Altamente Significativo

NS – Não Significativo

GRUPO P. O .

Neste grupo, os resultados revelaram um aumento significativo da envoltória da amplitude não normalizada do ciclo 1 nos MM. Temporal, Masseter e ECM direitos. O ciclo 2 apresentou um aumento significativo da envoltória da amplitude não normalizada nos MM. Temporal e ECM esquerdos, e o m. Masseter esquerdo não apresentou diferenças estatisticamente significativas na análise de sua amplitude entre os ciclos.

O M. ECM direito apresentou um aumento significativo da média da DEP no ciclo 1, enquanto que em ambos MM. Temporais, e no M. Masseter direito houve o mesmo aumento significativo da média da DEP no ciclo 2. Não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas entre os ciclos no m. Masseter esquerdo.

Na análise das FMeds, nenhum M. estudado apresentou uma diminuição significativa da média no ciclo 1. Os MM. Temporal e Masseter esquerdos, e o ECM direito, demonstraram a mesma diminuição no ciclo 2 e os MM. Temporal e Masseter direito, e também o M. ECM esquerdo não revelaram diferenças estatisticamente significativas entre os ciclos (TABELA 10).

Tabela 10. Média (X) e do Desvio Padrão (DP±) dos Dados da Envoltória da Amplitude Não Normalizada (ANN), DEP e FMed na Situação Mastigação Isotônica dos MM. Temporal Esquerdo (TE), Temporal Direito (TD), Masseter Esquerdo (ME), Masseter Direito(MD), ECM Esquerdo (ECM E), e ECM Direito (ECM D) do Grupo P. O. (G P. O.). Comparação entre os Ciclos 1 (C1) e 2 (C2). N = 10.

	<i>ANN(μV)</i>		<i>DEP (dB/HZ)</i>		<i>FMed (Hz/min.)</i>	
	<i>C1</i>	<i>C2</i>	<i>C1</i>	<i>C2</i>	<i>C1</i>	<i>C2</i>
	<i>X±DP</i>	<i>X±DP</i>	<i>X±DP</i>	<i>X±DP</i>	<i>X±DP</i>	<i>X±DP</i>
TE	132,1± 11,7	133,7± 11,7*	32,4± 8,3	32,7± 8,1*	87,3± 1,20	85,7± 1,6*
TD	136,3± 12,3**	133,3± 9,7	32,4±8,4	32,6±8,5*	85,7±1,1	85,1±1,2 ^{NS}
ME	99,4± 9,9 ^{NS}	98,3± 7,3 ^{NS}	32,2±7,8 ^{NS}	32,1±7,1 ^{NS}	87,0±0,5	82,13±0,3**
MD	140,2±8,8**	135,9±7,5	30,2± 8,6	30,2± 8,6*	85,5±1,1 ^{NS}	85,7±1,1 ^{NS}
ECM E	8,2± 0,4	8,4±0,6**	9,4±7,8 ^{NS}	9,4±7,0 ^{NS}	82,6 ± 1,2 ^{NS}	80,7± 0,7 ^{NS}
ECM D	8,7± 0,7**	8,5± 0,7	9,4±7,5*	9,1± 8,1	81,0± 0,5	79,8± 0,4**

p<0,05 - * Significativo

p=0,0001 - **Altamente Significativo

NS – Não Significativo

DISCUSSÃO

6. DISCUSSÃO

Inicialmente, serão abordadas algumas considerações sobre a eletromiografia como método de avaliação da parafunção oclusal e da fadiga. Em seguida, serão discutidos os aspectos metodológicos da pesquisa, as situações avaliadas e posteriormente, os resultados encontrados.

6.1. CONSIDERAÇÕES SOBRE A ELETROMIOGRAFIA (EMG) COMO MÉTODO DE AVALIAÇÃO DA PARAFUNÇÃO OCLUSAL E DA FADIGA

O uso da EMG é importante, porque permite o fácil acesso do pesquisador aos processos fisiológicos musculares, tanto em relação à produção de força, à realização do movimento, quanto às disfunções e processos fisiopatológicos musculares (DeLUCA, 1997). A EMG pode também ser aplicada como forma de controle do trabalho realizado com o paciente, fornecendo dados a respeito da eficácia terapêutica realizada (SERRÃO & MONTEIRO – PEDRO, 1998).

DAHLSTRÖM, em 1989, em uma revisão da literatura sobre os estudos eletromiográficos nas Desordens Craniomandibulares, observou a grande variabilidade de metodologias de estudo e achados mioelétricos relacionados às DCMs e talvez, às Parafunções Oclusais. Os resultados encontrados variaram desde a ausência de diferenças entre grupos com DCM e grupos controle, até diminuição da amplitude mioelétrica provocada por patologias artrogênicas. Contudo, os resultados mais significativos foram o aumento da atividade EMG no repouso e sua diminuição nas contrações voluntárias máximas dos MM. da mastigação (JARABAK, 1956; RAMFJORD, 1961; SHERMAN, 1985, *apud*

DAHLSTRÖM, 1989). Esta variabilidade encontrada pode ser explicada pela falta de consenso nos conceitos e metodologias usados, o que dificulta a comparação entre os estudos e conseqüentemente, a discussão dos resultados encontrados na presente pesquisa.

Sabe – se que a fadiga e dor muscular são sintomas freqüentemente relatados por indivíduos portadores de DCM (PALLA & ASH, 1981; NAEJE & ZORN, 1981). Entretanto, a natureza subjetiva desses sintomas dificulta a avaliação e tratamento (LINDSTRÖM & HELLSING, 1983; HAGBERG, 1986). A análise das freqüências do sinal mioelétrico é um auxiliar do diagnóstico de DCM capaz de examinar a função dos músculos esqueléticos, apresentado maiores informações sobre a condição muscular (KROON, NAEJE & HANSSON ,1986; KROON & NAEJE ,1992; BUXBAUM, 1996; BAZZOTTI, 1999).

6.2. ASPECTOS METODOLÓGICOS DA PESQUISA

O fator metodológico mais importante que influenciou esta pesquisa foi a fidelidade na detecção do sinal EMG. O uso dos eletrodos ativos diferenciais simples foi extremamente relevante, pois a amplificação tão próxima quanto possível da fonte do sinal diminuiu a influência dos fatores intrínsecos musculares, como por exemplo o tipo e diâmetro de fibra, o pH muscular, a pressão sanguínea e o tecido subcutâneo, entre outros (DeLUCA, 1997).

A colocação dos eletrodos de superfície foi importante na diminuição dos *crosstalks*, sobretudo nos MM. ECMs. De acordo com DeLUCA (1997), os eletrodos devem ser posicionados na linha média do ventre muscular, entre o ponto motor e a junção miotendinosa, paralelamente às fibras musculares, porém com sua superfície de detecção orientada perpendicular à elas. Tais cuidados foram levados em consideração no presente estudo, embora, não se pode afirmar se os eletrodos estavam posicionados entre o ponto motor e a junção miotendinosa, pois não foi realizada estimulação elétrica para localizar os pontos motores. Desta forma, todos os eletrodos foram posicionados sobre a maior massa do ventre muscular.

O posicionamento do voluntário com o plano de

Frankfurt paralelo ao solo permitiu que a captação dos sinais mioelétricos não sofresse interferências relacionadas com a mudança da posição postural do indivíduo.

Com relação à aquisição do sinal, o ganho usado na placa do conversor A/D foi 10 vezes maior àquele utilizado anteriormente em nosso Laboratório, pois foi necessário aumentar a amplificação do sinal para que eventuais interferências elétricas da placa não fossem significantes na coleta.

O valor total do ganho foi suficiente para proporcionar uma captação adequada nas mastigações isométricas, isotônicas e na PFMM. Entretanto, no repouso, pela pequena amplitude do sinal mioelétrico, a frequência de amostragem coletada foi insuficiente para revelar uma representação fiel desta situação. Por este motivo, não foi possível avaliar no repouso o estudo no domínio das frequências realizando apenas no domínio da amplitude do RMS .

A mesma situação ocorreu na captação dos sinais dos MM. ECMs obtidos na situação da mastigação isométrica, ou seja, a amplitude dos sinais mioelétricos dos ECM não possibilitaram a análise do comportamento das frequências dos ECMs durante a isometria dos MM. mastigatórios.

Por outro lado, na contração isotônica, os MM. ECMs apresentaram atividade mioelétrica nos ciclos da mastigação com amplitude suficiente para que fosse realizada sua análise no domínio da frequência.

6.3. SITUAÇÕES AVALIADAS

Nas situações de repouso e mastigação isotônica, todos os grupos musculares foram avaliados no domínio da amplitude normalizada pela percentagem da CIVM dos MM. da mastigação e da PFMM – para os MM. ECMs. O objetivo destas análises foi estudar o padrão muscular em indivíduos portadores de P. O.

A situação de repouso foi também analisada pelo *software* Matlab no domínio da amplitude.

As coletas da mastigação isométrica provenientes dos MM. Temporal e Masseter, além de serem utilizadas como fator de normalização das outras situações, foram averiguadas em sua totalidade pelo *software* Matlab nos domínios da amplitude e da frequência para o estudo da fadiga.

Da mesma forma, os sinais mioelétricos provenientes da mastigação isotônica foram processados pela mesmo sistema de avaliação, entretanto, somente foram comparados o terceiro e o décimo terceiro ciclos de cada coleta.

Todas as análises realizadas no domínio da amplitude pelo *software* Matlab não foram normalizadas, pois, como será discutido adiante, a

normalização remove do sinal todas as características brutas da amplitude, e com isso, muitos dados importantes relacionados à mudança da amplitude na fadiga são perdidos, impossibilitando uma melhor compreensão do evento fisiológico estudado.

6.4. DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

6.4.1. REPOUSO

Os resultados encontrados nesta pesquisa não evidenciaram diferença estatisticamente significativa nos músculos estudados entre os grupos Controle e Parafunção Oclusal, quando avaliados na situação de repouso normalizada pela percentagem da CIVM. DeLUCA, em 1997, evidenciou que embora a normalização do sinal seja imprescindível para que seja possível comparar os dados coletados pela eletromiografia de superfície, um fator negativo deve ser levado em consideração – a predileção da normalização por fornecer dados semelhantes aos diferentes sujeitos, o que tende a suprimir as distinções nos resultados que seriam associados aos casos anormais ou patológicos. Embora a maioria dos estudos do RMS bruto no repouso relatem um aumento da atividade elétrica dos MM. da mastigação no grupo com P. O. (HAMADA, 1982; DALSTRÖM, 1989), não foi possível confrontar nossos dados com a literatura consultada, pois na maioria dos estudos não foi realizada a normalização dos dados, e os autores que a fizeram, não realizaram comparação entre grupos, mas sim entre tipos de normalização (WINTER, 1991; KASHIWAGI, 1995).

Portanto, para que fosse possível comparar os resultados desta pesquisa com a literatura, os dados foram processados pelo *software* Matlab, que forneceu as envoltórias da amplitude não normalizada. Os resultados encontrados nesta análise concordam com COOPER(1991), pois o grupo P. O. apresentou um aumento significativo da amplitude do RMS bruto nos MM. Temporais de ambos lados, entretanto, o mesmo não foi verificado nos MM. Masseter e ECM. Uma eventual explicação para estes achados é que a atividade mioelétrica no repouso dos MM. Temporais é influenciada pela alteração do padrão muscular da DCM, pois em pacientes portadores de P. O., o músculo Temporal é mais susceptível à hiperatividade muscular (HORI et al., 1995).

6.4.2. MASTIGAÇÃO ISOTÔNICA

Da mesma forma à situação anterior, os resultados encontrados nesta pesquisa não evidenciaram diferenças estatisticamente significativas nos músculos avaliados entre os grupos controle e P. O., quando estudados na situação de mastigação isotônica normalizada pela percentagem das CIVMs, pelas mesmas razões relacionadas aos aspectos da normalização discutidos anteriormente.

Na análise da fadiga muscular, realizada pelas rotinas do *software* Matlab nos domínios da amplitude e da frequência, foi comparado o 3º (CICLO 1 – C1) e o 13º ciclo (CICLO2 – C2) de cada músculo, separadamente em cada grupo.

GRUPO CONTROLE

No M. Temporal esquerdo, considerado por BÉRZIN em 1999, o músculo mais comprometido pela hiperatividade muscular, foi encontrado em nossos resultados um aumento significativo da amplitude mioelétrica e a diminuição da FMed no C2, que são indicadores de fadiga. Por outro lado, não foram encontradas diferenças significativas nos MM. Temporal direito e ECM esquerdo, sugerindo a ausência de fadiga muscular.

A análise da DEP indica se existem diferenças entre os espectros de potência de cada ciclo, se estas diferenças são significativas, as FMeds do sinal mioelétrico são estudadas. Os resultados encontrados no M Masseter esquerdo nos sugerem que mais estudos com este tipo de análise devem ser realizados, uma vez que não foram encontradas diferenças significativas na DEP. Por outro lado, a análise das FMed revelaram uma diminuição muito expressiva das frequências no ciclo 2.

Os MM. Masseter e ECM direito apresentaram uma diminuição tanto da amplitude do sinal, quanto da Fmed. em C2. Alguns autores atribuíram o aumento da amplitude do sinal na fadiga ao recrutamento de unidades motoras adicionais durante a contração isométrica para manter o nível de força em músculos do braço e antebraço (EDWARDS &

LIPPOLD, 1956; MATON, 1981 *apud* DeLUCA, 1984). No entanto, as mudanças na amplitude e na frequência dos sinais mioelétricos durante 80% da CIVM do músculo primeiro interósseo dorsal foram bem estabelecidas que neste nível de contração, o músculo estudado não recruta nenhuma unidade motora adicional (MILNER – BROWN et al., 1973; STULEN, 1980; DeLUCA et al., 1982). Assim, DeLUCA (1984), afirmou que o fenômeno do recrutamento motor adicional existe, mas não está inteiramente provado, sugerindo uma provável ao fato em nosso estudo que os MM. Masseter e Temporal direitos, embora não apresentem um aumento significativo da amplitude em C2, podem ter indícios de fadiga pela compressão do espectro às baixas frequências no fim do ciclo mastigatório.

GRUPO PARAFUNÇÃO OCLUSAL

Da mesma forma que no grupo controle, os resultados encontrados no M. Temporal esquerdo foram observados no grupo P. O. O aumento significativo da média da amplitude mioelétrica e a diminuição da média da FMed no C2 também foram considerados como indicadores clássicos de fadiga muscular, concordando com os achados de RAMFJORD & ASH (1983), de OKESON (1992) e HORI (1995), que afirmam que o M. Temporal é o músculo que reflete melhor as alterações craniomandibulares. Entretanto, não foram encontrados trabalhos na literatura consultada que apresentassem metodologia similar para que estes resultados pudessem ser diretamente comparados.

Os MM. Temporal e Masseter direitos só apresentaram diferenças significativas na amplitude, sendo que seu valor médio diminuiu em C2. O M. ECM esquerdo apresentou um aumento significativo em C1, contudo, a DEP e a FMed. não revelaram diferenças estatisticamente significativas entre os ciclos. Desta forma, não foram encontrados indícios de fadiga nestes músculos na mastigação isotônica, uma vez que apenas mudanças na amplitude do sinal não caracterizam a fadiga muscular.

O M. ECM direito apresentou uma diminuição significativa da amplitude em C2, mas também apresentou uma diminuição altamente significativa da FMed no último ciclo, revelando uma possível indicação de fadiga muscular. YAMASAWA, em 1998, concluiu que a fadiga muscular pode ser induzida nos MM. ECM por meio da CIVM dos Temporais e Masseteres. Apesar do tipo de contração avaliada pelo autor ser diferente da contração estudada nesta pesquisa, ambos estudos apresentaram o mesmo tipo de resultado.

Finalmente, o M. Masseter esquerdo não apresentou diferenças estatisticamente significativas entre os ciclos pelos estudos da amplitude e da DEP. Por outro lado, a diminuição das FMeds no C2 foi considerada altamente significativa, o que confirma a necessidade de se realizarem mais estudos para que sejam examinados outros fatores inerentes da pesquisa, como por exemplo, o número da amostra, a sensibilidade do método estatístico, uso de exames auxiliares, como radiografias e eletrovibratografia ou mesmo fatores que não puderam ser controlados, como hipertrofias unilaterais de masseter, ou hábitos parafuncionais unilaterais.

Embora CHRISTENSEN (1995) tenha concluído que as ferramentas indicadoras de fadiga aplicadas nesta pesquisa podem e

devem ser utilizadas no estudo das contrações isotônicas, DeLUCA em 1997, afirmou que em uma contração não isométrica várias modificações mecânicas, fisiológicas, anatômicas e elétricas que acontecem ao longo da contração, afetam de modo significativo a amplitude do sinal. As formas dos potenciais de ação que constroem o sinal mioelétrico isotônico são alteradas, pois a posição relativa do eletrodo fixo na superfície da pele muda em relação às fibras musculares em contração. O autor sugere limitar a análise a um período parecido a uma contração isométrica, e se a isotonia apresentar ciclos repetitivos, o autor recomenda a fixação de um período fixo para que sejam efetuadas as análises. Em nosso estudo, tais cuidados foram tomados, recortando – se os ciclos mastigatórios com suas posições fixadas, o que possibilitou a análise de 200 amostras do centro de cada ciclo, mantendo assim uma maior uniformidade da coleta.

Tomando – se todos estes cuidados, praticamente os mesmos músculos apresentaram diferenças significativas nos dois grupos estudados. Avaliações entre músculos se fazem necessárias para uma averiguação mais profunda das diferenças mioelétricas relacionadas à fadiga dos MM. estudados na mastigação isotônica (DeLUCA, 1997).

Ainda assim, estudos que induzem fadiga muscular, relatam na literatura a realização de contrações musculares de mais de um minuto (DeLUCA, 1997;BUZZINELLI, 1999). Neste estudo foram tomados cuidados necessários para que a experimentação usada não induzisse fadiga muscular, pois o objetivo do estudo foi analisar o processo da fadiga em músculos cronicamente hiperativos pela parafunção oclusal. Mesmo assim, os MM. temporal esquerdo, e Masseter e ECM direito no grupo controle., e Temporal esquerdo e o ECM direito do grupo P. O. revelaram sinais indicadores de fadiga em 15 segundos de mastigação isotônica.

6.4.3. MASTIGAÇÃO ISOMÉTRICA

Os resultados encontrados nesta pesquisa revelaram que todos os músculos estudados na mastigação isométrica - Temporais e Masseteres - apresentaram médias das envoltórias da amplitude não normalizada significativamente maiores no grupo controle, e diferenças significativas na DEP entre os dois grupos. Por outro lado, os MM. Temporal e Masseter esquerdos, e o Temporal direito apresentaram as FMed significativamente menores no grupo parafunção oclusal., enquanto que apenas a FMed do M. Masseter direito foi menor no grupo controle. Estes resultados sugerem a presença de fadiga nos MM. Temporal e Masseter esquerdos e Temporal direito do grupo P. O., e no M. Masseter direito no grupo controle. Os resultados encontrados concordam com LIU (1999), que afirmou que os sintomas de DCM podem alterar a adaptação funcional das atividades musculares mandibulares. Além disso, RUGH & OHRBACH (1989) afirmaram que em pacientes portadores de parafunção crônica ocorre uma adaptação fisiológica considerável, e que nestes pacientes seria possível a musculatura suportar o movimento sem dor ou fadiga.

Portanto, a adaptação fisiológica poderia ser uma explicação para o fato do M. Masseter direito não apresentar fadiga no grupo P. O., entretanto certamente mais estudos devem ser realizados posteriormente para a confirmação destes resultados.

HORI et al., em 1995, não encontrou diferenças estatisticamente significativas na comparação das frequências médias da CIVM do MM. Masseter entre os grupos controle e DCM, mas esta diferença foi significativa em relação ao M. Temporal, portanto, mesmo se utilizando de metodologias diferentes, porém similares, nossos resultados concordam com o autor neste ponto.

Uma possível explicação para o fato acima descrito, embora não tenha sido nosso objeto de estudo, seria o tipo de fibra muscular que compõe cada músculo. O M. Temporal tem mais fibras tipo I (de contração lenta), e o M. Masseter apresenta mais fibras tipo II b (contração rápida, via glicolítica) (VanBOXTEL, 1983). Portanto, a fadiga poderia ocorrer primeiramente nos MM. Masseteres, o que não foi revelado em nosso estudo, pois foram encontrados indícios de fadiga em todos os músculos estudados - principalmente no grupo P. O, o que poderia sugerir uma alteração no tipo de fibra recrutado ao longo do movimento.

Está bem estabelecido que os MM. Temporais são o posicionadores da mandíbula, e por possuírem mais fibras tipo I, deveriam ser mais resistentes à fadiga (FOX, 1988). Sabe – se também que as fibras tipo IIb (glicolíticas) presentes nos Masseteres são recrutadas preferencialmente durante atividades que requerem mais força muscular, porém são mais susceptíveis à fadiga muscular.

É possível presumir, embora este mecanismo não esteja totalmente esclarecido, que a alteração na função dos Temporais, nas DCMs, fazem com que o tipo de fibra muscular recrutado nestes músculos seja alterado. Isto é, devido às descompensações causadas pela hiperatividade muscular nas DCMs (LYONS, et al., 1993; HORI et al, 1995), os MM Temporais desempenhariam atividades de força muscular no lugar dos Masseteres, recrutando fibras tipo II para a realização das tarefas, e conseqüentemente, tornando – se mais fatigáveis.

UHLIG et al (1995), relataram o mesmo mecanismo desenvolvido nos Temporais nos MM. ECM em portadores de disfunções cervicais causadas por hiperatividade muscular, pois nestes pacientes, o autor afirmou que o recrutamento das fibras tipo I dos ECMs foi alterado para as fibras tipo II glicolíticas durante a tarefa.

Desta forma, a eletromiografia cinesiológica mostrou relevante importância na avaliação das alterações de fadiga e do padrão muscular dos MM. mastigatórios e cervicais na presença de parafunção oclusal.

CONCLUSÕES

7. CONCLUSÕES

Os resultados desta pesquisa, nas condições experimentais utilizadas, permitem concluir que:

- ◆ O processo de normalização pela percentagem da CIVM dos músculos da mastigação e cervicais não demonstrou diferenças estatisticamente significativas entre os grupos controle e P. O., tanto no repouso quanto na mastigação isotônica.
- ◆ A análise da envoltória não – normalizada pelo *software* Matlab no repouso demonstrou um aumento significativo da amplitude do RMS bruto nos MM. Temporais em portadores de parafunção oclusal.
- ◆ Os MM. Temporal esquerdo e Esternocleidomastoideo direito apresentaram indícios de fadiga tanto em portadores de parafunção oclusal quanto em voluntários clinicamente normais, nas análises da mastigação isotônica, revelando serem os músculos que sofrem mais alterações no espectro de frequência nesta situação.
- ◆ Em todos os músculos estudados na mastigação isométrica foram encontrados indícios de fadiga, sendo que os MM. Temporais foram considerados os mais comprometidos em portadores de parafunção oclusal.

- ♦ A análise das frequências do M. Masseter esquerdo na mastigação isotônica foi incerta, indicando a necessidade de se realizarem mais estudos para que consolide este tipo de análise nas investigações sobre fadiga muscular.
- ♦ Os MM. Masseteres apresentaram fadiga em ambos grupos estudados durante a mastigação isométrica, o que nos permite concluir que os fatores não controlados no estudo, tais como hipertrofia unilateral de masseter, hábitos parafuncionais unilaterais ou mesmo a adaptação fisiológica podem ter influenciado nestes resultados.
- ♦ A eletromiografia de superfície é um instrumento de investigação relevante, pois através do estudo computadorizado do sinal mioelétrico foram encontrados fortes indícios de fadiga nos músculos estudados, sugerindo que a hiperatividade muscular causada pela parafunção oclusal pode ser considerada um fator etiológico extremamente importante nas DCMs.
- ♦ Mais estudos devem ser realizados para um melhor esclarecimento da metodologia usada nesta pesquisa, e dos resultados encontrados através dela.

REFERÊNCIAS
BIBLIOGRÁFICAS

8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. AUSTIN, D. G., Special considerations in Orofacial Pain and Headache; Dental Clinics of North America 41(2): 325 - 339, 1997.
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. BAILEY, J. & RUGH, J., Effect of occlusal adjustment on bruxism as monitored by nocturnal EMG recordings; J Dent Res, Washington, 59 (special issue): 317, 1980.
4. BAILEY, R. D., Sleep Disorders - Overview and Relationship to Orofacial Pain; Dental Clinics of North America 41(2): 189 - 209, 1997.
5. BASMAJIAN, J. V. & DE LUCA, C. J., Muscles Alive: their functions revealed by The electromyography, 5º ed. Baltimore: Williams & Welkins, 1985.
6. BÉRZIN, F. Estudo eletromiográfico da hiperatividade de músculos mastigatórios, em pacientes portadores de desordem crânio-mandibular (DCM), com dor miofacial. In: SIMPÓSIO BRASILEIRA E ENCONTRO INTERNACIONAL SOBRE DOR, 4. 1999. São Paulo. *Anais ...* São Paulo: SIMBIDOR, 1999. p.405.
7. BIASOTO, 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.

* De acordo com a NBR-6023, de 1989, da Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT). Abreviatura dos periódicos em conformidade com o "Medline".

8. 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.
9. COSTA, D. *Estudo Eletromiográfico do músculo Esternocleidomastoideo*, Piracicaba, 1985, Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.
10. COSTEN, J. B., 1934; Syndrome of ear and sinus symptoms dependent upon disturbed functions of the Temporomandibular Joint; Ann Otol Rhinol Laryngol 43:1, 1934 *Apud* BASMAJIAN, J.V., DE LUCA, C.J. *Op. cit* Ref. 5.
11. DAHLSTRÖM, L., EMG studies of Craniomandibular Disorders: a review of the literature; J Oral Rehabil , Oxford, 16: 1 -20, 1989.
12. DeLUCA, C. J. Myoelectric manifestations of localized muscular fatigue; CRC Critical Reviews in Biomedical Engineering 11: 251 – 79, 1984.
13. DeLUCA, C. J., O uso da Eletromiografia de Superfície em Biomecânica, Conferência Comemorativa Wartenweiler, Soc. Int. Biomecânica, 1997.
14. DeLUCA, C.J., SABBAHI, M. A. & ROY, S. H., Median frequency of the myoelectric signal; Eur. J Appl Physiol , Berlin, 55: 457 – 64, 1986.
15. EDWARDS, R. G. & LIPPOLD, O. C., The relation between force and integrated electrical activity in fatigued muscle; J Physiol , London, 132: 677, 1956.
16. GLAROS, A. et al., Effect of parafunctional clenching on TMD pain; J Orofac Pain 12(2): 145 – 52, 1998.

17. GOULET, ET AL., Jaw pain prevalence among French - speaking Canadians in Quebec and related symptoms of Temporomandibular Disorders; J Dent Res , Washington, 74(11): 1738 - 1744, 1995.
18. GRAY ET AL., A Clinical approach to Temporomandibular Disorders: 2. Examination of the articulatory system - The Temporomandibular Joints; British Dent J , London, 25: 473 - 477, 1994.
19. HAGBERG, M., Muscle endurance and surface electromyogram in isometric and dynamic exercise; J Appl Physiol 51: 1, 1981.
20. HÄGG, G. M.; Interpretation of EMG spectral alterations and alteration indexes at sustained contraction; The American Physiological Society ,1992.
21. HAMADA, T. et al., Effect of occlusal splints on the EMG activity of masseter and temporal muscles in bruxism with clinical symptoms; J Oral Rehabil, Oxford, 9: 119, 1982.
22. HELKIMO, M., studies of function and dysfunction of the mastigatory system; Sven Tandlak Tidskr 67(2): 102 - 121, 1974.
23. HORI et al., Mean power frequency shift during fatigue and recovery in patients with craniomandibular disorders; J Oral Rehabil , Oxford, 22: 159 – 65, 1995.
24. INGERVALL, B. ET AL., Prevalence of symptoms of functional disturbances of the mastigatory system in Swedish men; J Oral Rehabil, Oxford, 7: 185 - 197, 1980.
25. JANKELSON, R. & PULLEY, M. L., Apostila de Curso. EMG in Clinical Dentistry, Myo – Tronics Research Inc., 1984.
26. JARABAK, J., A n electromyography analysis of muscular and temporomandibular joint disturbances due to imbalances in occlusion; Angle Orthodontist 26: 170, 1956.

27. KARDASHI, B. ET AL., A comparison of biofeedback and occlusal adjustment on bruxism; J Periodontol 49(7): 367 - 372, 1978.
28. KASHIWAGI, K. et al., Effect of amplitude normalization on surface EMG linear envelopes of masticatory muscles during gum chewing; J Osaka Dent Univ , Osaka, 29(1): 19 – 28, 1995.
29. KENDALL, F. P. ET AL., Músculos - Provas e funções, 3º ed. Manole, São Paulo, 1990.
30. KENDALL, F. P. ET AL., Músculos: Provas e Funções com Postura e Dor, 1º ed. Manole, São Paulo, 1995.
31. KILBOM, Physiological and psychological indices of fatigue during static contraction; Eur J Appl Physiol , Berlin, 50(2): 179 – 93, 1983.
32. KOGI, K & HAKAMADA. T., Frequency analysis of the surface electromyogram in muscle fatigue; in: DeLUCA, C. J. Myoelectric manifestations of localized muscular fatigue; CRC Critical Reviews in Biomedical Engineering 11: 251 – 79, 1984.
33. KOMI, P. V. et al., EMG frequency spectrum, muscle structure, and fatigue during dynamic contractions in man; Eur J Appl Physiol, Berlin, 42(1): 41 – 50, 1979.
34. KRIVICKAS, L. S. et al., Is spectral analysis of the surface electromyographic signal a clinically useful tool for evaluation of skeletal muscle fatigue? J Clin Neurophysiol 15(2): 138 –45, 1998.
35. KROON, G. W. et al, Electromyographic evidence of local muscle fatigue in a subgroup of patients with myogenous craniomandibular disorders; Arch Oral Biol , Oxford, 37(3): 215 – 8, 1992.

36. KROON, G. W. et al., Electromyographic power – spectrum changes during repeated fatiguing contractions of the human masseter muscles; Arch Oral Biol , Oxford, 31:603, 1986.
37. LAVIGNE, G. & MONTPLAISIR, J., Epidemiology, Diagnosis, Pathophysiology and Pharmacology in: *Fricton, J. R. & Dubner, R.* in: Advances in Pain Research and Therapy - Orofacial Pain and Temporomandibular Disorders Vol. 21: 387 - 403, 1995.
38. LINDSTRÖM, L., KADEFORS, R. & PETERSÉN, I., An electromyographic index for localized muscle fatigue J Appl Physiol 43 (4): 750 – 54, 1977.
39. LINDSTRÖM, L., On the frequency spectrum of EMG signals, 1970, in: DeLUCA, C. J. Myoelectric manifestations of localized muscular fatigue; CRC Critical Reviews in Biomedical Engineering 11: 251 – 79, 1984.
40. LUND, J.P., Pain and the Control the Muscles . in: Advances in Pain Research and Therapy – Orofacial Pain and Temporomandibular Disorders Vol. 21: 103 - 115, 1995.
41. LYONS, M. F. & BAXENDALE, R. H., A preliminary electromyographic study of bite force and jaw – closing muscle fatigue in human subjects with advanced tooth wear; J Oral Rehabil, Oxford, 17: 311-18, 1990.
42. MCNEILL, C. ET AL., Craniomandibular (TMJ) disorders. The State of the Art; J Prosthet Dent , Saint Louis, 44:434, 1980.
43. MEHROTRA, R. & SAHAY, K. B., A power spectral study of surface EMG of muscles subjected to non – repetitive task; Electromyogr Clin Neurophysiol , Limerick, 34: 265 – 74, 1994.
44. MILNER – BROWN, H. S. et al., Changes in firing rate of human motor units during linearly changing voluntary contractions; J Physiol , London, 230: 371, 1973.

45. MIRALLES, R. et al., Visual input effect on EMG activity of sternocleidomastoid and masseter muscles in healthy subjects and in patients with myogenic cranio – cervical – mandibular dysfunction; J Craniomandib Pract , Chattanooga, 16 (3): 168- 84, 1998.
46. MONGINI, F., ATM e Músculos Craniofaciais - Fisiopatologia e Tratamento, 1º ed. Livraria Santos, São Paulo, 1998.
47. MORIMOTO, T. ET AL., Alteration in the bite force and EMG activity with changes in the vertical dimension of edentulous subjects; J Oral Rehabil, Oxford, 23: 336 - 341, 1996.
48. MORRIS et al., A study of the reproducibility of three different normalization methods in intramuscular dual five wire EMG in the shoulder; Journal of Electromiography and Kinesiology 8:317 – 22, 1998
49. NAEIJE, M. & ZORN, H., Relation between EMG power spectrum shifts and muscle fiber action potential conduction velocity changes during local muscular fatigue in man; Eur J Appl Physiol , Berlin, 50: 23, 1982.
50. NAEIJE, M. et al., Electromyographic screening of myogenous and arthrogenous TMJ dysfunction patients; J Oral Rehabil , Oxford, 13(5): 433 – 41, 1986.
51. OKESON, J. P. , Fundamentos de Oclusão e Desordens Craniomandibulares, 2º ed. Artes Médicas, São Paulo, 1992.
52. PADAMSEE, M. ET AL., Incidence of Cervical Disorders in a TMD population; Summary IADR 680, 1994.
53. PALAZZI, C. ET AL., Body position effects on EMG activity of Sternocleidomastoid and Masseter muscles in patients with Myogenic Cranio - Cervical -Mandibular Dysfunction; J Craniomandib Pract , Chattanooga, 14(3): 201-208, 1996.

54. PALLA, S. & ASH, M. M., Effects of bite force on the power spectrum of the surface electromyogram of human jaw muscles; Arch Oral Biol , London,26: 287, 1981.
55. PETROFSKY, S. J. & LIND, A. R., Frequency analysis of the surface electromyogram during sustained isometric contractions; Eur J Appl Physiol , Berlin, 43: 173, 1980.
56. PIPER H., Electrophysiologie Muschiliche Muskeln, 1912, in: DeLUCA, C. J. Myoelectric manifestations of localized muscular fatigue; CRC Critical Reviews in Biomedical Engineering, New York, 11: 251 – 79, 1984.
57. PORTNEY, L., EMG e testes de velocidade de condução nervosa in: Cap. 10 de SULLIVAN, O., SUSANB. & SCHIMITZ, T. J., Reabilitação Física: Avaliação e Tratamento, 2º ed. Manole, São Paulo, 1993.
58. RAMFJORD, S. P., Dysfunctional temporomandibular joint and muscle pain, 1961, in: DAHLSTRÖM, L., EMG studies of Craniomandibular Disorders: a review of the literature; J Oral Rehabil , Oxford, 16: 1 -20, 1989.
59. RUGH, J. D. & OHRBACH, R. ., Parafunção Oclusal, Cap. 18 in: MOH, ZARB, CARLSSON, & RUGH Fundamentos de Oclusão, 1º ed. Quintessence Editora, Rio de Janeiro, 1989.
60. RUGH, J. ET AL .,Experimental occlusal discrepancies and nocturnal bruxism; J Prosth Dent, Saint Louis, 51: 548 - 553, 1984.
61. SELIGMAN, D. ET AL. The prevalence of dental attrition and its association with factors of age, gender, occlusion and TMJ symptomatology; J Dent Res, Washington, 67: 1323 - 1333, 1988.
62. SHERMAN, R., Relationship between jaw pain and jaw muscle contraction level: underlying factors and treatment effectiveness; J Prosthet Dent , Saint Louis,54: 114, 1985.

63. SHI, C. S., Relationship between mean power frequency and potential of human masticatory muscles at rest position and clenching; J Oral Rehabil , Oxford, 20 (3): 301 – 10, 1993.
64. STEENKS, M. H. & WIJER, A ., Disfunções de ATM do ponto de vista da Fisioterapia e da Odontologia - Diagnóstico e Tratamento, 1º ed. Livraria Santos, São Paulo, 1996.
65. STULEN, F. B. & DeLUCA, C. J., Frequency parameters of the myoelectric signal as a measure of muscle conduction velocity IEEE Transactions on Biomedical Engineering , New York, 7: 515 – 23, 1981.
66. STULEN, F. B., A technique to monitor localized muscular fatigue using frequency Domain analysis for the myoelectrical signal, 1980, in: DeLUCA, C. J. Myoelectric manifestations of localized muscular fatigue; CRC Critical Reviews in Biomedical Engineering , New York, 11: 251 – 79, 1984.
67. TALLEY, R. ET AL ., Standards for the History, Examination, Diagnosis and Treatment of Temporomandibular Disorders (TMD): A Position Paper; JCraniomandib Practice , Chattanooga, 48(1): 60-77, 1990.
68. TEIXEIRA, M. ET AL., Bruxismo: O desgaste dental em resposta à interferência oclusal; ROBRAC , Porto Alegre, 4(13): 8 - 13, 1994.
69. UHLIG, Y. et al., Fiber composition and fiber transformations in neck muscles of patients with dysfunction of the cervical spine; J Orthop Res , London, 13 (2): 240 – 9, 1995.
70. VanBOXTTEL, A. et al., Changes in electromyogram power spectra of facial and jaw - elevator muscles during fatigue; J Appl Physiol 54: 51, 1983.
71. WIJER, A ., Signs and Symptoms of Cervical Spine Disorders; J Oral Rehabil , Oxford, 23: 742 - 750, 1996.

72. WINTER, D. A., The Biomechanics and Motor Control of Human Movement, 2^o ed. John Wiley & Sons, 1990.
73. YAAR & NILES, L., EMG influence pattern power spectrum analysis in neuro – muscular disorders, Electromyogr Clin Neurophysiol., Limerick, 29: 473 – 84, 1989.
74. YAMASAWA, H. Electromyographic power spectral analysis of sternocleidomastoid muscle during sustained voluntary clenching; Kokubyo Gakkai Zasshi 65(1): 84 – 92, 1998.
75. ZUÑIGA, C. et al., Influence of variation in jaw posture on sternocleidomastoid and trapezius electromyographic activity; J Craniomandib Pract , Chattanooga, 13 (3): 157 – 62, 1995.

ANEXOS

ANEXO 1

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

ORIENTADORA: PROF.A. DRA. VANESSA MONTEIRO PEDRO

MESTRANDA : TATIANA ADAMOV SEMEGHINI

Declaro estar ciente que o objetivo da Pesquisa “ATIVIDADE ELÉTRICA DOS MÚSCULOS DA MASTIGAÇÃO E CRANIOCERVICAIS EM VOLUNTÁRIOS PORTADORES DE PARAFUNÇÃO OCLUSAL” é avaliar possíveis alterações no padrão muscular dos músculos mastigatórios e craniocervicais na presença de parafunção oclusal através do exame eletromiográfico.

Estou ciente que esta pesquisa não acarretará benefícios diretos, mas que meus dados contribuirão para o melhor entendimento sobre o padrão da atividade elétrica muscular em portadores de parafunção oclusal, e que não há método alternativo tão seguro quanto este para coletar este tipo de sinal.

Estou ciente que serei ressarcido das despesas decorrentes de participação da pesquisa (transporte e alimentação), e que posso recusar a participar da pesquisa ou retirar meu consentimento em qualquer fase da mesma sem penalidade alguma.

Quanto aos riscos possíveis de ocorrer durante o experimento, entendi que estes são inexistentes, pois o processo de captação do sinal eletromiográfico por eletrodo de superfície além de não invasivo, é considerado indolor e não contém nenhum tipo de contra – indicação. Entendo que terei todo o esclarecimento prévio e assistência durante a pesquisa , e que pelo método utilizado apresentar risco menor que o risco mínimo estipulado pela Resolução 196/96, não há previsão de pagamento de indenizações a todos os participantes desta pesquisa.

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 usados para fins científicos, resguardando no entanto minha privacidade.

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

Eu li e entendi as informações contidas neste documento, assim como as da resolução nº 196/96 do Conselho Nacional de Saúde.

Piracicaba, de 1999

Responsáveis:

Prof.a. Dra. Vanessa Monteiro Pedro
Orientadora

Tatiana Adamov Semeghini
Mestranda

Nome do Voluntário

RG. do Voluntário

1ªVIA: INSTITUIÇÃO/ 2ª VIA: VOLUNTÁRIO

ANEXO 2

FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA FOP - UNICAMP MESTRADO EM BIOLOGIA E PATOLOGIA BUCO DENTAL

Dados do Paciente:

data: _____ sobrenome: _____
nome completo _____ estado civil: _____
endereço: _____
telefone: _____ () res. telefone: _____ () rec.
idade: _____ sexo: _____ data nasc.: _____
ocupação: _____
há quanto tempo? _____
pratica alguma atividade física? _____ qual? _____
possui algum hobbie? _____

História Pregressa:

há quanto tempo você tem este problema? _____

como se iniciou exatamente? _____

alguém na família tem o mesmo problema que você? há quanto tempo? _____

quais foram os profissionais que você consultou para resolver este problema? _____

em qual dos tratamentos empregados você acha que houve mais sucesso? _____

em quais situações você acha que o problema fica pior? por quê? _____

História Médica:

assinale as doenças que você já apresentou, ou apresenta atualmente:

- ☐ artrite
- ☐ gota
- ☐ artrite reumatóide
- ☐ reumatismo
- ☐ febre reumática
- ☐ osteoartrite
- ☐ hipertensão arterial
- ☐ marca - passo
- ☐ válvula cardíaca
- ☐ cardiopatia
- ☐ arteriosclerose
- ☐ problemas de ordem vascular
- ☐ palpitação
- ☐ anemia
- ☐ hemofilia
- ☐ diabetes
- ☐ hipoglicemia
- ☐ doença da tireóide
- ☐ doença da paratireóide
- ☐ outras doenças de ordem endócrina
- ☐ glaucoma
- ☐ gastrite
- ☐ úlcera
- ☐ osteoporose
- ☐ problemas na coluna
- ☐ cirrose

- ☐ hepatite
- ☐ aids
- ☐ asma
- ☐ sangue na urina
- ☐ resfriados
- ☐ tosse freqüente
- ☐ tuberculose
- ☐ distrofia muscular
- ☐ espasmo muscular
- ☐ epilepsia
- ☐ nevralgia
- ☐ mal de parkinson
- ☐ paralisia cerebral
- ☐ colite
- ☐ sinusite
- ☐ otite
- ☐ problemas de surdez
- ☐ enxaqueca
- ☐ cefaléia
- ☐ tensão pré - menstrual
- ☐ problemas genitais
- ☐ tumores
- ☐ dores nos dentes
- ☐ problemas emocionais
- ☐ depressão
- ☐ insônia

liste os medicamentos que está tomando: _____

tem alergias? Quais? _____

doenças da infância: _____

sinais vitais: _____

Semiologia: s- sim n- não lado: dir- direito esq- esquerdo

dificuldade para abrir a boca: S () N () esq () dir ()

ruídos, estalos e deslocamentos mandibulares: S () N () esq () dir ()

inchaço articular : S () N () esq () dir ()

dor constante de cabeça: S () N () esq () dir ()

dor no pescoço: S () N () esq () dir ()

já sofreu trauma nas regiões onde dói? S () N () esq () dir ()

sente que está perdendo a audição: S () N () esq () dir ()

sente dor nos ouvidos: S () N () esq () dir ()

dificuldade de engolir: S () N () esq () dir ()

dentes sensíveis ou doloridos: S () N () esq () dir ()

morde freqüentemente a língua? S () N () esq () dir ()

morde freqüentemente as bochechas: S () N () esq () dir ()

morde freqüentemente os lábios: S () N () esq () dir ()

sente queimação na língua : S () N () esq () dir ()

sente gosto metálico? S () N () esq () dir ()

usou aparelho ortodôntico? S () N () esq () dir ()

sente dor nos ombros? S () N () esq () dir ()

sente dor nas costas? S () N () esq () dir ()

movimentos do pescoço limitados : S () N () esq () dir ()

extração de terceiro molares S () N () esq () dir ()

dor nos dentes ao acordar S () N () esq () dir ()

adormecimento / formigamento das mãos / braços S () N () esq () dir ()

experiência com anestesia geral S () N ()

trabalha sentado e quase sempre na mesma posição? S () N () esq () dir ()

você dorme com a cabeça virado p/ que lado? S () N () esq () dir ()

tem zumbido nos ouvidos? S () N () esq () dir ()

tem sensação de formigamento na região da cabeça, face, ou pescoço? ()

dor à sucção: ()

dor ao assobiar ()

salivação: () aumentada () normal () diminuída

	(s)	(n)	(d)	(e)	(d)	(e)
movimento protrusão:						
mm.						

desvio no : () início () meio () fim do movimento

causa da restrição: _____.

movimento retrusão: _____ (s) (n) _____ (d) (e) _____ (d) (e)
_____ mm.

desvio no : () início () meio () fim do movimento

causa da restrição: _____.

Diagnóstico de:

subluxação: (d) (e)

luxação: (d) (e)

trismo: (d) (e)

dor em algum dente? _____

ruídos na atm:

creptação fina (d) (e)

creptação grosseira (d) (e)

estalo (d) (e)

mobilidade articular: ()

1- hipo 2- normal 3- hiper

facetar de desgaste?

dimensão vertical de oclusão: _____

perda d.v.o . _____ mm.

espaço funcional livre: _____

perda e.f.l. _____ mm

Maloclusões - Classificação de Angle

normoclusão ()

classe I () mordida aberta ant. () post. ()
mordida cruzada unitária () post. () unilateral () bilateral ()

classe II () div. I () div II ().

classe III () esquelética () dentária ()

sensibilidade carotídea: (d) (e)

sensibilidade temporal: (d) (e)

cadeias ganglionares, glândulas salivares, língua, assoalho bucal, palato, mucosa oral, amígdalas

dentes:

18	17	16	15	14	13	12	11		21	22	23	24	25	26	27	28
48	47	46	45	44	43	42	41		31	32	33	34	35	36	37	38

periodonto:

uso de próteses: (s) (n) ; trauma oclusal; sensibilidade:

Palpação da Atm:

meato acústico externo: (d) (e)
pólo lateral do côndilo: (d) (e)
região retroauricular: (d) (e)

Palpação Muscular:

ATM:

dor	esquerdo	direito
Masseter	()	()
Temporal	()	()
Pterigoideo Medial	()	()
Supra Hioideos	()	()
Pólo Lateral do Côndilo	()	()

CERVICAL:

dor	esquerdo	direito
Esternocleidomastoideo	()	()
Escaleno	()	()
Elevador da Escápula	()	()
Trapézio Superior	()	()
Trapézio Médio	()	()
Trapézio Inferior	()	()
Suboccipitais	()	()

Vértebras: _____

Pontos Gatilhos: _____

Amplitude de Movimento:

Legenda: 1 - hipermobilidade 2 - hipomobilidade 3 - normal

ANEXO 3

ROTINAS DO *SOFTWARE* MATLAB

Autor: A.M. Araújo/ CEFET- PA
Versão 1.4
Sem restrições de cópia e uso

Função Emg11

```
function emg11 ;
%                               Análise Eletromiografia
%
% Funções
%   1. Seleciona Sinal
%   2. Traça Formas de Onda
%
%
% mais ver: emg11.m emg12.m emg13.m emg14.m emg15.m emg16.m emg17.m emg18.m
fdp.m
%
% por Antonio Marcos de Lima Araújo          AMLA
amarc@decom.fee.unicamp.br
% Ver. 1.0                                     em
31.3.1999

clc
close all
clear all
global XSinal Xfs Xnome ORIGEM
ORIGEM = 0 ;
Xdata = 'AMA 31.03.1999' ;
% le sinais
[XSinal,Xfs,Xnome]=leremg ; % leitura do sinal
[M,N]=size(XSinal)         ; % verifica o número de funções

% desenha formas de onda
cores = ['gbrkmcgbrkmcgbrkmcgbrkmcgbrkmcgbrkmc'] ;
figure
for d=2:M
    nnom = ['Sinal N° ' num2str(d-1)];
    L = (M-1)*100+10+d-1 ;
    p = d - 1 - M*fix((d-1)/M) ;
    cor = cores(p) ;
    subplot(L); plot(XSinal(1,:),XSinal(d,:),cor); % forma de onda
    maxs = max(XSinal(d,:)) ; mins = min(XSinal(d,:)) ;
    maxx = max(abs([maxs mins])) ; base = (10^(fix(log10(maxx))-1)) ;
    maxs = base*(1+fix(maxs/base)) ; mins = base*(-1+fix(mins/base)) ;
    if maxs*mins > 0 % unipolar
        if maxs < 0 % todo negativo
            vmaximo = 0 ;
            vminimo = mins ;
        else % todo positivo
            vminimo = 0 ;
```

```

        vmaximo = maxs ;
    end
else
    % bipolar
    vmaximo = max(abs([maxs mins]));
    vminimo = -vmaximo;
end
axis([0 max(XSinal(1,:)) vminimo vmaximo]); ylabel(nnom); grid on ;
end
if vminimo < 0
    py = 1.45*vminimo ;
else
    py = -0.35*vmaximo ;
end

text(0.85*max(XSinal(1,:)), py,Xdata);
xlabel('tempo(s)');
load cemg
set(gcf,'NumberTitle','off','Name',[ int2str(gcf) '.' emgpath Xnome '
Formas de Onda'],'Color',[0.95 0.95 0.95]);
drawnow

% resumo
for k=1:30
    disp([' ']);
end
disp([' ' emgpath Xnome ' «» Sinais - ' int2str(M-1) ' «» Amostras
- ' int2str(N) ' «» Duração - ' num2str((N-1)/Xfs) 's']);

```

Função Emg12

```
function [ZY] =
emg12(NumSinal, Nome, Unidade, PicoMed, Janela, tempo, Nfdp, dc, deltaE, Super, deltaZ);
%
% =====
%
%                               Análise Eletromiografia
%
% Funções - Traça Gráficos para sinal selecionado
%
% 1. Análise no tempo
%     1.1. Forma de onda
%     1.3. Envoltória normalizada
% 2. Análise em frequência
%     2.1. Espectrograma
%     2.2. Frequência mediana
%     2.1. Densidade Espectral de Potência
% 3. Análise Probabilística
%     3.1. Função Densidade de Probabilidade
%     3.2. Função Distribuição de Probabilidade
%     3.3. Histograma
% 4. Resumo
%     4.1. Valor médio, valor mediano, valor rms, valor mínimo, valor
máximo,
%           número de amostras, duração do segmento selecionado.
%
% Chamar:
%
%     Z =
emg12(NumSinal, Nome, Unidade, PicoMed, Janela, tempo, Nfdp, dc, deltaE, Super, DeltaZ);
%
%     NumSinal : 1..N ordem do sinal ( »»»» resultado de emg1.m «««« )
%     Nome      : Nome para Sinal ('Força', 'Tensão', ...) obs. entre aspas
%     '.....'
%     Unidade   : Unidade para o sinal ('Volts', 'Watts', ...) obs. entre aspas
%     '.....'
%     PicoMed    : Normalização para envoltória ( 0 - rms, 1 - pico, 2 - média )
%     Janela     : Janela para FFT
%                   1 - hanning           2 - hamming           3 - triangular
%                   4 - Chebyshev         5 - Kaiser            6 - retangular
%     tempo      : intervalo de tempo
%                   0 - todo tempo
%                   [Ti Tf] - [tempo inicial até tempo final]
%     Nfdp       : Número de intervalos fdp
%     dc         : 0 - elimina componente dc
%     deltaE     : resolução do espectrograma (em dB)
%     Super      : percentagem de superposição
%     deltaZ     : 0 - 25ms 1 - 50ms 2 - 100ms 3 - 250 ms 4 - 500ms
%
%     ***** exemplos
%     *****
%
%           z = emg12(2, 'Tensão', 'volts', 1, 1, 0, 24, 0, 100, 90,
0);
%           z = emg12(2, 'Tensão', 'volts', 1, 1, [2 4], 24, 0, 100, 90,
0);
%
```

```
% mais ver: cg.m fdp.m emg12.m emg13.m emg14.m emg15.m emg16.m emg17.m emg18.m
%
% por Antonio Marcos de Lima Araújo          AMLA
amarc@decom.fee.unicamp.br
% Ver. 1.0                                     em
31.3.1999
```

```
global XSinal Xfs Xnome ZZZ ORIGEM
ORIGEM = 2 ;
for kk=1:6 % limpa área de figuras
    figure ;
end
nn = figure ;
for conta=2:nn
    close(conta) ;
end
```

```
Z = [] ;
Sinal = XSinal(NumSinal+1,:);
smedia = mean(Sinal) ;
if dc == 0 % se selecionado elimina componente dc
    Sinal = Sinal - smedia;
end
Vtemp = XSinal(1,:) ;
if mean(tempo) > 0
    op = find(Vtemp >= tempo(1) & Vtemp <= tempo(2));
    if length(op) > 0
        Sinal = Sinal(op);
        Vtemp = Vtemp(op);
    end
end
N = length(Sinal) ;
```

```
figure(2)
```

```
%
%
%
```

```
===== Forma de Onda =====
```

```
subplot(211); plot(Vtemp,Sinal) ; % forma de onda
ylabel([Nome '(' Unidade ')' ]);
maxs = max(Sinal) ; mins = min(Sinal);
if maxs*mins > 0 % unipolar
    if maxs < 0 % todo negativo
        vmaximo = 0 ; vminimo = 1.1*mins ;
    else % todo positivo
        vminimo = 0 ; vmaximo = 1.1*maxs ;
    end
else % bipolar
    vmaximo = 1.05*max(abs([maxs mins])); vminimo = -vmaximo;
end
v = axis ; axis([Vtemp(1) max(Vtemp) vminimo vmaximo]);
grid on ;
```

```
%
%
%
```

```
===== Envoltória normalizada =====
```

```
subplot(212);
yabs = abs(Sinal);
[h]=firl(100,5/(Xfs/2)) ;
yabs = filtfilt(h,1,yabs) ;
if PicoMed == 1 % Normalização pelo pico
```

```

        yabs = yabs/max(yabs) ;
elseif PicoMed == 2 % Normalização pela média
        yabs = yabs/mean(yabs) ;
elseif PicoMed == 0 % Normalização pelo valor RMS
equivalente
        vrms = std(Sinal) + smedia ;
        vrm2 = std(yabs) + mean(yabs) ;
        yabs = yabs*vrms/vrm2 ;
end
plot(Vtemp,yabs,'r') ; % envoltória
maxs = 1.1*max(yabs) ;
v = axis ; axis([Vtemp(1) max(Vtemp) 0 maxs]);
xlabel('tempo(s)'); ylabel('Envoltória Normalizada');
grid on ;
set(gcf,'NumberTitle','off','Name',[int2str(gcf) '.' Xnome ' «» Forma
de Onda «» ' Nome],'Color',[1 1 1]);
drawnow ;

```

```
figure(3)
```

```
%
%
%
```

```
===== Espectrograma =====
```

```

subplot(211);
Tj = 256 ; % Tj = 256 fica muito mais rápido
Tj2 = fix(Tj/2) ;
if Super > 100 % opção incorreta
    Super = 50 ;
end
if Super <=0 % opção incorreta
    Super = 50 ;
end
sSuper = fix(Super*250/100) ;
if Janela == 1 % Hanning
    Jan1 = hanning(Tj);
elseif Janela == 2 % Hamming
    Jan1 = hamming(Tj) ;
elseif Janela == 3 % triangular
    Jan1 = triang(Tj) ;
elseif Janela == 4 % Chebyshev
    Jan1 = chebwin(Tj,30) ;
elseif Janela == 5 % Kaiser
    Jan1 = kaiser(Tj,4) ;
else % retangular
    Jan1 = boxcar(Tj) ;
end
fs = 1000 ; % frequência de amostragem
Sinal2 = [zeros(1,Tj2) Sinal(:)' zeros(1,Tj2)];
Sinal2 = Sinal2 - mean(Sinal2) ; % elimina dc
[B,F,T]=specgram(Sinal2,Tj,Xfs,Jan1,sSuper); % espectrograma
B = 20*log10(abs(B)) ;
Limiar = max(max(B)) - deltaE ;
op = find(B<Limiar);
B(op) = Limiar ;
Vtmin = min(Vtemp); Vtmax = max(Vtemp) ;
Tmin = min(T) ; Tmax = max(T) ;

Fator = (Vtmax-Vtmin)/(Tmax-Tmin) ;
T = Vtmin + (T-Tmin)*Fator ;

```

```

imagesc(T,F,B); axis xy ; colormap(jet) ;
xlabel(' '); ylabel('frequência(Hz)');

```

```

% colorbar('horiz');
grid on ;

%
% ===== Freqüência mediana (Centro de Gravidade espectral)
% =====
%
subplot(212) ;

L = length(Sinal2) ;
Tj2 = 250 ;
passo = 25 ;
K = fix( (L - Tj2) / passo ) + 1;
vcg = zeros(1,K) ;
KK = zeros(1,K) ;
ki = 1 ;
KKmin = min(Vtemp) ; % + (passo/(2*Xfs)) ;
for k=1:K
    ki = 1+(k-1)*passo ;
    kf = ki+Tj2-1 ;
    s = Sinal2(ki:kf) ;
    cgf = cg(s,1000) ;
    vcg(k) = cgf ;
    KK(k) = KKmin + (k-1)*passo/Xfs ;
end

% [Bf,Af]=butter(4,0.4) ;
% vcg = filtfilt(Bf,Af,vcg) ; % suavização

h = ones(1,8)/8 ;
vcg = filtfilt(h,1,vcg) ;
maxyy = 1.1*max(vcg) ;
Dp = 1 ;
if deltaZ == 1
    Dp = 2 ;
elseif deltaZ == 2
    Dp = 4 ;
elseif deltaZ == 3
    Dp = 10 ;
elseif deltaZ == 4
    Dp = 20 ;
end
Lkk = length(KK) ;
Z = [KK(1:Dp:Lkk);vcg(1:Dp:Lkk)]';
ZY = Z ;
ZZZ = [KK;vcg]';
[SSS,PPP]= reglin(ZZZ);
plot(KK,vcg,'b-'); hold on ; plot(KK,SSS,'r') ;
xlabel('tempo(s)'); ylabel('Freqüência mediana(Hz)'); grid on ;
v = axis ; axis([min(KK) max(KK) 0 maxyy]);
px = min(KK) + 0.7*(max(KK)-min(KK)) ;
text(px,1.05*maxyy,['m = ' num2str(60*PPP,'%8.4g') 'Hz/min']);
set(gcf,'NumberTitle','off','Name',[int2str(gcf) '.' Xnome ' «»
Análise Espectral «» ' Nome'],'Color',[1 1 1] );

figure(4)

%
% ===== Densidade Espectral de Potência =====
%
Nj = 512 ;

```

```

if Janela == 1 % Hanning
    Jan2 = hanning(Nj);
elseif Janela == 2 % Hamming
    Jan2 = hamming(Nj) ;
elseif Janela == 3 % triangular
    Jan2 = triang(Nj) ;
elseif Janela == 4 % Chebyshev
    Jan2 = chebwin(Nj,30) ;
elseif Janela == 5 % Kaiser
    Jan2 = kaiser(Nj,4) ;
else % retangular
    Jan2 = boxcar(Nj) ;
end
if Super > 100
    Super = 50 ;
end
if Super <=0
    Super = 50 ;
end
sSuper = fix(Nj*Super/100);
fs = 1000 ; % frequência de amostragem
Sinal3 = Sinal - mean(Sinal) ; % elimina dc
psd(Sinal3,Nj,1000,Jan2,sSuper);
xlabel('Frequência (Hz)'); ylabel('Densidade Espectral de
Potência(dB)');
v = axis ; axis([0 500 v(3) v(4)]); grid on ;
set(gcf,'NumberTitle','off','Name',[int2str(gcf) '.' Xnome ' «»
Densidade Espectral de Potência «» ' Nome'],'Color',[1 1 1] );
figure(5)

if dc == 0 % se selecionado elimina componente dc
    Xsig = Sinal + smedia ;
else
    Xsig = Sinal ;
end

[yfdp,yFDP,eixox,xmin,media,xmax]=fdpl(Xsig,Nfdp);

%
% ===== fdp =====
%

vrms = std(Sinal) + smedia ;
maxs = xmax ; mins = xmin ;
if maxs*mins > 0
    % unipolar
    if maxs < 0
        % todo negativo
        vmaximo = 0.95*maxs ;
        vminimo = 1.05*mins ;
    else
        % todo positivo
        vminimo = 0.95*mins ;
        vmaximo = 1.05*maxs ;
    end
else
    % bipolar
    vmaximo = 1.05*max(abs([maxs mins]));
    vminimo = -vmaximo;
end
xx = vminimo:((vmaximo-vminimo)/500):vmaximo ;
yy = (1./((sqrt(2.*pi)*std(Sinal))))*exp(-(xx-

```

```

smedia).^2)/(2*(std(Sinal))^2)) ;

subplot(211);
plot(xx,yy,'g') ; hold on ;
plot(eixox,yfdp,'r-') ; grid on ; % Função Densidade de
Probabilidade
hold off ;
legend('Gauss',Nome);
title('função densidade de probabilidade'); ylabel('P(x)');
v = axis ; axis([vminimo vmaximo 0 1.2*max(abs(yfdp)) ]);

%
% ===== FDP =====
%

subplot(212);
plot(eixox,yFDP,'m-') ; grid on ; % Função Distribuição de
Probabilidade
title('Função Distribuição de Probabilidade'); xlabel('x');
ylabel('P(X<x)');
axis([vminimo vmaximo 0 1]); grid on ;
set(gcf,'NumberTitle','off','Name',[int2str(gcf) '.' Xnome ' «»
Funções Probabilísticas «» ' Nome], 'Color',[1 1 1] );
drawnow

%
% ===== Histograma =====
%

figure(6)
hist(Sinal,Nfdp);
v = axis ; axis([vminimo vmaximo 0 v(4)]); grid on ;
set(gcf,'NumberTitle','off','Name',[int2str(gcf) '.' Xnome ' «»
Histograma «» ' Nome], 'Color',[1 1 1] );
drawnow

%
% ===== Resumo =====
%

figure(7)
mediano = median(Sinal) ;
vrms = std(Sinal) + smedia ;
minimo = min(Sinal) ;
maximo = max(Sinal) ;
if dc== 0
    mediano = mediano + smedia ;
    minimo = minimo + smedia ;
    maximo = maximo + smedia ;
end
%
% passo do quantizador D = 2.4414 em verres.m
%
Nbits = (2 + fix(log2( max(abs([minimo maximo]))/2.4414))) ;
plot([0,10],[0,7],'w. ');
A1 = ['Valor medio = ' num2str(smedia,'%10.6g') ' ' Unidade '
'];
A2 = ['Valor mediano = ' num2str(mediano,'%10.6g') ' ' Unidade '
'];
A3 = ['Valor rms = ' num2str(vrms,'%10.6g') ' ' Unidade '
'];
A4 = ['Valor minimo = ' num2str(minimo,'%10.6g') ' ' Unidade '
'];
A5 = ['Valor maximo = ' num2str(maximo,'%10.6g') ' ' Unidade '
'];

```

```

A6 = ['N° de amostras = ' num2str((N-1),'%10.6g')];
A7 = ['Duração          = ' num2str(((N-1)/Xfs),'%10.6g') 's'];
A8 = ['Faixa dinâmica = ' num2str(Nbits,'%1.6g') ' bits'];

title('R E S U M O');

text(2,6.0,A1); text(2,5.2,A2); text(2,4.4,A3); text(2,3.6,A4);
text(2,2.8,A5); text(2,2.0,A6); text(2,1.2,A7); text(2,0.4,A8);

axis off ;
set(gcf,'NumberTitle','off','Name',[int2str(gcf) '.' Xnome ' «» '
Nome],'Color',[1 1 1] );

```

Função Emg124

```

function ZZZ = emg124(nomescr,Tamanho,Janela,trel,creta,E60,Pbanda,nomesai) ;
%
%                               Análise Eletromiografia
%
%                               Frequência mediana
%
% Chamar:
%
%      nomescr   : nome do arquivo contendo script
%      Tamanho   : Tamanho da sequência a ser processada (ms)
%      Janela     : Janela para FFT
%                  1 - hanning           2 - hamming           3 - triangular
%                  4 - Chebyshev         5 - Kaiser           6 - retangular
%      trel       : Unidade de tempo
%                  0 - segundo           1 - % do ciclo
%      creta      : com(sem) reta 0 - sem reta 1 - com reta
%
%      ***** exemplos
%      *****
%
%                  z = emg124('basel.txt',4000,2,1,1);
%                  z = emg124('script.m',2000,1,0,0) ;
%                  z = emg124('script.m',2000,2,0,1) ;
%
%
% por Antonio Marcos de Lima Araújo           AMLA
amarc@decom.fee.unicamp.br
% Ver. 1.0                                     em
31.3.1999

% z = emg124('script.m',2000,2) ;

% nomescr = 'script.m'; Tamanho = 3000 ; Janela = 2 ; trel = 1 ;

clc
close all

fs = 1000 ;
if E60 == 0
    B = 1 ;
    A = 1 ;
    E600 = 0 ;
elseif E60 == 1
    [B,A]= mnotch(60,1,fs); % Notch
    E600 = 1 ;
elseif E60 == 2
    B = 1 ;
    A = 1 ;
    for LH = 1:8
        foo = 60*LH ;
        [Bno,Ano] = mnotch(foo,1,fs) ;
        B = conv(B,Bno) ;
        A = conv(A,Ano) ;
    end
    E600 = 1 ;
end
if Pbanda == 0

```

```

    Bb = 1 ;
    Ab = 1 ;
elseif Pbanda == 1 % passa alta em 10Hz
    fcorte = 10 ;
    [Bb,Ab]= butter(6,fcorte/(fs/2),'high') ;
    E600 = 1 ;
elseif Pbanda == 2 % passa baixa em 450Hz
    fcorte = 450 ;
    [Bb,Ab]= butter(6,fcorte/(fs/2)) ;
    E600 = 1 ;
elseif Pbanda == 3 % passa alta em 10Hz e baixa em 450
    fcorte = 10 ;
    [Bb0,Ab0]= butter(6,fcorte/(fs/2),'high') ;
    fcorte = 100
    [Bb,Ab]= butter(6,fcorte/(fs/2)) ;
    Bb = conv(Bb,Bb0);
    Ab = conv(Ab,Ab0) ;
    E600 = 1 ;
end
A = conv(A,Ab) ;
B = conv(B,Bb) ;

[vXnome,vCanais,vPini]= lerscr(nomescr) ;
[u,SinoMax]= size(vCanais);
% Relação dos Arquivos
for k=1:3
    disp(['
end

disp(['
Arquivo
Canal
Posição
inicial']);
disp(['
']);
for kk=1:SinoMax
    disp(['
int2str(kk) '
vXnome(kk,:) '
num2str(vCanais(kk)) '
num2str(vPini(kk))]);
end

figure
set(gcf,'NumberTitle','off','Color',[1 1 1] );
set(gcf,'Name',['Processado : ' nomescr ' <> ' num2str(100*0/SinoMax,5) ' %
.... ' ]]);
drawnow ;

Tj = 100 ;
if Janela == 1 % Hanning
    Jan1 = hanning(Tj);
elseif Janela == 2 % Hamming
    Jan1 = hamming(Tj) ;
elseif Janela == 3 % triangular
    Jan1 = triang(Tj) ;
elseif Janela == 4 % Chebyshev
    Jan1 = chebwin(Tj,30) ;
elseif Janela == 5 % Kaiser
    Jan1 = kaiser(Tj,4) ;
else % retangular
    Jan1 = boxcar(Tj) ;
end

maxyy = 0 ;
Conta = 0 ;
vPPP = [] ;

```

```

fs = 1000 ;

for Sino = 1:SinoMax
    Xnome = vXnome(Sino,1:40)

    op = find(Xnome!=' ') ;
    Xnome = Xnome(op) ;
    [y,Vtemp]= leremgl(Xnome,vCanais(Sino)) ;

    Xnome
    length(y)
    Pi = vPini(Sino) ;
    Pf = Pi + Tamanho - 1 ;
    if E600 == 1 % Elimina 60Hz e Harmônicas
        y = filtfilt(B,A,y) ;
    end

    Sinal = y(Pi:Pf) ;
    [length(Sinal) length(Jan1) ]
    [vcg,vtt]=emgl23(Sinal,Jan1);
    LL = length(vcg) ;
    if Conta == 0
        Mvcg = vcg ;
        vcgMax = vcg ;
        vcgMin = vcg ;
        SQQ = vcg.^2 ;
    else
        Mvcg = Mvcg + vcg ;
        SQQ = SQQ + vcg.^2 ;
        for ll=1:LL
            if vcg(ll) > vcgMax(ll)
                vcgMax(ll) = vcg(ll) ;
            end
            if vcg(ll) < vcgMin(ll)
                vcgMin(ll) = vcg(ll) ;
            end
        end
    end
    Conta = Conta + 1 ;

    % Regressão Linear
    ZZZ = [vtt;vcg]' ;
    [SSS,PPP]= reglin(ZZZ);
    vPPP(Sino) = PPP ;
    maxv = max(vcg) ;
    if maxv > maxyy
        maxyy = maxv ;
    end

    % Figura
    subplot(211);
    if Sino > 1
        plot(vtt,oldvcg,'r-'); hold on ; plot(vtt,oldSSS,'g-') ;
    end
    plot(vtt,vcg,'b-'); hold on ; plot(vtt,SSS,'k-') ;
    xlabel('tempo(s)'); ylabel('Frequência mediana(Hz)'); grid on ;
    v = axis ; axis([min(vtt) max(vtt) 0 1.1*maxyy]);
    set(gcf,'Name',['Processado : ' Xnome ' <> ' num2str(100*Sino/SinoMax,5) '
% .... ']);
    drawnow ;
    oldvcg = vcg ;

```

```

    oldSSS = SSS ;
end
Pvcg = Mvcg/Conta ;
vVCG = sqrt(((SQQ/Conta) - (Pvcg.^2))) ; % variância      (SomQuada/N)-Média^2
plot(vtt,oldvcg,'r-'); hold on ; plot(vtt,oldSSS,'g-') ;
% figure
subplot(111);
% set(gcf,'NumberTitle','off','Color',[1 1 1] );
% set(gcf,'Name',['Arquivo : ' nomescr] );
maxyy = 1.1*max(Pvcg+vVCG) ;

ZZZ = [vtt;Pvcg]' ;
[SSS,PPP]= reglin(ZZZ);

if trel == 1
    vtt = ((vtt-min(vtt))/(max(vtt)-min(vtt)))*100 ;
end

    for l=1:LL
        Po = vtt(l) ;
        abmin = vcgMin(l) ;
        abmax = vcgMax(l) ;
        vamin = Pvcg(l) - vVCG(l) ;
        vamax = Pvcg(l) + vVCG(l) ;
        plot([Po Po],[vamin vamax],'b-'); hold on
    end
    for l=1:LL
        Po = vtt(l) ;
        abmin = vcgMin(l) ;
        abmax = vcgMax(l) ;
        vamin1 = Pvcg(l) - (vVCG(l)/sqrt(Conta)) ;
        vamax1 = Pvcg(l) + (vVCG(l)/sqrt(Conta)) ;
        plot([Po Po],[vamin1 vamax1],'y-'); hold on
    end
    plot(vtt,(Pvcg-vVCG),'b-'); plot(vtt,(Pvcg+vVCG),'b-');
    plot(vtt,(Pvcg-(vVCG(l)/sqrt(Conta))), 'y-');
    plot(vtt,(Pvcg+(vVCG(l)/sqrt(Conta))), 'y-');
%    plot(vtt,vcgMin,'y-'); plot(vtt,vcgMax,'y-') ;
    plot(vtt,Pvcg,'k-') ;

    if creta == 1
        plot(vtt,SSS,'r') ;
    end
    if trel == 1
        xlabel('tempo(% do ciclo)');
    else
        xlabel('tempo(s)');
    end
    ylabel('Frequência mediana(Hz)'); grid on ;
    v = axis ; axis([min(vtt) max(vtt) 0 maxyy]);
    px = min(vtt) + 0.7*(max(vtt)-min(vtt)) ;
    text(px,1.05*maxyy,['m = ' num2str(60*PPP,'%8.4g') 'Hz/min']) ;

    set(gcf,'NumberTitle','off','Color',[1 1 1] );
    set(gcf,'Name',['Arquivo : ' nomescr] );

drawnow ;

fid2 = fopen(nomesai,'w');
L = length(Pvcg)

```

```
for l=1:L
    fprintf(fid2,'%6.2f  %6.2f\n',vtt(l),Pvcg(l));
end
fclose(fid2) ;
```

Função Emg125

```
function Z = emg125(nomescr,Tamanho,Prior,Janela,Super,E60,Pbanda,nomesai) ;
%
%                               Análise Eletromiografia
%
%                               Densidade Espectral de Potência
%
% Chamar:
%
%
%      nomescr   : nome do arquivo contendo script
%      Tamanho   : Tamanho da sequência a ser processada
%      Janela     : Janela para FFT
%                  1 - hanning           2 - hamming           3 - triangular
%                  4 - Chebyshev         5 - Kaiser           6 - retangular
%      Super      : percentagem de superposição
%      E60        : 0 - Não elimina 60
%                  1 - elimina 60
%                  2 - 60 e harmonicas
%
%      ***** exemplos
%      *****
%
%      z = emg125('base1.txt',4000,2,90);
%      z = emg125('script.m',2000,1,80) ;
%      z = emg125('script.m',2000,2,50) ;
%
%
% por Antonio Marcos de Lima Araújo          AMLA
amarc@decom.fee.unicamp.br
% Ver. 1.0                                     em
31.3.1999

clc
close all

fs = 1000 ;
if E60 == 0
    B = 1 ;
    A = 1 ;
    E600 = 0 ;
elseif E60 == 1
    [B,A]= mnotch(60,1,fs); % Notch
    E600 = 1 ;
elseif E60 == 2
    B = 1 ;
    A = 1 ;
    for LH = 1:8
        foo = 60*LH ;
        [Bno,Ano] = mnotch(foo,1,fs) ;
        B = conv(B,Bno) ;
        A = conv(A,Ano) ;
    end
    E600 = 1 ;
end
if Pbanda == 0
    Bb = 1 ;
    Ab = 1 ;
elseif Pbanda == 1 % passa alta em 10Hz
```

```

    fcorte = 10 ;
    [Bb,Ab]= butter(6,fcorte/(fs/2),'high') ;
    E600 = 1 ;
elseif Pbanda == 2 % passa baixa em 450Hz
    fcorte = 450 ;
    [Bb,Ab]= butter(6,fcorte/(fs/2)) ;
    E600 = 1 ;
elseif Pbanda == 3 % passa alta em 10Hz e baixa em 450
    fcorte = 10 ;
    [Bb0,Ab0]= butter(6,fcorte/(fs/2),'high') ;
    fcorte = 450
    [Bb,Ab]= butter(6,fcorte/(fs/2)) ;
    Bb = conv(Bb,Bb0);
    Ab = conv(Ab,Ab0) ;
    E600 = 1 ;
end
A = conv(A,Ab) ;
B = conv(B,Bb) ;

[vXnome,vCanais,vPini]= lerscr(nomescr) ;
[u,SinoMax]= size(vCanais);
% Relação dos Arquivos
for k=1:3
    disp(['          ']);
end

disp(['          Arquivo          Canal          Posição
inicial']);
disp(['          ']);
for kk=1:SinoMax
    disp(['          ' int2str(kk) '          vXnome(kk,:) '          num2str(vCanais(kk)) '
' num2str(vPini(kk))]);
end

figure
set(gcf,'NumberTitle','off','Color',[1 1 1] );
set(gcf,'Name',['Processado : ' nomescr ' <> ' num2str(100*0/SinoMax,5) ' %
.... ' ]]);
drawnow ;

Tj = 500 ;
if Janela == 1 % Hanning
    Jan1 = hanning(Tj);
elseif Janela == 2 % Hamming
    Jan1 = hamming(Tj) ;
elseif Janela == 3 % triangular
    Jan1 = triang(Tj) ;
elseif Janela == 4 % Chebyshev
    Jan1 = chebwin(Tj,30) ;
elseif Janela == 5 % Kaiser
    Jan1 = kaiser(Tj,4) ;
else % retangular
    Jan1 = boxcar(Tj) ;
end
if Super >= 100
    Super = 50 ;
end
if Super <=0
    Super = 50 ;
end

```

```

sSuper = fix(Tj*Super/100);

maxyy = 0 ;
Conta = 0 ;
vPPP = [] ;
for Sino = 1:SinoMax
    Xnome = vXnome(Sino,1:40) ;
    op = find(Xnome!=' ') ;
    Xnome = Xnome(op) ;
    [y,Vtemp]= leremgl(Xnome,vCanais(Sino)) ;
    Pi = vPini(Sino) ;
    Pf = Pi + Tamanho - 1 ;
    if E600 == 1 % Elimina 60Hz e/ou Harmônicas
        y = filtfilt(B,A,y) ;
    end
    Sinal = y(Pi:Pf) ;
    Sinal3 = Sinal - mean(Sinal) ; % elimina dc
    [Pxx,F] = psd(Sinal3,Tj,fs,sSuper);
    if Pnor == 1
        DSP = 10*log10(Pxx/max(Pxx)) ;
    else
        DSP = 10*log10(Pxx) ;
    end

    LL = length(DSP) ;
    if Conta == 0
        MDSP = DSP ;
        DSPMax = DSP ;
        DSPMin = DSP ;
        SQQ = DSP.^2 ;
    else
        MDSP = MDSP + DSP ;
        SQQ = SQQ + DSP.^2 ;
        for ll=1:LL
            if DSP(ll) > DSPMax(ll)
                DSPMax(ll) = DSP(ll) ;
            end
            if DSP(ll) < DSPMin(ll)
                DSPMin(ll) = DSP(ll) ;
            end
        end
    end
    Conta = Conta + 1 ;

    % Figura
    if Sino > 1
        plot(F,oldDSP,'r-'); hold on ;
    end
    plot(F,DSP,'b-'); hold on ;
    xlabel('frequência(Hz)'); ylabel('Densidade Espectral de Potência (dB)');
grid on ;
    v = axis ; % axis([min(F) max(F) -50 0]);
    set(gcf,'Name',['Processado : ' Xnome ' <> ' num2str(100*Sino/SinoMax,5) '
% .... ']);
    drawnow ;
    oldDSP = DSP ;
end

PDSP = MDSP/Conta ;
vDSP = ((SQQ/Conta) - (PDSP.^2)) ; % variância (SomQuada/N)-Média^2
vDSP = sqrt(vDSP) ;

```

```

plot(F,oldDSP,'r-');
subplot(111);
maxyy = 1.1*max(PDSP+vDSP) ;
minxy = 0.9*min(PDSP-vDSP) ;

% determina pico máximo e banda de 3 e 5 dB
LPDSP = length(PDSP) ;
mPDSP = max(PDSP) ;
op = find(PDSP==mPDSP) ;
Fpico = F(op) ;
oppico = op ;
F3dB1 = 1000 ; Ok1 = 0 ;
F3dB2 = 0 ; Ok2 = 0 ;
for l = 1:LPDSP
    if PDSP(l) > ( mPDSP - 3 )
        if l < op & Ok1 == 0
            F3dB1 = F(l) ;
            opmin = l ;
            Ok1 = 1 ;
        end
        if l > op
            F3dB2 = F(l) ;
            opmax = l ;
        end
    end
end
Z = DSP ;

DL = fix(LL/80) ;
for l=1:DL:LL
    Po = F(l) ;
    abmin = DSPMin(l) ;
    abmax = DSPMax(l) ;
    vamin = PDSP(l) - vDSP(l) ;
    vamax = PDSP(l) + vDSP(l) ;
    plot([Po Po],[vamin vamax],'b-'); hold on
end
plot(F,(PDSP-vDSP),'b-'); plot(F,(PDSP+vDSP),'b-');
p = [0.99 0.995 1 1.005 1.01];
for ll=1:5
    plot(F,p(ll)*PDSP,'k-') ;
    plot(F(opmin:opmax),p(ll)*PDSP(opmin:opmax),'r-') ;
end
plot(F(oppico),PDSP(oppico),'*g');
xlabel('frequência(Hz)');
ylabel('Densidade Espectral de Potência (dB)'); grid on ;
if Pnor == 1
    v = axis ; axis([min(F) max(F) -100 0]);
else
    v = axis ; axis([min(F) max(F) 0 100]);
end
set(gcf,'NumberTitle','off','Color',[1 1 1] );
set(gcf,'Name',['Arquivo : ' nomescr] );
drawnow ;

```

figure

```

% determina pico máximo e banda de 3 e 5 dB
LPDSP = length(PDSP) ;
mPDSP = max(PDSP) ;
op = find(PDSP==mPDSP) ;
Fpico = F(op) ;
F3dB1 = 1000 ; Ok1 = 0 ;
F3dB2 = 0 ; Ok2 = 0 ;
for l =1:LPDSP
    if PDSP(l) > ( mPDSP - 3 )
        if l < op & Ok1 == 0
            F3dB1 = F(l) ;
            Ok1 = 1 ;
        end
        if l > op
            F3dB2 = F(l) ;
        end
    end
end
F5dB1 = 1000 ; Ok1 = 0 ;
F5dB2 = 0 ; Ok2 = 0 ;
for l =1:LPDSP
    if PDSP(l) > ( mPDSP - 5 )
        if l < op & Ok1 == 0
            F5dB1 = F(l) ;
            Ok1 = 1 ;
        end
        if l > op
            F5dB2 = F(l) ;
        end
    end
end

plot([0,10],[0,7],'w. ');
A1 = ['Frequência de Pico = ' num2str(Fpico,'%10.2f') 'Hz'];
A2 = ['F 3dB inferior = ' num2str(F3dB1,'%10.2f') 'Hz'];
A3 = ['F 3dB superior = ' num2str(F3dB2,'%10.2f') 'Hz'];
A4 = ['F 5dB inferior = ' num2str(F5dB1,'%10.2f') 'Hz'];
A5 = ['F 5dB superior = ' num2str(F5dB2,'%10.2f') 'Hz'];

% A4 = ['Valor minimo = ' num2str(minimo,'%10.6g') ' ' Unidade '
'];
% A5 = ['Valor maximo = ' num2str(maximo,'%10.6g') ' ' Unidade '
'];
% A6 = ['N° de amostras = ' num2str((N-1),'%10.6g')];
% A7 = ['Duração = ' num2str(((N-1)/Xfs),'%10.6g') 's'];
% A8 = ['Faixa dinâmica = ' num2str(Nbits,'%1.6g') ' bits'];
title('R E S U M O');

text(2,6.0,A1); text(2,5.2,A2); text(2,4.4,A3);
text(2,3.6,A4); text(2,2.8,A5);
% text(2,2.0,A6); text(2,1.2,A7); text(2,0.4,A8);

axis off ;
set(gcf,'NumberTitle','off','Color',[1 1 1] );

if length(B) > 1
    figure
    freqz(B,A,1000,1000);
    set(gcf,'NumberTitle','off','Color',[1 1 1] );
    set(gcf,'Name','Filtragem Notch');
end

```

```
fid2 = fopen(nomesai,'w');  
L = length(PDSP);  
for l=1:L  
    fprintf(fid2,'%6.2f  %6.2f\n',F(l),PDSP(l));  
end  
fclose(fid2) ;
```

Função Emg126

```

function [vcg,vtt] = emg126(nomescr,Tamanho,PicoMed,Tnor,E60,Pbanda,nomesai) ;
%
%                               Análise Eletromiografia
%
%                               Frequência mediana
%
% Chamar:
%
%      nomescr   : nome do arquivo contendo script
%      Tamanho   : Tamanho da sequência a ser processada (ms)
%      Janela    : Janela para FFT
%                  1 - hanning           2 - hamming           3 - triangular
%                  4 - Chebyshev         5 - Kaiser            6 - retangular
%
%      ***** exemplos
%      *****
%
%      z = emg124('base1.txt',4000,2,1,1);
%      z = emg124('script.m',2000,1,0,0) ;
%      z = emg124('script.m',2000,2,0,1) ;
%
% por Antonio Marcos de Lima Araújo          AMLA
amarc@decom.fee.unicamp.br
% Ver. 1.0                                     em
31.3.1999

% z = emg124('script.m',2000,2) ;

% nomescr = 'script.m'; Tamanho = 3000 ; Janela = 2 ; trel = 1 ;

clc
close all

xMedia = 0 ;
xVaria = 0 ;
nEleme = 0 ;

A = 1 ;
B = 1 ;
fs = 1000 ;
if E60 == 0
    B = 1 ;
    A = 1 ;
    E600 = 0 ;
elseif E60 == 1
    [B,A]= mnotch(60,1,fs); % Notch
    E600 = 1 ;
elseif E60 == 2
    B = 1 ;
    A = 1 ;
    for LH = 1:8
        foo = 60*LH ;
        [Bno,Ano] = mnotch(foo,1,fs) ;
        B = conv(B,Bno) ;
        A = conv(A,Ano) ;
    end
end

```

```

        end
        E600 = 1 ;
    end
    if Pbanda == 0
        Bb = 1 ;
        Ab = 1 ;
    elseif Pbanda == 1 % passa alta em 10Hz
        fcorte = 10 ;
        [Bb,Ab]= butter(6,fcorte/(fs/2),'high') ;
        E600 = 1 ;
    elseif Pbanda == 2 % passa baixa em 450Hz
        fcorte = 450 ;
        [Bb,Ab]= butter(6,fcorte/(fs/2)) ;
        E600 = 1 ;
    elseif Pbanda == 3 % passa alta em 10Hz e baixa em 450
        fcorte = 10 ;
        [Bb0,Ab0]= butter(6,fcorte/(fs/2),'high') ;
        fcorte = 450
        [Bb,Ab]= butter(6,fcorte/(fs/2)) ;
        Bb = conv(Bb,Bb0);
        Ab = conv(Ab,Ab0) ;
        E600 = 1 ;
    end
    A = conv(A,Ab) ;
    B = conv(B,Bb) ;

    [vXnome,vCanais,vPini]= lerscr(nomescr) ;
    [u,SinoMax]= size(vCanais);
    % Relação dos Arquivos
    for k=1:3
        disp(['
end

disp(['
Arquivo
Canal
Posição
inicial']);
disp(['
']);
for kk=1:SinoMax
    disp(['
int2str(kk) '
vXnome(kk,:) '
num2str(vCanais(kk)) '
num2str(vPini(kk))]);
end

figure
set(gcf,'NumberTitle','off','Color',[1 1 1]) ;
set(gcf,'Name',['Processado : ' nomescr ' <> ' num2str(100*0/SinoMax,5) ' %
.... ' ]]);
drawnow ;

maxyy = 0 ;
Conta = 0 ;
vPPP = [] ;
fs = 1000 ;

for Sino = 1:SinoMax
    Xnome = vXnome(Sino,1:40) ;
    op = find(Xnome!=' ') ;
    Xnome = Xnome(op) ;
    [y,Vtemp]= leremgl(Xnome,vCanais(Sino)) ;

    Pi = vPini(Sino) ;
    Pf = Pi + Tamanho - 1 ;

```

```

if E600 == 1 % Elimina 60Hz e Harmônicas
    y = filtfilt(B,A,y) ;
end

Sinal = y(Pi:Pf) ;
% Sinal = Sinal/max(abs(Sinal)) ;
L = length(Sinal) ;
vtt = (0:1:(L-1))/fs ;
if Tnor == 1
    vtt = 100*vtt/max(vtt) ;
end

yabs = abs(Sinal);
[h]=firl(180,5/(fs/2)) ;
L = length(yabs) ;
yaux5 = [fliplr(yabs) yabs fliplr(yabs)];
yaux5 = filtfilt(h,1,yaux5) ;
yabs = yaux5((L+1):2*L) ;
if PicoMed == 1 % Normalização pelo pico
    yabs = yabs/max(yabs) ;
elseif PicoMed == 2 % Normalização pela média
    yabs = yabs/mean(yabs) ;
elseif PicoMed == 0 % Normalização pelo valor RMS
    equivalente
        vrm2 = std(yabs) + mean(yabs) ;
        yabs = yabs/vrm2 ;
    end
    vcg = yabs ;

% Cálculo do coeficiente de variação

xMedia = xMedia + sum(yabs) ;
yn = yabs - mean(yabs) ;
xVaria = xVaria + yn(:)'*yn(:) ;
nEleme = nEleme + length(yabs) ;

LL = length(vcg) ;
if Conta == 0
    Mvcg = vcg ;
    vcgMax = vcg ;
    vcgMin = vcg ;
    SQQ = vcg.^2 ;
else
    Mvcg = Mvcg + vcg ;
    SQQ = SQQ + vcg.^2 ;
    for ll=1:LL
        if vcg(ll) > vcgMax(ll)
            vcgMax(ll) = vcg(ll) ;
        end
        if vcg(ll) < vcgMin(ll)
            vcgMin(ll) = vcg(ll) ;
        end
    end
end
Conta = Conta + 1 ;

% Regressão Linear
ZZZ = [vtt;vcg]' ;
[SSS,PPP]= reglin(ZZZ);
vPPP(Sino) = PPP ;
maxv = max(vcg) ;

```

```

if maxv > maxyy
    maxyy = maxv ;
end

% Figura
subplot(211);
if Sino > 1
    plot(vtt,oldvcg,'r-'); hold on ; plot(vtt,oldSSS,'g-') ;
end
plot(vtt,vcg,'b-'); hold on ; plot(vtt,SSS,'k-') ;
if Tnor == 1
    xlabel('tempo(%));
else
    xlabel('tempo(s));
end
ylabel('Envoltória Normalizada'); grid on ;
v = axis ; axis([min(vtt) max(vtt) 0 1.1*maxyy]);
set(gcf,'Name',['Processado : ' Xnome ' <> ' num2str(100*Sino/SinoMax,5) '
% .... ']);
drawnow ;
oldvcg = vcg ;
oldSSS = SSS ;
end
Pvcg = Mvcg/Conta ;
vVCG = ((SQQ/Conta) - (Pvcg.^2)) ; % variância (SomQuada/N)-Média^2
vVCG = sqrt(vVCG);
uuu = Pvcg ; length(uuu)
xxx = vVCG ; length(xxx)
uuu = 100*vVCG ;
uuu = uuu./Pvcg ;

plot(vtt,oldvcg,'r-'); hold on ; plot(vtt,oldSSS,'g-') ;

subplot(111);
maxyy = 1.1*max(Pvcg+vVCG) ;

ZZZ = [vtt;Pvcg] ;
[SSS,PPP]= reglin(ZZZ);

DL = fix(LL/80);
for l=1:DL:LL
    Po = vtt(l) ;
    vamin = Pvcg(l) - vVCG(l) ;
    vamax = Pvcg(l) + vVCG(l) ;
    plot([Po Po],[vamin vamax],'b-'); hold on
%     vaminl = Pvcg(l) - (vVCG(l)/sqrt(Conta)) ;
%     vamaxl = Pvcg(l) + (vVCG(l)/sqrt(Conta)) ;
%     plot([Po Po],[vaminl vamaxl],'y-');
end
for l=1:LL
    Po = vtt(l) ;
%     vamin = Pvcg(l) - vVCG(l) ;
%     vamax = Pvcg(l) + vVCG(l) ;
%     plot([Po Po],[vamin vamax],'b-'); hold on
    vaminl = Pvcg(l) - (vVCG(l)/sqrt(Conta)) ;
    vamaxl = Pvcg(l) + (vVCG(l)/sqrt(Conta)) ;
    plot([Po Po],[vaminl vamaxl],'y-');
end

plot(vtt,(Pvcg-vVCG),'b-'); plot(vtt,(Pvcg+vVCG),'b-');
plot(vtt,(Pvcg-(vVCG(l)/sqrt(Conta))), 'b-');

```

```

plot(vtt, (Pvcg+(vVCG(1)/sqrt(Conta))), 'b-');

% plot(vtt,vcgMin,'r. '); plot(vtt,vcgMax,'r. ');
plot(vtt,Pvcg,'k-');
ylabel('Envoltória Normalizada'); grid on ;
v = axis ; axis([min(vtt) max(vtt) 0 1.2*maxyy]);
px = min(vtt) + 0.7*(max(vtt)-min(vtt)) ;
if Tnor == 1
    xlabel('tempo (%)')
else
    xlabel('tempo(s)');
end

set(gcf,'NumberTitle','off','Color',[1 1 1] );
set(gcf,'Name',['Arquivo : ' nomescr] );

xMedia = xMedia/nEleme ;
xVaria = sqrt(xVaria/nEleme) ;
CoeVar = 100*xVaria/xMedia
v = axis ;
title(['CV = ' num2str(CoeVar,'%8.2f') '%']);

figure
plot(vtt,uuu) ; grid on ;
set(gcf,'NumberTitle','off','Color',[1 1 1] );
set(gcf,'Name',['Arquivo : ' nomescr] );
ylabel('CV(% )');
if Tnor == 1
    xlabel('tempo(% )');
else
    xlabel('tempo(s)');
end
v = axis ;
title(['CV = ' num2str(CoeVar,'%8.2f') '% CV2 = ' num2str(mean(uuu),'%8.2f')
'%']);

drawnow ;

fid2 = fopen(nomesai,'w');
L = length(vcg)
for l=1:L
    fprintf(fid2,'%6.2f %6.2f\n',vtt(l),Pvcg(l));
end
fclose(fid2) ;

```