

MIRIAN HIDEKO NAGAE

***ESTUDO ELETROMIOGRÁFICO DAS PARTES ANTERIOR
MÉDIA E POSTERIOR DO MÚSCULO TEMPORAL NA
CINÉTICA MANDIBULAR***

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

Orientador: Prof Dr Fausto Bérzin

PIRACICABA
2007

**FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA
BIBLIOTECA DA FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA**

Bibliotecário: Marilene Girello – CRB-8ª. / 6159

N131e	Nagae, Mirian Hideko. Estudo eletromiográfico das partes anterior, média e posterior do músculo temporal na cinética mandibular. / Mirian Hideko Nagae. -- Piracicaba, SP: [s.n.], 2007. Orientador: Fausto Bérzin. Tese (Doutorado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba. 1. Eletromiografia. 2. Cinética. 3. Mandíbulas. 4.. Músculo temporal. I. Bérzin, Fausto. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título. (mg/fop)
-------	--

Título em inglês: Electromyographic study part's anterior, medium, posterior in mandibular cinétic.

Palavras-chave em inglês (*Keywords*): 1.Electromyography. 2.Kinetics. 3.Mandibles. 4.Temporal Muscle.

Área de concentração: Anatomia

Titulação: Doutor em Biologia Buco-Dental

Banca examinadora: Eduardo Grossmann, Helenice Jane Cote Gil Coury, Maria Cecília Marconi Pinheiro Lima, Raul Sartini Filho, Fausto Bérzin

Data da defesa: 18/02/2007

Programa de Pós-Graduação: Biologia Buco-Dental



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de DOUTORADO, em sessão pública realizada em 16 de Fevereiro de 2007, considerou a candidata MIRIAN HIDEKO NAGAE aprovada.

PROF. DR. FAUSTO BERZIN

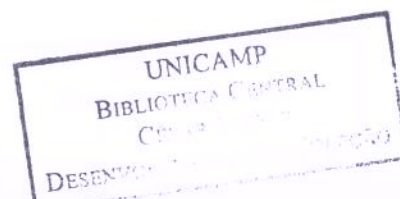
PROFa. DRa. HELENICE JANE COTE GIL COURY

PROF. DR. EDUARDO GROSSMANN

PROFa. DRa. MARIA CECÍLIA MARCONI PINHEIRO LIMA

PROE. DR. RAUL SARTINI FILHO

200718149



DEDICATORIA

“Dedico não só esta tese, mas todo meu percurso de pós graduação ao Prof. Fausto e à Graça, que me amparam de todas as formas, como um pai ampara um filho... Hoje entendo a extensão das palavras do senhor, quando no início me dizia que a carreira acadêmica é um mundo à parte, onde o investimento intelectual necessita exceder ao senso comum para podermos atingir produções de qualidade. Obrigada por permitir compartilhar de sua genialidade, que só acrescentam aos que estão ao seu lado! E como não poderia deixar de ser, por trás de um grande homem, REALMENTE há uma grande mulher. Graça, desde o início sua parceria foi fundamental, onde vejo que com sua forma sábia e lutadora permite que produções maravilhosas e construtivas possam ocorrer. Estou finalizando mais uma etapa, mas tenho plena consciência de que não teria chegado até aqui sem o companheirismo de vocês!”

Dedicatória especial,

“Dedico esta tese aos meus pais, pois sei que tudo só foi possível graças a um investimento de toda uma vida ... Fui estimulada desde criança a estudar, os melhores colégios, cursos, livros, tudo o que fosse voltado para o intelectual sempre me foi oferecido . Mas sei que tudo isso tem um custo, no qual muitas vezes sacrifícios tiveram que serem feitos para que tais momentos me fossem favorecidos. Mas na vida tudo que se planta também se colhe, estou feliz por ver que os frutos estão vindo, em forma de netos, de filhos que conduzem dignamente suas famílias e por poder proporcionar este momento de alegria com o título de doutora, que tem uma importância muito grande em uma família japonesa !”

“Querido Julio, acabamos mais uma fase, pois literalmente tive seu apoio integral nos momentos em que mais me fragilizei. Percebia sua preocupação comigo e como tentava me proporcionar conforto em fases difíceis pelas quais passei. Temos uma longa caminhada ainda pela frente, mas como é bom ter você ao meu lado !”

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Agradeço à cidade de Piracicaba que me recebeu de braços abertos, onde conheci amigos preciosos, como a Gislayne Cervený (Giza) que apesar de não nos vermos o quanto gostaríamos sei que posso contar em momentos difíceis, como Dr. Raul Sartini que me deu a melhor definição de oração “*Mirian, orar é olhar para o outro e querer do fundo do coração o bem dela!*”, como o Marcelo Alves (Siri), que do seu jeito caladão e discreto é de uma generosidade e lealdade infinita.

À Erica da pós graduação e a Marilene da biblioteca que além de um profissionalismo imensurável, também conseguem acudir as pessoas nos momentos de aperto, com delicadeza e generosidade.

À Joelma que não sei como, mas consegue nunca dizer não às pessoas, estando sempre pronta a ajudá-las.

À CAPES que me proporcionou a Bolsa de estudos.

Aos meus amigos de laboratório Cynthia, Maise, Cláudia, Cristiane, César, Felipe, João Netto entre outros.

À Fernanda e Gisele da graduação que me ajudaram na confecção do trabalho.

E finalmente à FOP, que foi meu local de aprendizado por tantos anos, proporcionando uma diferenciação acadêmica que não teria conseguido em nenhum outro local.

RESUMO

Este estudo teve por finalidade investigar por meio da eletromiografia de superfície a atividade elétrica, unilateral direita das partes anterior, média e posterior do músculo temporal, na situação postural de repouso mandibular, durante a contração voluntária máxima (CVM) e nos movimentos de abaixamento leve e máximo mandibular, propulsão, retropulsão, protrusão, retrusão, lateralidade homolateral direita e lateralidade contralateral. Foram investigados 21 sujeitos, gênero masculino, Classe I de Angle, com faixa etária entre 18 e 40 anos, tricotomizados, sem história de Disfunção Temporomandibular, bruxismo e/ou apertamento dental. O equipamento utilizado foi o eletromiógrafo Myosystem I da DataHominis Tecnologia Ltda, 12 canais, 12 bites de resolução, CMRR de 112dB @ 60Hz com módulo de conexão para eletrodos passivos, ajuste para ganho entre 1 a 16.000 vezes, filtro *Butterworth*, passa alta de 15Hz e passa baixa de 1KHz, placa conversora A/D, modelo PCI-DAS 1200, Myosystem da Prosecon Ltda. O eletrodo de referência foi fixado junto ao osso externo do voluntário e para a captação dos sinais foi utilizado eletrodo de superfície passivo, descartável, bipolar da Noraxon® USA Inc, modelo 272, formato circular, diâmetro de 1cm, de Ag/AgCl, com distância intereletrodo pré-fixado de 1cm, acoplados a um pré-amplificador da Lynx Tecnologia, formando um circuito correspondente a um transdutor diferencial. Para processamento e análise dos sinais foi utilizado o *software* Myosystem-BR1 da DataHominis Tecnologia Ltda (versão 2.9). Os sinais foram captados com os voluntários sentados, com o plano de Frankfurt paralelo ao solo, olhos abertos e fixos no horizonte. A frequência de amostragem para a captação do sinal foi de 2000Hz e a duração de cada situação analisada foi de 5 segundos. Para análise do sinal eletromiográfico foi calculado o valor do *Root Means Square* (RMS). Na situação postural de repouso os valores obtidos não foram considerados estatisticamente significativos para a atividade elétrica das partes anterior, média e posterior do músculo temporal, de acordo com os testes de Shapiro-Wilk (1965), coeficiente de assimetria e teste do sinal. A função de correlação entre as partes anterior, média e posterior do músculo temporal foi considerada estatisticamente significativa na posição postural de repouso, para as partes média e posterior (63%); na contração voluntária máxima, para as partes anterior e posterior(74%); no abaixamento leve

mandibular, para as partes média e posterior (63%); no abaixamento máximo mandibular, para as partes anterior e média (68%), partes média e posterior (67%) e partes anterior e posterior (61%); na propulsão mandibular, para as partes anterior e média (67%); na protrusão mandibular, para as partes anterior e média (67%) e partes média e posterior (60%); na retrusão mandibular, para as partes média e posterior (62%), anterior e média (61%) e anterior e posterior (60%); na lateralidade mandibular homolateral direita, para as partes média e posterior (76%); na lateralidade mandibular contralateral, para as partes média e posterior (70%) e somente para retropulsão mandibular não houve correlação estatisticamente significativa para nenhuma das partes.

ABSTRACT

This study aimed at investigating through surface myography the electrical activity of front, middle, and back parts of temporal muscle, situation of resting jaw, during maximal voluntary contraction (MVC), and in the movements of slight and maximal mandibular drop, propulsion, retropulsion, protusion, retrusion, right homolateral laterality, and contralateral laterality. There were 21 subjects investigated, male gender, Angle Class I, age group ranging from 18 to 40 years old, tricotomized, showing no history of Temporomandibular, bruxism, and/or dental clenching. The equipment used was Myosystem I electromyographer by DataHominis Tecnologia Ltda, with 12 channels, resolution of 12 bytes, CMRR of 112dB @ 60Hz with connection module for passive electrodes, adjustment para ganho between 1 to 16.000 times, *Butterworth* filter, 15Hz high pass, and 1KHz low pass; A/D converting plaque, model PCI-DAS 1200, Myosystem by Prosecon Ltda. Reference electrode was fixed next to the volunteer's external bone, and to pick up the signal a passive surface electrode was used, dischargeable, bipolar by Noraxon® USA Inc, model 272, circular shaped, 1cm in diameter, of Ag/AgCl, with distance between the electrodes pre-fixed in 1cm, coupled together to a pre-amplifier by Lynx Tecnologia, forming a circuit corresponding to a differential transducer. To process and analyze signals it was used the Myosystem-BR1 *software* by DataHominis Tecnologia Ltda (version 2.9). The signals were picked up with volunteers sitting, with the Frankfurt plan parallel to the floor, open eyes and horizon gazing. The sampling frequency to pick up the signal was of 2000Hz, and the duration of each event was of 5 seconds. For the electromyography signal analysis it was calculated the *Root Means Square (RMS)* value. At the resting posture position the values obtained were not considered statistically significant for the electrical activity of the front, middle, and back parts of the temporal muscle, according to Shapiro-Wilk tests (1965), asymmetry coefficient, and signal test. The correlation function between front, middle, and back parts of temporal muscle was considered statistically significant at the resting posture situation, to the middle and back parts (63%); at the maximal voluntary contraction, to the front and back parts (74%); at the slight mandibular drop, to the middle and back parts (63%); at the maximal mandibular drop, to the front and middle parts (68%), back and middle parts (67%), and front and back

parts (61%); at the mandibular propulsion, to the front and middle parts (67%); at the mandibular protusion, to the front and middle parts (67%), and back and middle parts (60%); at the mandibular retrusion, to the middle and back parts (62%), front and middle (61%), and front and back (60%); at the right mandibular homolateral laterality, to the middle and back parts (76%); at the mandibular contralateral laterality, to the middle and back parts (70%), and only to the mandibular retropulsion there was no correlation statistically significant to any of the parts.

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	1
2	REVISÃO DA LITERATURA	3
3	PROPOSIÇÃO	17
4	MATERIAL E MÉTODOS	19
5	RESULTADOS	35
6	DISCUSSÃO	67
7	CONCLUSÃO	79
	REFERÊNCIAS	81
	ANEXOS	89

1 INTRODUÇÃO

A biomecânica crânio-mandibular envolve uma complexa engrenagem de sistemas como ósseo, oclusal, muscular e outros, que permitem a manutenção tanto da estática como da dinâmica do aparelho estomatognático, a fim de favorecer o funcionamento de funções importantes como a respiração, mastigação, deglutição e fala.

Recursos radiográficos, cefalométricos e fotográficos têm auxiliado na investigação dos aspectos estáticos porém, a miofuncionalidade dessa engrenagem deixa claro que elementos isolados e estáticos, não são suficientes para sua compreensão, principalmente quando eventos patológicos estão envolvidos.

Estudos que tem permitido investigar a cinesiologia como exames cinemáticos, videofluoroscópicos, eletrognatográficos, têm sido incorporados, a fim de favorecer a visualização da dinâmica presente na biomecânica crânio-mandibular (Smith *et al.*, 1997).

A musculatura é de extrema importância nesses casos porém, o conhecimento de aspectos isolados como sua localização anatômica e função nem sempre são suficientes para a compreensão de alguns mecanismos como de estabilidade e reflexos protetores miotáticos.

O conceito de cadeias musculares oferece uma perspectiva de movimento conjugado ao restante do corpo. Verificamos ainda que determinados músculos têm a capacidade de favorecer a função de ajuste necessário a esse equilíbrio dinâmico, desempenhando com isso funções múltiplas dependendo da situação ocorrida.

No sistema estomatognático, o músculo temporal é capaz de atuar agônica, antagônica e sinergicamente, dependendo da situação (Madeira, 1995). Tal fato é favorecido por sua localização anatômica entre o crânio e a mandíbula e sua disposição morfológica em leque que permite excursões diversas.

O músculo temporal apresenta três partes: anterior média e posterior que apesar de independentes relacionam-se entre si sincronicamente e com outros músculos como o masseter, pterigóideo medial, pterigóideo lateral e o grupo dos supra-hióideos, auxiliando nas múltiplas excursões mandibulares como elevação, protrusão, retrusão e lateralidade.

A eletromiografia tem sido um recurso muito utilizado em pesquisas para investigar o padrão da atividade elétrica do músculo temporal que apresenta massa muscular bem definida e ausência de superposições ou músculos adjacentes próximos (Moyers, 1950).

Autores como Moyers (1950), Latif (1957), Vitti & Basmajian (1976), Ahlgren (1985, 1986), Fernandez (1985) e Blanksma Van Eijden (1990), estudaram por meio da eletromiografia de agulha e fio as porções anterior, média e posterior do músculo temporal, porém, a forma da participação do músculo e o papel exercido pelas partes que o compõe nem sempre são claramente compreendidos. Problemas metodológicos de captação dos registros eletromiográficos neste caso também são diversos, como dificuldade na fixação dos eletrodos em função do aspecto delgado e fino do músculo temporal, localização da musculatura logo acima de uma superfície óssea, instabilidade do eletrodo, área de captação restrita, dor, desconforto, distância de fixação intereletrodo podem ocasionar resultados insatisfatórios (Basmajian & De Luca, 1985; Bérzin, 2004).

Eletrodos de superfície bipolares passivos também têm sido utilizados (Faria & Bérzin 1998, Scott *et al.*, 2002, Lindauer & Rendell, 1993 e Ahlgren *et al.*, 1985). Os registros porém, nem sempre são possíveis em todas as partes, como a média e posterior do músculo temporal em função da dificuldade na fixação dos eletrodos devido a presença de cabelo, pêlo e tendão. Assim, este estudo teve por finalidade investigar, através da eletromiografia de superfície, a atividade elétrica das partes anterior, média e posterior do músculo temporal em sujeitos Classe I de Angle, durante as situações postural de repouso da mandíbula e contração voluntária máxima - CVM e nos movimentos de abaixamento leve e máximo da boca, propulsão, retropulsão, protrusão, retrusão, lateralidade homóloga e contralateral da mandíbula (Figún & Garino, 1994; Sicher & Dubrul, 1991).

2 REVISÃO DA LITERATURA

A revisão da literatura abordará três enfoques. O primeiro refere-se aos estudos e avanços tecnológicos em relação à técnica utilizada neste trabalho, a Eletromiografia. Em seguida, é apresentada uma explanação quanto à anatomia topográfica e descritiva do músculo temporal no sistema estomatognático. E por fim, serão abordadas as diversas funções exercidas por esta musculatura com e sem registros eletromiográficos. A ordem cronológica nem sempre será seguida, com o intuito de promover um melhor entendimento do texto.

2.1 ELETROMIOGRAFIA

Segundo Basmajian & De Luca (1985), o estudo dos músculos em rãs, já era realizado há mais de 200 anos por Galvani. Mas foi Duchene em 1949 quem realizou os primeiros experimentos sobre a cinesiologia muscular através da estimulação elétrica “*in vivo*” e em cadáveres, logo após a morte, quer diretamente nos músculos ou através de seus nervos.

No corpo humano as células musculares e nervosas são as que geram maior atividade elétrica. A detecção e registro do sinal elétrico, gerado pela despolarização da membrana de suas células é denominada ELETROMIOGRAFIA - EMG, que tem permitido investigações tanto em nível neuromuscular como cinesiológico e biomecânico de acordo com Bérzin (2004).

Um conceito clássico de Eletromiografia Cinesiológica foi apresentado por Acierno *et al.*, (1995), como sendo o estudo da função muscular através da análise do sinal elétrico emanado durante a contração muscular.

Os registros obtidos através da Eletromiografia Cinesiológica tem sido hoje vastamente utilizados como forma de documentação científica tanto em pesquisa pura como aplicada, ou seja, em estudos clínicos onde processos bioquímicos e fisiológicos podem ser profundamente estudados de maneira não invasiva.

O fascínio e as facilidades tecnológicas geradas pelo exame, no entanto, retratam uma realidade sabiamente descrita por De Luca (1993) “A Eletromiografia é muito fácil de usar e de se abusar”. Turker (1993), Soderberg & Cook (1994), De Luca (1997) alertam para a

importância de uma padronização nos procedimentos a fim de não acarretar erros ou distorções no resultados obtidos.

Em função dessa preocupação, especialistas de várias partes do mundo, incluindo a *International Society of Electromyography and Kinesiology* - ISEK, se reuniram em Viena (2004), para recomendar procedimentos metodológicos básicos que foram apresentados em um documento denominado *European Recommendations for Surface Electromyography* - SENIAM, publicado originalmente em 1999.

Dentre essas recomendações, informações quanto às características do equipamento em si, como a impedância de entrada do amplificador, superior a 100 megaohms a fim de reduzir ao máximo possíveis resistências do fluxo da corrente e o fator de rejeição comum - CMRR ser superior a 80dB para suprimir sinais da mesma polaridade derivados de interferências elétricas de várias origens são preconizadas por De Luca (1997) e Correia *et al.*, (1998), e a descrição do tipo de filtro analógico, são hoje considerados pré requisitos mínimos.

Com relação aos transdutores de captação, os eletrodos de superfície são os utilizados em músculos superficiais, por proporcionar conforto, facilidade na colocação e não constituírem uma técnica invasiva, segundo Soderberg & Cook (1994). Podem ser, por exemplo, do tipo passivo bipolar que se limitam a detectar a atividade mioelétrica e enviá-la ao pré-amplificador ou do tipo ativo que contém no interior da própria estrutura de suporte um pré- amplificador diferencial que subtrai e amplifica o sinal logo à saída da pele, de acordo com Correia *et al.*, (1998), reduzindo possíveis interferências como ruídos ou contaminações de músculos adjacentes.

Outra preocupação é quanto à captação de sinais gerados por músculos outros que não o músculo de interesse, denominado *cross talk*, contaminação do sinal eletromiográfico por um músculo adjacente, segundo Dimitrov *et al.*, (2003).

Cuidados com a distância intereletrodos alertados por Dimitrov *et al.*, (2003), testes de função no músculo de interesse e nos adjacentes recomendado por De Luca (1993), utilização do eletrodo ativo bipolar sugerido por Matthews (1934) e filtro passa alta, referidos por Reucher (1987), podem atenuar a contaminação do sinal desejado.

Quanto ao processamento do sinal eletromiográfico em condições dinâmicas, a investigação qualitativa da amplitude do padrão de atividade muscular e suas relações entre diferentes músculos no domínio temporal pode ser processado de diferentes formas como o

RMS, raiz quadrada da média eletrônica dos quadrados da corrente ou da voltagem ao longo do ciclo, que nos fornece a energia instantânea do sinal. Outra possibilidade se refere a envoltória linear que constitui uma média móvel do sinal, segundo Winter (1990).

A análise qualitativa, no entanto, não permite uma mensuração dos dados que possibilite uma comparação intersujeitos, músculos, ou situações uma vez que não subtrai as diferenças interindividuais da amostra, salienta Portney (1993).

Para a validação desses dados, faz-se necessária uma normalização, obtida por um valor de referência eletromiográfico expresso em porcentagem, que permitirá uma comparação entre os valores obtidos. Um critério que padronize essa normalização ainda é muito controverso, salientam Winter (1990), Acierno *et al.*, (1995), Knutson (1994).

Uma das possibilidades tem sido a normalização pelo pico máximo, média e contração voluntária máxima de acordo com Ervilha *et al.*, (1998), sendo que a escolha recai sobre o critério que apresente menor Coeficiente de Variação - CV, por exemplo.

2.2 ANATOMIA DO MÚSCULO TEMPORAL

O conhecimento anatômico descritivo e topográfico da musculatura investigada é de suma importância na eletromiografia, uma vez que fatores, como localização precisa da musculatura; porções distintas musculares; proximidade de músculos adjacentes; componentes como fáscia, tendão, artérias, veias, nervos e tecido adiposo podem comprometer o sinal captado.

Descrições de estudos clássicos como de Testut & Latarjet (1956) já referiam o músculo temporal como apresentando aspecto aplainado, triangular com localização na fossa temporal. Superiormente com origem na linha inferior temporal, fossa temporal, aponeurose temporal e arco zigomático. Deste ponto suas fibras se dirigem até o processo coronóide e se inserem na sua face interna, vértices e bordas. Relaciona-se com 3 faces, a interna com a fossa temporal e inferiormente a ela com os músculos pterigóideo lateral e bucinador. A externa está em relação com a aponeurose temporal, arco zigomático e músculo masseter e a posterior ocupa um canal na base do processo zigomático e a face anterior se relaciona com o canal alveolar. Aponeurose temporal se estende da linha temporal superior à borda superior do arco

zigomático. É separado da pele por uma capa de tecido celular e uma prolongação lateral da aponeurose epicraneal. Possui 3 nervos temporais profundos: anterior, médio, posterior e ramos do maxilar inferior.

Topograficamente, Testut & Jacob (1958) descreveram o músculo temporal camada à camada. Possui aspecto avantajado facilmente reconhecível ao tato com o processo orbitário externo à frente e acima e arco zigomático abaixo. Superficialmente apresenta 3 planos: pele com pontos sinuosos da artéria temporal superficial, tecido subcutâneo com a presença de vasos e nervos superficiais e aponeurose epicraneal que é uma lâmina fibrosa em cuja face externa encontramos os músculos auricular anterior e superior, músculos considerados rudimentares sem importância. Abaixo dela unindo-a ao plano subjacente se vê uma capa de tecido celular frouxo. Aponeurose temporal é uma lâmina fibrosa muito resistente situada por debaixo da aponeurose epicraneal. Na aponeurose há um compartimento denominado temporal, onde se encontra o músculo temporal. Debaixo do músculo temporal entre o plano ósseo encontramos: 3 artérias temporais profundas, anterior, média e posterior, 3 nervos temporais profundos, anterior, médio e profundo. Este compartimento não está ocupado somente pelo músculo temporal, mas há espaços de massas de célula adiposa, que desemboca na parte externa muscular. Aprofundando às camadas da região temporal encontramos o plano esquelético, as meninges e por fim as circunvoluções cerebrais (Figura 1).

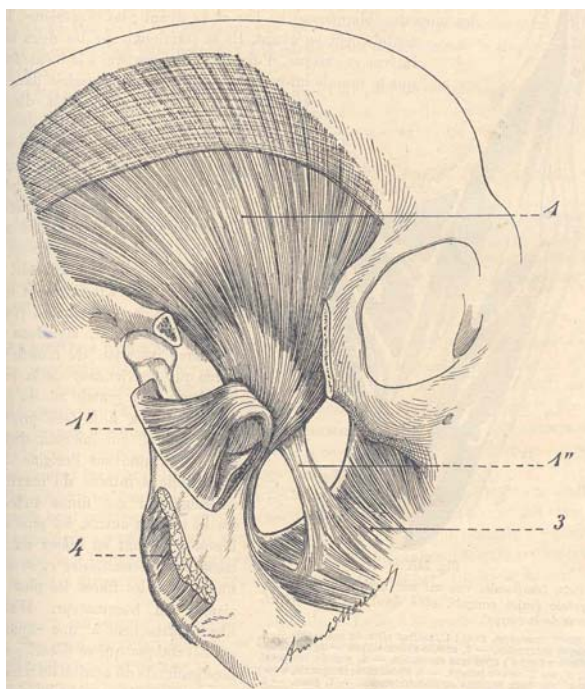


Figura 1 – Vista frontal do músculo temporal direito. Músculo temporal 1, fascículo jugal 1', expansão para músculo bucinador 1'', músculo bucinador 3, músculo masseter 4..
Fonte: Testut & Latariet (1988)

Segundo Figún e Garino (1989), o músculo temporal apresenta diferentes pontos de inserção cujas fibras musculares convergem para o processo coronóide da mandíbula, sendo quase verticais as anteriores, oblíquas para baixo e para frente as médias e horizontais as posteriores. Terminam nas faces lateral e medial de uma lâmina tendinosa transformada em um robusto tendão que se fixa no processo coronóide da mandíbula em sua borda anterior e posterior, parte superior da face lateral e toda extensão da face medial (crista temporal) até o trígono retromolar. Possui também fibras musculares que conectam o disco e a cápsula da articulação temporomandibular com seu tendão. A face medial corresponde em seus três quartos superiores a superfície óssea da fossa. Apresenta relação pela face lateral diretamente por cima com a aponeurose temporal, da qual se acha separada mais abaixo pelo panículo adiposo, arco zigomático e músculo masseter, cujas fibras confundem-se com o tendão do músculo temporal sulcada pelas faces e nervos temporais profundos. O setor inferior pertence à fossa infratemporal onde se relaciona com os músculos pterigóideos e mais adiante se acha separada do músculo bucinador pelo corpo adiposo da boca.

Sicher (1952) descreve que a inervação do músculo temporal é realizada pelo nervo temporal, terceira divisão do nervo trigêmeo. O músculo temporal é composto de três partes anterior, média e posterior. As inervações média e posterior surgem em filamentos separados da terceira divisão do nervo trigêmeo depois de emergir do forame oval. O nervo temporal anterior começa unido ao nervo bucal, o tronco comum corre unido para a base do crânio proveniente do forame oval anteriormente e lateralmente. O nervo temporal anterior é separado do nervo bucal, depois de ter passado entre as duas faces do músculo pterigóideo.

Snell (1984) descreve que o músculo temporal está localizado na fossa temporal, sendo que a mesma é limitada pela linha temporal superior ao lado do crânio, adiante pelo processo frontal do osso zigomático, e abaixo pelo arco zigomático. Apresenta uma fáscia temporal que reveste o músculo acima do arco zigomático. Insere-se acima na linha temporal superior e abaixo na margem superior do arco zigomático. Sua superfície profunda origina o músculo temporal.

Willians *et al.*, (1995) relatam que o músculo temporal estende-se como um leque à partir da maior parte da fossa temporal, exceto de sua parte zigomática, partindo da face profunda da fáscia temporal. Suas fibras convergem e descem em um tendão que passa entre o arco zigomático e a parede craniana onde é então fixado na face medial, ápice bordas anterior e posterior do processo coronóide e borda anterior do ramo da mandíbula quase até o terceiro molar. As fibras anteriores do músculo temporal descem verticalmente, trançadas posteriormente, as fibras médias são progressivamente oblíquas enquanto a maioria das posteriores é horizontal. A fáscia que cobre o músculo temporal é uma resistente aponeurose sobreposta pelos músculos auriculares anterior, superior e parte do orbicular dos olhos. Acima ela é única e inserida em toda linha temporal superior, abaixo possui duas lâminas inseridas nas margens lateral e medial da borda superior do arco zigomático. Na sua face profunda estão inseridas as fibras superficiais do músculo temporal. Realiza elevação da mandíbula para fechar a boca e aproximar os dentes. Isto requer a elevação pelas fibras anteriores e retração pelas fibras posteriores visto que a cabeça da mandíbula está junto ao tubérculo articular quando a

boca está aberta. As fibras posteriores retraem a mandíbula à partir da protrusão. O músculo está relacionado com os movimentos laterais de trituração.

Sicher & Tander (1981) referem que a fáscia temporal que recobre o músculo começa ao longo da linha temporal superior unindo-se com o perióstio cobrindo todo o músculo. A fáscia não acompanha o músculo temporal até o seu término mas insere-se na borda posterior do processo frontal do osso zigomático e na borda superior do arco zigomático. Apresenta numerosas fibras superficiais que têm origem na fáscia temporal que recobre o músculo superiormente.

Testut & Latarjet (1988) referem que a aponeurose temporal é uma lâmina fibrosa muito resistente, com mesmo formato do músculo que a envolve. Suas dimensões verticais são muito menores já que em lugar de descer até a base do processo coronóide, como o músculo, termina no arco zigomático. Não envolve portanto o músculo inteiro, somente uma parte, ou seja ocupa a fossa temporal. A aponeurose tem os mesmos limites que a fossa temporal.

Eriksson & Thornell (1983) descrevem que a parte anterior e média do músculo temporal é composta de 47% de fibras musculares tipo I, resistentes à fadiga com baixo limiar de irritabilidade.

Stalberg *et al.*, (1986) relatam que o teor das fibras mais finas do tipo IIb é de cerca de 45% o que leva a uma alta densidade fibrosa no músculo temporal.

De acordo com Ringqvist (1974) citado por Bumann & Lotzmann (2003), refere que no músculo temporal, fibras musculares do tipo IIa não aparecem e os do tipo IIc aparecem em cerca de 4%.

Bumann & Lotzmann (2003), afirmam que a inserção da parte posterior do músculo temporal localiza-se na parte lateral do complexo disco condilar.

Ahlgren (1985) relata que o músculo temporal apresenta o formato de um leque, sendo que a transição de suas fibras verticais para horizontais ocorre gradualmente. As fibras horizontais por sua vez, deslizam contra o lado superior da origem do processo zigomático do osso temporal – “*sulcus zygomaticus*”.

Gaughran (1957), chamava a atenção para a superfície anterior do músculo temporal que em sua fáscia temporal profunda apresentava uma proeminência espessa, a banda têmporo-bucinatora .

Howland & Brodie (1966) relatam que após 200 dissecções do músculo bucinador realizadas por Ransford (1963), a organização do mesmo não é tão simples. No ponto coronóide de origem do músculo bucinador, há uma banda tendinosa convergida da porção anterior do tendão do músculo temporal que se dirige para baixo, para frente se estendendo medialmente até o músculo bucinador .

Harn & Shackelford (1982), realizaram 40 dissecções em cadáveres e observaram por meio de estudos histológicos que os tendões superficiais e profundos juntamente com a fáscia do músculo temporal se dirigem inferiormente ao longo do ramo da mandíbula formando uma estrutura denominada complexo fáscial tendinoso, que funciona como uma estrutura unificada na área buco-oral servindo como um ponto de junção entre os músculos da mastigação, bucinador e milo-hióideo .

2.3 FUNÇÃO DO MÚSCULO TEMPORAL

2.3.1 PUBLICAÇÕES SEM REGISTROS ELETROMIOGRÁFICOS

Testut & Latarjet (1956) referem que o músculo temporal participa da elevação mandibular e retração da cabeça da mandíbula quando este último é conduzido para frente pelo músculo pterigóideo lateral.

Ash & Ramfjord em 1996 descrevem que o músculo temporal tem 2 ou 3 componentes funcionais que são paralelos às fibras musculares, porém não são classificados como músculos separados. As fibras anteriores são quase verticais, as fibras médias têm curso oblíquo e as posteriores são quase horizontais antes de se dobrarem para baixo em direção à mandíbula. O músculo temporal é o principal posicionador da mandíbula quanto à elevação. É considerado mais sensível a interferências oclusais do que qualquer outro músculo mastigatório. Normalmente as fibras anteriores se contraem ligeiramente antes do descanso das fibras quando se inicia a elevação da mandíbula. As fibras posteriores são ativas em movimentos mandibulares para frente do mesmo lado, mas uma retração bilateral da mandíbula a partir de uma posição protraída envolve todas as fibras do músculo temporal.

Madeira (1995) relata que o músculo temporal é recoberto por uma densa fáscia temporal, sendo esta revestida por uma aponeurose e possui um arranjo bipenado. A função da fáscia no músculo temporal é cobrir, proteger e oferecer uma inserção como se fosse uma aponeurose e contrapor à força do masseter que traciona o arco zigomático agindo como um elemento suspensor pela sua fixação no arco. É considerado um músculo de movimento não de força. Suas fibras são paralelas e não trançadas como a do masseter além de mais longas e menos tendíneas. Atua quando a mandíbula se eleva sem oposição, mas caso o músculo masseter e pterigóide medial engagem mais força, o músculo temporal é acionado. A elevação mandibular é realizada com mais potência por suas fibras anteriores que é mais espessa e a porção posterior é retrusora.

Moller (1966) refere que as fibras musculares na parte anterior do músculo temporal seguem em direção vertical e servem como elevadores da mandíbula.

Blanksma & Van Eijden (1990) afirmam que a parte média do músculo temporal possibilita o fechamento da boca e vetorialmente uma retrusão mandibular.

Dubrul (1980) & Zwijnenburg (1996) citado por Bumann & Lietzmann em 2003 em estudos experimentais comprovam uma clara retrusão na ativação da parte posterior do músculo temporal.

2.3.2 PUBLICAÇÕES COM REGISTROS ELETROMIOGRÁFICOS

2.3.2.1 Registros eletromiográficos com eletrodo bipolar intramuscular

Basmajian (1978) & De Luca utilizando eletrodos de fio analisou o músculo temporal em sujeitos com selamento labial e sem oclusão dental, juntamente com Latif (1957) que possuía a mesma linha de trabalho, concluíram que na posição de repouso fisiológico mandibular as fibras posteriores estão continuamente mais ativas que as anteriores. Na mordida em topo incisal relatam que em 40% as fibras anteriores predominaram, 22% as posteriores e o restante as mediais. Na oclusão molar todas as fibras foram ativas. Na retração da mandíbula as fibras posteriores foram marcadamente ativas e menor atividade foi encontrada nas fibras anteriores no movimento de protrusão para retrusão. Na protrusão refere que não encontrou atividade. No movimento de lateralidade esquerda relata que atuam mais as fibras posteriores esquerda e levemente as anteriores direita. Na depressão mandibular o músculo temporal é inativo, quando é forçado a depressão alguns potenciais aparecem sugerindo que o músculo temporal atua protegendo contra o deslocamento da mandíbula.

Vitti & Basmajian (1976) referem que não havia atividade no repouso do músculo temporal. Relatam que na mordida em topo incisal os sujeitos com dentição completa e parcial ativaram as fibras anteriores e mediais. Nos edêntulos todas as fibras foram ativas.

Ahlgren *et al.*, (1985) em estudo eletromiográfico realizado no músculo temporal nas partes anterior, média e posterior com eletrodos intramusculares bipolar de fio, durante a contração voluntária máxima e repouso observaram que a parte posterior do músculo temporal auxilia na manutenção da postura mandibular. Não observaram diferença entre as 3 porções do

músculo na contração voluntária máxima, mas em relação às partes constatou diferenças, principalmente na parte posterior do músculo temporal.

Ahlgren (1985) comparou a amplitude e a duração da atividade elétrica do músculo temporal em relação às partes anterior, média e posterior com eletrodos de superfície bipolares de fio revestidos de teflon e platinum. Foi constatado que nos eletrodos subdermais em relação aos de disco houve uma redução das amplitudes de 65% e 48% respectivamente. Na duração não observou diferença.

Ahlgren (1986) realizou estudo eletromiográfico com eletrodos de fio nas partes anterior, média e posterior do músculo temporal na situação de repouso, antes e após a contração voluntária máxima. Constatou que a parte posterior estava ativa na situação postural. Não encontrou diferenças significativas entre as porções durante a contração isométrica em posição de intercuspidação. Durante a retrusão com mordida a parte posterior predominou e durante a protrusão o músculo temporal foi inativo.

Fernandez (1995), em investigação eletromiográfica com eletrodos de agulha pesquisou o padrão de normalidade de diferentes movimentos mandibulares nas partes anterior, média e posterior do músculo temporal. No movimento de elevação as fibras posteriores ativaram ao máximo, as médias medianamente e as anteriores levemente. Em oclusão com contração máxima as fibras anteriores ativaram ao máximo, as médias medianamente e as posteriores levemente. Na retrusão as fibras posteriores ativaram ao máximo, as médias variaram entre máxima e medianamente e as anteriores levemente. Na protrusão as fibras anteriores atuaram medianamente, as médias levemente e as posteriores permaneceram em silêncio eletromiográfico em sua maioria. Na lateralidade as fibras posteriores ativaram medianamente, as médias levemente e as anteriores ficaram em silêncio eletromiográfico. No movimento contralateral de uma maneira geral atuaram medianamente, sendo que as fibras médias atuaram levemente e as posteriores em silêncio eletromiográfico. Na depressão mandibular a atividade foi leve nas fibras médias e anteriores e nas posteriores apresentaram atividade esporádica e silêncio eletromiográfico em sua maioria.

Blanksma & Van Eijden (1990), realizaram estudo eletromiográfico com eletrodos de fio em diferentes regiões de ativação do músculo temporal durante diferentes estados de mordida. Os resultados mostraram que a atividade muscular variava de acordo com o direcionamento da força de mordida. Apresentaram força de mordida geralmente menor na região anterior, mediana na região medial e maior na anterior. Geralmente todas as regiões musculares exibiram elevada atividade eletromiográfica quando a força de mordida foi se aproximando da direção postero lateral. As atividade pareciam variar para baixo ou para cima linearmente de acordo com desejo do nível da força de mordida. Os resultados indicaram que a direção da tração muscular e a força máxima podem não ser fixas, mas dependem da direção da força de mordida.

2.3.2.2 Registros eletromiográficos com eletrodos de superfície bipolares

Moyers em 1950, ao analisar adultos e crianças com oclusão normal e sem disfunção temporomandibular, refere que para o músculo temporal os eletrodos de agulha não eram eficazes por interferirem na ação muscular. Relata que não há diferenças de atividade em função da idade e sim de alterações na articulação temporomandibular e na oclusão. Investigou as porções anterior as quais apresentaram uma disposição anatômica vertical, as mediais curso oblíquo e as posteriores horizontais. Refere que o músculo tradicionalmente atua na elevação mandibular apresentando picos de amplitude nas 3 porções, principalmente nas anteriores, entretanto sua atuação não se restringe à apenas essa situação. Relata em seu estudo que no início da depressão juntamente com a projeção mandibular apresenta pequenos picos de atividade. Refere que no início de um movimento potenciais de ação podem ocorrer nos músculos antagonistas. Na elevação mandibular elevados picos de amplitudes foram observados. A lateralidade mandibular foi realizada com o afastamento do mento, onde participaram desse movimento as fibras medias e posteriores do músculo temporal do lado ipsilateral e foram passivo no lado contralateral. Na projeção mandibular foram observadas atividades na porção anterior do músculo. Na retrusão mandibular as porções mediais e posteriores foram envolvidas. A retrusão a partir da protrusão envolveu todas as partes do músculo.

Faria & Bérzin (1998) investigaram o músculo temporal, parte anterior, com eletrodos de superfície em indivíduos relaxados e submetidos à situações de estresse e concluíram que há aumento das descargas nas unidades motoras em relação aos dois momentos. Concluíram também que o tônus na verdade é mantido pela viscoelasticidade muscular e tendinosa e pela pressão interna bucal que contrabalança com a gravidade.

Scott *et al.*, (2002), realizaram com eletrodos de superfície bipolar a contração voluntária máxima no músculo temporal, detectaram que na parte anterior do músculo houve ativação de 68% e na posterior 79%. Na mordida em situação protrusiva pouca ou nenhuma atividade foi observada na parte temporal anterior 3% e posterior 5%. Ao se normalizar não houve diferenças significativas. Acreditam que haja um mecanismo de controle neural similar nas duas partes do músculo, mesmo que as porções tenham funções diferentes.

Lindauer *et al.*, (1993) captaram com eletrodos bipolares de prata registros eletromiográficos durante a contração voluntária máxima em diferentes níveis de força e abertura mandibular. Os sujeitos eram adultos e encontravam-se em início de tratamento ortodôntico e as investigações foram realizadas nos músculos masseter e nas 3 porções do músculo temporal. Investigaram possíveis mudanças na força de mordida em dimensões verticais posteriores distintas. Mudanças na atividade muscular foram observadas principalmente no músculo temporal parte posterior com o aumento da força de mordida. O autor sugere que mudanças no comprimento dos músculos da mastigação resultantes de uma abertura mandibular vertical causa alterações nas propriedades de contratilidade e também são afetadas por fatores biomecânicos e adaptações do controle neural.

3 PROPOSIÇÃO

- a) Investigar a atividade elétrica na situação postural de repouso da mandíbula, unilateral direita nas partes anterior, média e posterior do músculo temporal em sujeitos Classe I de Angle, sem disfunção temporomandibular.

- b) Investigar as correlações entre as partes anterior, média e posterior do músculo temporal unilateral direita em sujeitos Classe I de Angle na situação postural de repouso, durante a contração voluntária máxima (CVM), e nos movimentos de abaixamento leve, abaixamento máximo, propulsão, retropulsão, protrusão, retrusão, lateralidade homolateral direita e lateralidade contralateral mandibular.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 COMITÊ DE ÉTICA

Este trabalho foi submetido ao Comitê de Ética em Pesquisa envolvendo seres humanos da Faculdade de Odontologia de Piracicaba/Universidade Estadual de Campinas – FOP/UNICAMP local onde foi desenvolvido o estudo, processo nº 131/2006. Os voluntários selecionados concordaram em participar da pesquisa e assinaram Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (Anexo 1).

4.2 AMOSTRA

Foram selecionados 21 voluntários entre 30 estudantes de graduação e funcionários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - FOP/UNICAMP, sexo masculino, com faixa etária entre 18 e 40 anos.

4.2.1 Critérios de inclusão

Voluntários tricotomizados, Classe I de Angle, apresentando a crista triangular da cúspide mesiovestibular do primeiro molar permanente superior, articulada no sulco vestibular do primeiro molar permanente inferior e com relação ântero-posterior normal entre a maxila e a mandíbula (Moyers, 1984).

4.2.2 Critérios de exclusão

Foram excluídos desta pesquisa voluntários respiradores bucais, com histórico de doenças sistêmicas que pudessem comprometer a musculatura esquelética, com desvio da linha média, mordida cruzada, agenesia dental, Disfunção Temporomandibular (DTM),

bruxismo, apertamento dental, dor aguda e/ou crônica facial, comprometimentos neurológicos, fazendo uso de medicamentos analgésicos, antiinflamatórios ou miorrelaxantes, já que o uso destes medicamentos pode alterar os resultados da pesquisa.

4.3 AVALIAÇÃO

A avaliação dos voluntários incluiu coleta de dados pessoais, anamnese e exame clínico realizado por um ortodontista, a fim de verificar a condição oclusal dos voluntários (ANEXO 2).

4.3.1 Eletromiografia

Para se observar o comportamento da atividade elétrica muscular foram realizados registros eletromiográficos simultâneos do músculo temporal partes anterior, média e posterior, durante a situação postural de repouso mandibular, contração voluntária máxima, abaixamento mandibular leve e máximo, propulsão e retropulsão mandibular, protrusão e retrusão mandibular, lateralidade mandibular homolateral direita, lateralidade mandibular contralateral.

I) EQUIPAMENTOS E MATERIAIS

Os equipamentos, materiais e procedimentos para a coleta visaram reduzir ao máximo interferências intrínsecas e extrínsecas tanto da amostra quanto do local da coleta, que pudessem comprometer os resultados, obedecendo-se as normas preconizadas pelo SENIAM (1999).

a) Gaiola de Faraday: edícula revestida por tela de cobre e aterrada com barras de cobre, dentro da qual as coletas eletromiográficas foram realizadas. Localizada no interior do Laboratório de Eletromiografia da Faculdade de Odontologia de Piracicaba-FOP/UNICAMP, possui a função de isolar o campo eletromagnético do ambiente e assim reduzir a influência de interferências externas (Figura 2).

b) Filtro de linha *nobreak* e estabilizador: utilizados para minimizar a interferência de componentes de 60Hz e suas harmônicas presentes na rede elétrica.

c) Computador *Pentium 4* da Intel[®] de 650Mhz, com HD de 10GB e memória RAM de 128MB, onde a placa e o condicionador de sinais foram acoplados.

d) *Software* Myosystem-BR1 da DataHominis Tecnologia Ltda (versão 2.9) para aquisição simultânea dos vários canais e tratamento dos sinais.

e) Placa conversora A/D, modelo PCI-DAS 1200, Myosystem da Prosecon Ltda, com 12 bites de resolução; filtro analógico ativo *Butterworth*, passa-faixa; com banda passante de 15 a 1KHz; frequência de amostragem com ajuste de ganho até 4000Hz. Teve como função transformar o sinal analógico em digital, permitindo com isso sua visualização gráfica.

f) Condicionador ou amplificador de sinais, modelo Myosystem I da DataHominis Tecnologia Ltda, com a função de subtrair o valor dos sinais entre dois eletrodos, converter a corrente em voltagem e amplificar e isolar o sinal. Apresenta 12 canais com 12 bites de resolução, CMRR de 112dB @ 60Hz, módulo de conexão para eletrodos passivos, com 576 níveis de ajuste para ganho entre 1 a 16.000 vezes, filtro *Butterworth* passa faixa, passa alta de 15Hz e passa baixa de 1KHz (Figura 3).

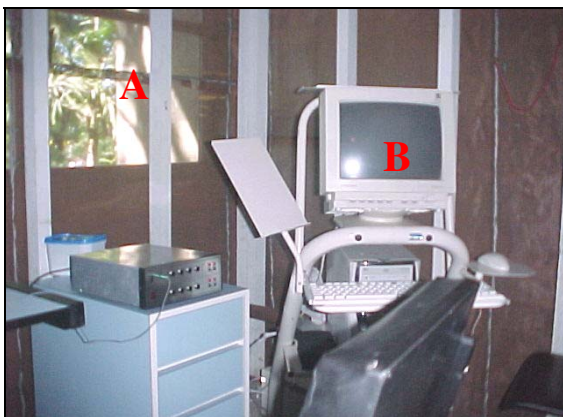


Figura 2 - Gaiola de Faraday (A) e computador *Pentium 4* (B)



Figura 3 - Módulo de condicionador de sinais

g) Pré-amplificador da Lynx Tecnologia Eletrônica Ltda, modelo PA 1010-VA, ganho de 20 vezes. Transdutor encapsulado de resina acrílica com a função de amplificar o sinal e reduzir com isso o máximo de interferências possíveis. Foi conectado ao eletrodo passivo por meio de cabos de 12cm e ao equipamento por outro cabo de 2m (Figura 4).

h) Eletrodo de referência formato circular, com 3cm de diâmetro, de aço inoxidável, pertencente ao laboratório de Eletromiografia da Faculdade de Odontologia de Piracicaba-FOP/UNICAMP. Utilizado para reduzir o ruído durante a aquisição do sinal eletromiográfico (Figura 5).

i) Eletrodos de superfície bipolares passivo da Noraxon USA Inc, modelo 272, descartável, formato circular, diâmetro de 1cm, de Ag/AgCl, distância intereletrodo pré-fixada de 1cm, segundo preconização do SENIAM (1999). Foi escolhido por não provocar desconforto ao paciente e apresentar excelente adesão à pele (Figuras 6, 7).



Figura 4 – Pré-amplificador PA 1010 -VA (Lynx Tecnologia Ltda)



Figura 5 – Eletrodo de referência (FOP/UNICAMP)

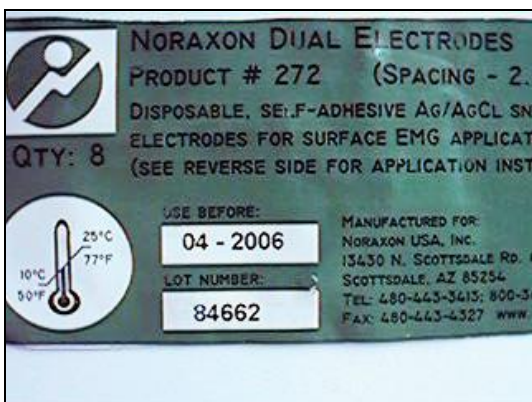


Figura 6 - Pacote de eletrodo passivo



Figura 7 - Eletrodo passivo descartável (Noraxon)

j) material: obedecendo o protocolo de exames do laboratório de eletromiografia da Faculdade de Odontologia de Piracicaba-FOP/UNICAMP, foi utilizado Parafilm[®] durante a situação de contração voluntária máxima, por ser um material que oferece menor variabilidade nos registros eletromiográficos. Para obter a dimensão de uma goma de mascar, o Parafilm[®] foi recortado e dobrado em cinco partes iguais e redobrado ao meio no seu comprimento total, segundo Biasotto (1999) (Figura 8).



Figura 8 - Rolo de Parafilm® e recorte do material já dobrado em forma de goma de mascar.

II) PROCEDIMENTOS

Os procedimentos para a coleta do sinal eletromiográfico foram realizados obedecendo a seguinte seqüência:

a) ADSTRINGÊNCIA DA PELE: todos os voluntários lavaram a área onde os eletrodos foram fixados, com sabonete vegetal neutro GRANADO® e limpam a superfície com adstringente facial (Johnson Johnson®), para favorecer a fixação dos eletrodos e diminuir a impedância da pele. Em pacientes com o mínimo de cabelo ou pêlo foi realizado novamente a tricotomia (Figura 9).

b) POSICIONAMENTO DOS VOLUNTÁRIOS: foram avaliados sentados, com o plano de Frankfurt paralelo ao solo, olhos abertos e fixos no horizonte. A cadeira ficou apoiada sobre um tablado de madeira, recoberto de borracha, a fim de evitar interferências de campos eletromagnéticos (Figura 10).



Figura 9 – Sabonete vegetal líquido , lâmina barbear , algodão e adstringente facial



Figura 10 - Tablado de madeira revestido de borracha

c) **FIXAÇÃO DOS ELETRODOS:** a superfície do eletrodo de referência foi untada com gel eletrocondutor Ten 20 da *D.O Weaver and USA* e fixado com fita adesiva Cremer[®] junto ao osso esterno do voluntário. Os eletrodos bipolares passivos já apresentavam cola fixadora do próprio eletrodo. Após sua fixação na musculatura os eletrodos foram acoplados ao pré amplificador, formando um circuito de transdução diferencial, a fim de eliminar possíveis ruídos ou interferências e amplificar ao máximo o sinal da unidade motora.

d) **LOCALIZAÇÃO DA MUSCULATURA:** para auxiliar a correta localização da musculatura foi realizado teste de função muscular preconizado por Cram *et al.*, (1998) e De Luca (1993). O paciente exerceu a função mastigatória e a área da musculatura foi palpada.

e) **POSICIONAMENTO DO ELETRODO NA MUSCULATURA:** os eletrodos foram fixados nas partes anterior, média e posterior do músculo temporal obedecendo o critério abaixo:

PARTE ANTERIOR: os eletrodos foram posicionados 1cm acima da parte anterior do arco zigomático e da borda superior do processo coronóide, próximo à sutura zigomático-temporal e borda lateral da crista supra-orbital, dispostos verticalmente com uma ligeira inclinação anterior (Cram *et al.*, 1998).

PARTE MÉDIA: tomando como referência o meato acústico externo após uma linha vertical de 2 cm os eletrodos foram posicionados com um ligeiro desvio oblíquo (Fernandez, 1985).

PARTE POSTERIOR: os eletrodos foram posicionados cerca de 1cm de distância da parte medial do músculo temporal e dispostos com uma inclinação horizontal 15° ao plano de Frankfurt (Scott *et al.*, 2002)

III) CONDIÇÕES PARA COLETA DOS DADOS

a) os canais de entrada dos eletrodos para todas as coletas sempre foram os mesmos, para uma padronização da captação do sinal eletromiográfico.

b) calibração: frequência de amostragem em 2000Hz, e amplificação do sinal na tela ajustada com ganho máximo de 800 vezes na situação de repouso e nos movimentos mandibulares e na CVM em torno de 150 a 400 vezes, de maneira que o sinal ocupasse 2/3 da tela para uma melhor resolução do sinal.

c) o tempo para captação do sinal foi sempre de 5 segundos, para todas as situações, tanto estáticas quanto dinâmicas.

d) situação de repouso: a captação do sinal na situação de repouso teve por objetivo investigar a estabilidade mandibular e presença de ruídos da corrente elétrica por meio do histograma e do valor do RMS. É recomendado que seja inferior a 5µV, segundo (Soderberg, 1994).

IV) COLETA

Os registros foram realizados somente do lado direito com eletrodos ativos diferenciais. A captação do sinal foi repetida 3 vezes para cada situação, sendo o intervalo entre as repetições de 2min (Farina *et al.*, 2005). Foram investigadas as situações postural de repouso mandibular e contração voluntária máxima, e os movimentos de abaixamento leve e máximo da boca, propulsão, retropulsão, protrusão, retrusão, lateralidade homóloga direita e contralateral da mandíbula segundo, Figún & Garino, 1994 e Sicher & Dubrul, 1991.

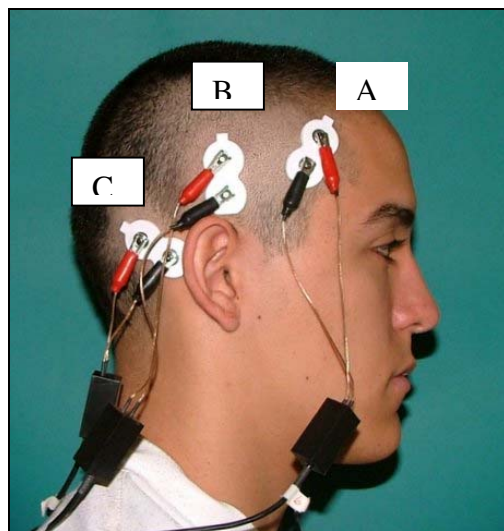


Figura 11 – Posicionamento dos eletrodos nas partes anterior (A), média (M) e posterior (P) no músculo temporal

a) **SITUAÇÃO POSTURAL DE REPOUSO MANDIBULAR:**

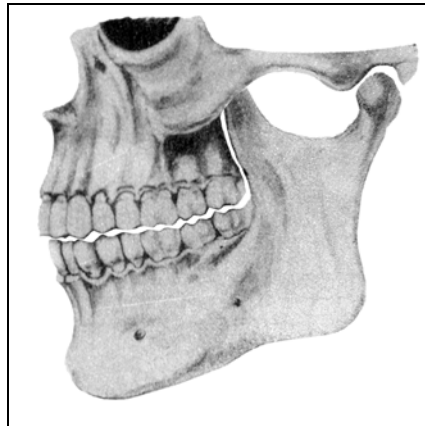


Figura 12 * – Na postura de repouso os dentes não estão em contato oclusal, distância denominada espaço interoclusal.

Fonte: Figún & Garino, 1994.

b) **ABAIXAMENTO MANDIBULAR LEVE**

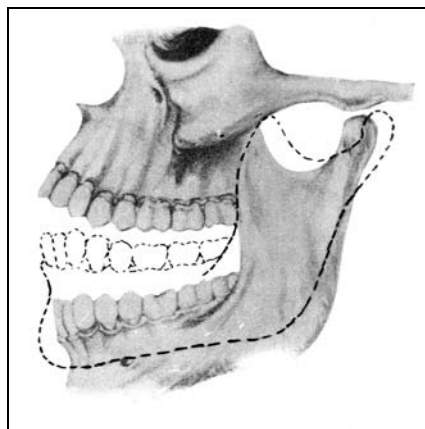


Figura 13* – Ligeiro abaixamento mandibular sem contato oclusal.

Fonte: Figún & Garino, 1994.

* Figura modificada do original

c) ABAIXAMENTO MANDIBULAR MÁXIMO

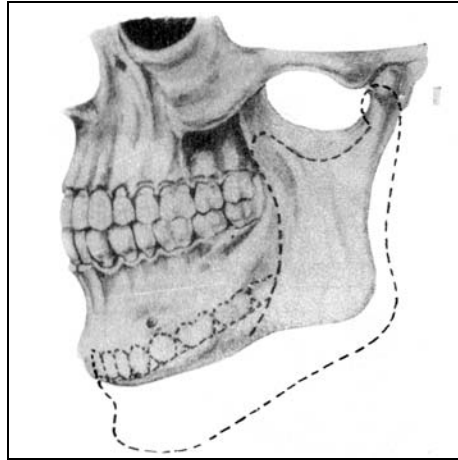


Figura 14 * – Máximo abaixamento mandibular.

Fonte: Figún & Garino, 1994.

d) PROPULSÃO MANDIBULAR

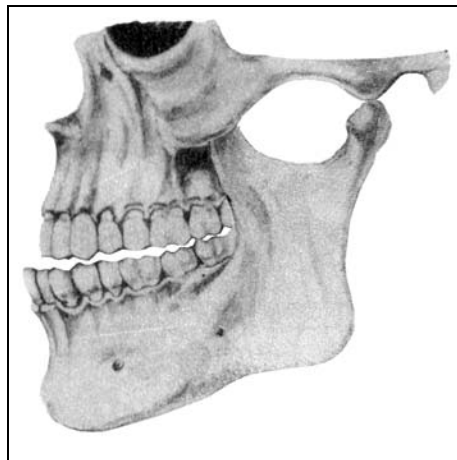


Figura 15 * – ligeiro abaixamento e avanço mandibular onde os dentes anteriores inferiores transpassam os anteriores superiores.

Fonte: Figún & Garino, 1994.

* Figura modificada do original

e) **RETROPULSÃO MANDIBULAR**

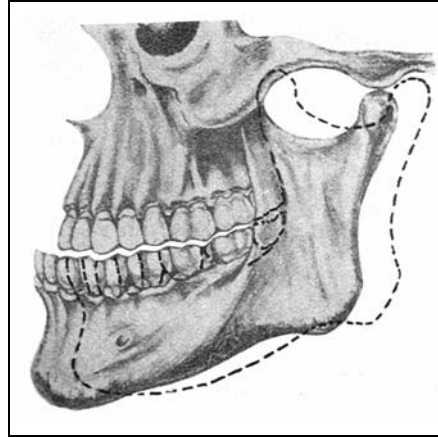


Figura 16 * - A partir da posição de propulsão a mandíbula retrui até a posição postural de repouso mandibular sem contato oclusal.

Fonte: Figún & Garino, 1994.

f) **RETRUSÃO MANDIBULAR**

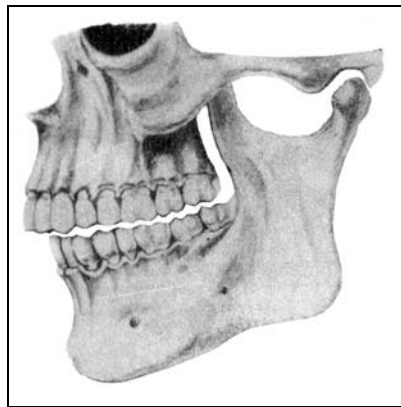


Figura 17 * - A partir da situação postural de repouso sem contato oclusal a mandíbula é deslocada para posterior.

Fonte: Figún & Garino, 1994.

* Figura modificada do original

g) PROTRUSÃO MANDIBULAR

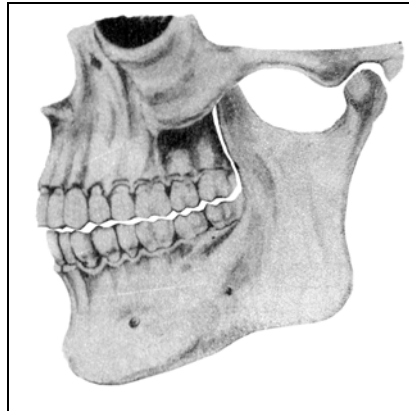


Figura 18 * – A partir da posição de retrusão a mandíbula é deslocada anteriormente até a situação postural de repouso mandibular.

Fonte: Figún & Garino, 1994.

h) LATERALIDADE MANDIBULAR HOMOLATERAL DIREITA

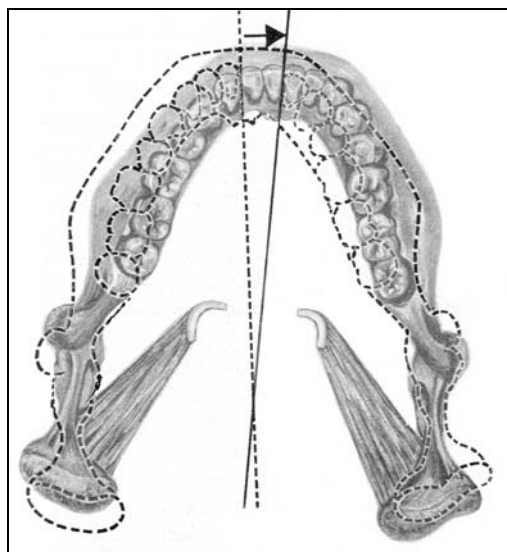


Figura 19 * – A partir da situação postural de repouso sem contato oclusal a mandíbula é deslocada lateralmente para a direita.

Fonte: Figún & Garino, 1994.

* Figura modificada do original

i) LATERALIDADE CONTRALATERAL

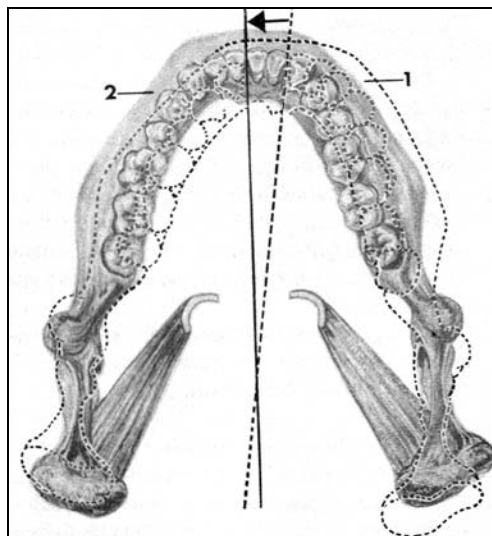


Figura 20 * – A partir da situação postural de repouso sem contato oclusal a mandíbula é deslocada lateralmente para esquerda.

Fonte: Figún & Garino, 1994.

V) TRATAMENTO DO SINAL ELETROMIOGRÁFICO

Após a coleta do sinal, os dados foram submetidos a um filtro passa alta de 20Hz e passa baixa de 500Hz, a fim de eliminar possíveis interferências, uma vez que a energia acima dos 250Hz é negligenciável, segundo Winter (1990). O tempo selecionado para a análise do sinal foi de 5 segundos. O sinal eletromiográfico bruto permitiu uma análise das características e do padrão da ação exercida pela musculatura qualitativamente. Para cada

* Figura modificada do original

situação o sinal foi repetido por 3 vezes e optou-se pela escolha do registro de melhor qualidade segundo Ferla (2004) e Nagae (2005).

VI) PROCESSAMENTO DO SINAL ELETROMIOGRÁFICO

O sinal eletromiográfico foi submetido a um tratamento a fim de eliminar possíveis interferências mecânicas como movimento dos eletrodos e de seu cabo de ligação; ruído; *cross talk* eliminando as frequências abaixo de 20Hz, mesmo porque as mesmas até essa frequência são estocásticas e acima de 500Hz, pois a partir desse valor não há unidades motoras se despolarizando. O termo técnico utilizado na eletromiografia para tal procedimento é denominado filtro passa banda de 20-500Hz. A partir desse tratamento foi calculado o valor do RMS (*root mean square*), média da raiz quadrática que é um *algorithm* capaz de refletir a média da potência do sinal ao longo do ciclo de estudo (Konrad, 2005). O sinal não foi submetido à normalização pois os dados foram comparados entre si no mesmo músculo e sujeito.

As situações analisadas eletromiograficamente se restringiram a situação estática, repouso e CVM e dinâmica em relação às excursões mandibulares como abaixamento leve e máximo mandibular, propulsão e retropulsão mandibular, protrusão e retrusão mandibular e lateralidade homolateral direita e lateralidade contralateral.

Apesar de se obter o valor do RMS só foi possível investigar se os valores são estatisticamente significativos em relação à atividade muscular na situação de repouso, em função da literatura fornecer o valor de referência de 5.0 μ V conforme, Soderberg (1992). No restante das situações em função da dificuldade em se obter um valor de referência, foi investigado a correlação de atividade entre as partes anterior, média e posterior do músculo temporal.

4.4 PROCEDIMENTOS ESTATÍSTICOS

As análises estatísticas foram realizadas à partir dos valores de RMS obtidos em cada parte do músculo nas situações de repouso, abaixamento leve e máximo mandibular, propulsão e retropulsão mandibular, protrusão e retrusão mandibular, lateralidade homóloga mandibular direita e lateralidade contralateral mandibular nas partes anterior, média e posterior do músculo temporal.

A investigação do nível de significância em relação à atividade muscular foi realizado somente para a situação de repouso, por apresentar valor de referência dado pela literatura (Soderberg 1992), permitindo com isso análises comparativas em relação a este aspecto. Para essa análise foi utilizado teste para normalidade de Shapiro Wilk (1965), coeficiente de assimetria e teste do sinal para hipótese de que a média de RMS no repouso é igual a 5 , conforme podemos observar na Tabela 6 .

Para determinar o nível de significância em relação à função de correlação nas situações postural de repouso, CVM, abaixamento leve e máximo mandibular, propulsão e retropulsão mandibular, protrusão e retrusão mandibular, lateralidade homolateral mandibular direita e lateralidade contralateral, nas partes anterior, média e posterior do músculo temporal os dados foram submetidos a uma análise de variância com modelos mistos usando-se a técnica de análise de medidas repetidas pois desejava-se comparar as médias das três partes do músculo temporal. A análise foi feita com base nos postos dos dados e calculada através do sistema SAS, Tabelas 1, 2, 3, 4, 5 (ANEXO 3).

5 RESULTADOS

A pesquisa resultou na análise qualitativa dos sinais EMG brutos das partes anterior, média e posterior do músculo temporal, posteriormente quantificados em postos médios de *RMS*. Foram conduzidos estudos objetivando a quantificação da associação entre as medidas eletromiográficas das partes do músculo temporal em diferentes situações de trabalho.

Para a análise quantitativa foi realizado inicialmente o teste de Postos Médios para investigar a variação entre as partes anterior, média e posterior do músculo temporal. Para que o teste fosse realizado os valores do RMS foram submetidos à um *ranking*, eliminando com isso o efeito de dados que fossem muito discrepantes transformando os valores em microvoltz em dados absolutos. Após o Teste de Postos Médios foi realizado o teste de correlação que visa investigar a atividade conjunta entre as partes anterior, média e posterior do músculo temporal.

Tal estudo se fundamentou no cálculo de coeficientes de correlação entre as partes anterior, média e posterior do músculo temporal. Adicionalmente foram conduzidos testes para a hipótese de correlação nula entre as partes do músculo temporal nas diferentes situações estudadas:

POSIÇÃO POSTURAL DE REPOUSO;

CONTRAÇÃO VOLUNTÁRIA MÁXIMA;

ABAIXAMENTO LEVE MANDIBULAR;

ABAIXAMENTO MÁXIMO MANDIBULAR;

PROPULSÃO MANDIBULAR;

RETROPULSÃO MANDIBULAR;

PROTRUSÃO MANDIBULAR;

RETRUSÃO MANDIBULAR;

LATERALIDADE MANDIBULAR HOMOLATERAL DIREITA;

LATERALIDADE MANDIBULAR CONTRALATERAL

SITUAÇÃO POSTURAL DE REPOUSO

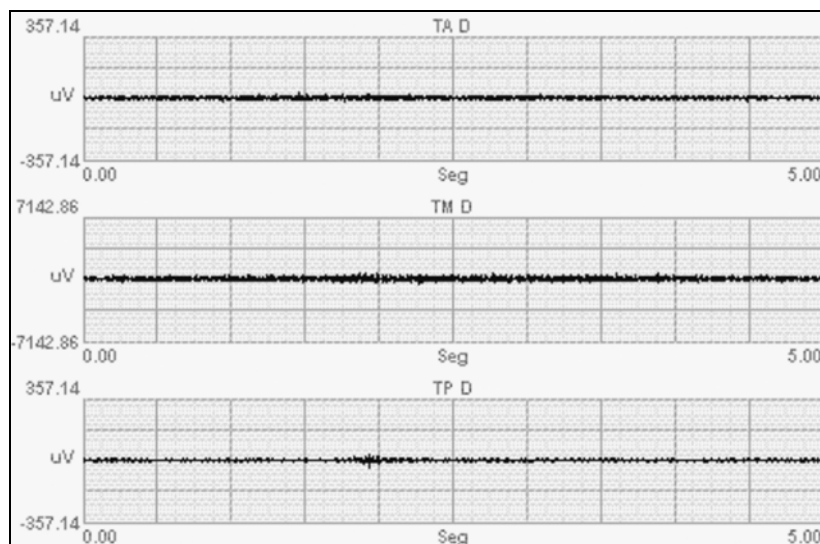
Foram realizadas três análises das partes anterior, média e posterior do músculo temporal na posição postural de repouso: nível de significância da atividade elétrica (Tabela 6), análise qualitativa do sinal EMG bruto e nível de significância da correlação da atividade entre as partes do músculo temporal.

Tabela 6 – Teste para normalidade de Shapiro-Wilk (1965), coeficiente de assimetria e teste do sinal para hipótese de que a média de RMS no repouso é igual a 5.

Partes do M.temporal	W Shapiro – WilK	Valor p HO: normal	Coeficiente de assimetria	Teste do sinal	Valor p HO: média= 5
TA	0,4567	> 0,0001	3,14	-1	0,8238
TM	0,3680	> 0,0001	4,09	2	0,5034
TP	0,5017	> 0,0001	3,19	-3	0,2632

A tabela 6 não nos oferece indícios de que os valores observados no repouso diferem de 5, média tomada como verdadeira a partir da literatura (Soderberg, 1992). Tal inferência faz com que este estudo corrobore os achados por outros pesquisadores, não havendo, portanto, indicadores que invalidem esta coleta de dados.

SINAL EMG BRUTO DAS PARTES ANTERIOR, MÉDIA E POSTERIOR DO MÚSCULO TEMPORAL, NA SITUAÇÃO POSTURAL DE REPOUSO



A Figura 21 mostra o sinal EMG bruto das partes anterior, média e posterior do músculo temporal na posição postural de repouso, sugerindo qualitativamente ausência de potenciais elétricos de unidades motoras.

Quantificação do sinal EMG bruto das partes anterior, média e posterior do músculo temporal, na situação postural de repouso, em Postos Médios de RMS

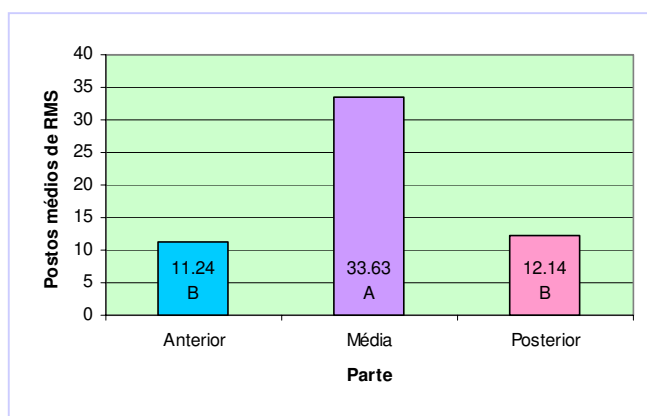


Figura 22 – Comparação das atividades das partes anterior, média e posterior do músculo temporal na posição postural de repouso através das médias de postos de comparadas através de um modelo de análise de variância baseada em postos (ANOVA-R) com medidas repetidas. Barras com letras iguais não diferem entre si pela análise dos contrastes no nível de significância de 5%.

Em relação aos Postos Médios de RMS, pode-se observar na Figura 22, maior atividade elétrica na parte média do músculo temporal (33,63), em relação a parte anterior (11,24) e parte posterior (12,14). Há indícios de diferenças entre as médias verdadeiras da atividade elétrica da parte média, quando comparada com as outras partes estudadas.

Quantificação da correlação entre as partes anterior e média do músculo temporal na posição postural de repouso da mandíbula ($r_s:0.33823$) ($p:0.1447$)

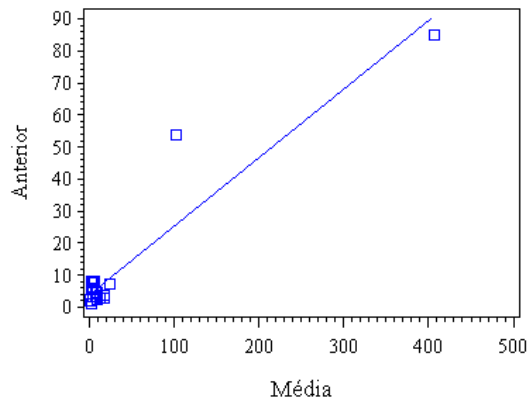


Figura 23- mostra que a correlação entre as partes anterior e média do músculo temporal na posição postural de repouso mandibular não é considerada estatisticamente significativa no nível de significância de 5% ($r_s:0.33823$) ($p:0.1447$).

Quantificação da correlação entre as partes anterior e posterior do músculo temporal na posição postural de repouso da mandíbula ($r_s:0.03544$) ($p:0.8821$)

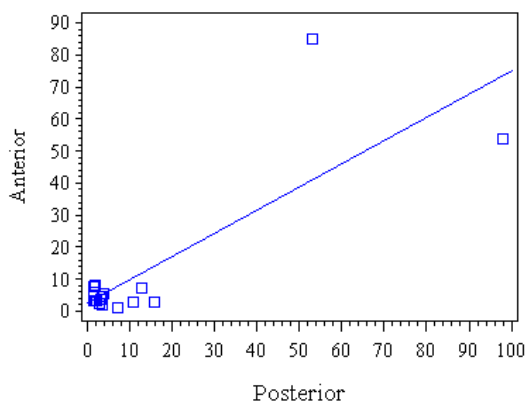


Figura 24 mostra que a correlação entre as partes anterior e posterior do músculo temporal na posição postural de repouso da mandíbula não é considerada estatisticamente significativa ($r_s:0.03544$) ($p:0.8821$).

Quantificação da correlação entre as partes média e posterior do músculo temporal em situação postural de repouso mandibular ($r_s:0.63335$) ($p:0.0027$)

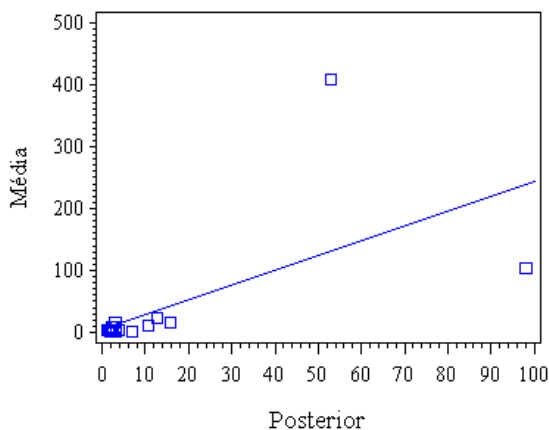


Figura 25 - O gráfico mostra que a correlação entre as partes média e posterior do músculo temporal na posição postural de repouso mandibular é considerada estatisticamente significativa ($r_s:0.63335$) ($p:0.0027$).

CONTRAÇÃO VOLUNTÁRIA MÁXIMA

Foram realizadas duas análises das partes anterior, média e posterior do músculo temporal, durante a contração voluntária máxima: análise qualitativa do sinal EMG bruto (Figura 26) e análise do nível de significância na correlação de atividade.

Sinal EMG bruto das partes anterior, média e posterior do músculo temporal, durante a contração voluntária máxima.

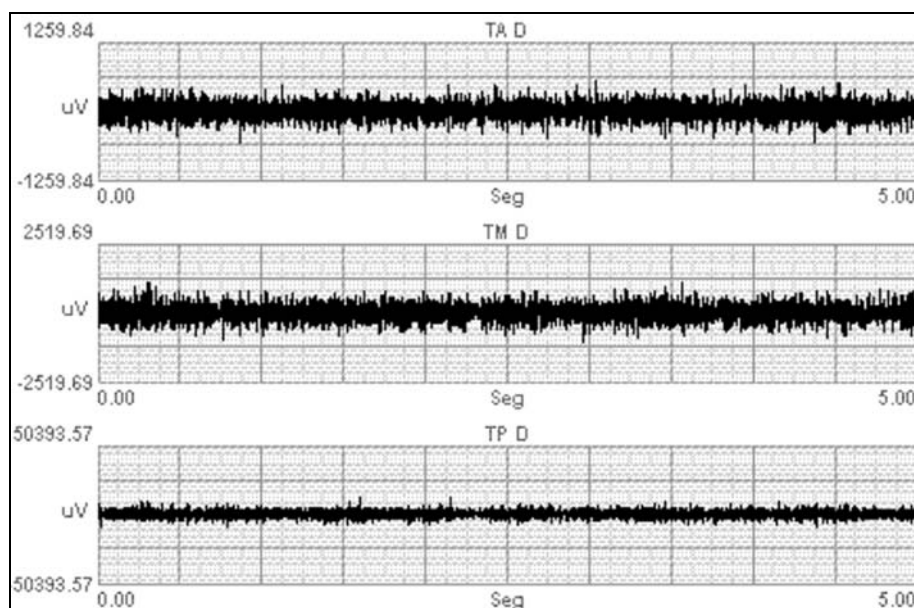


Figura 26 – O gráfico mostra o sinal EMG bruto das partes anterior, média e posterior do músculo temporal, durante a contração voluntária máxima sugere que a parte anterior apresenta maior potencial de atividade elétrica seguida, em ordem decrescente da parte média e da parte posterior.

Quantificação do sinal EMG bruto das partes anterior, média e posterior do músculo temporal, durante a contração voluntária máxima, em Postos Médios de RMS

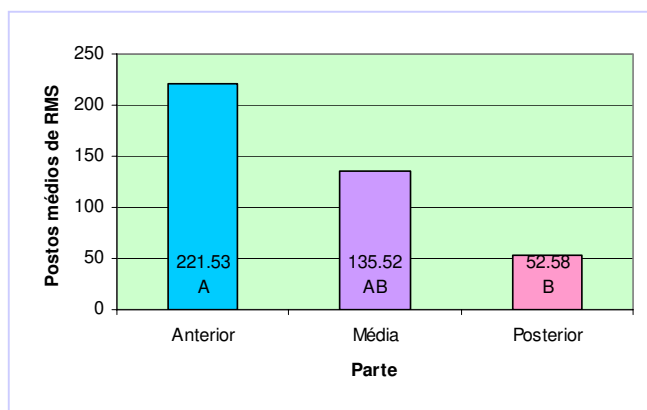


Figura 27 – Gráfico dos Postos Médios de *RMS*, pode se observar a presença de maior potencial da atividade elétrica na parte anterior do músculo temporal (221.53) seguida da parte média (135,52) e parte posterior (52,58). A parte anterior apresentou diferença estatisticamente significativa apenas em relação a parte posterior. Não se observou diferença significativa de potencial elétrico entre as partes média e posterior do músculo temporal.

Quantificação da correlação entre as partes anterior e média do músculo temporal, durante a contração voluntária máxima ($r_s:0.52545$) ($p:0.0652$)

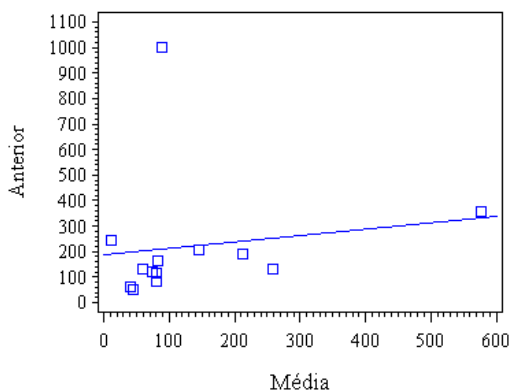


Figura 28 - Gráfico mostra que a correlação entre as partes anterior e média do músculo temporal não é considerada estatisticamente significativa durante a contração voluntária máxima ($r_s:0.52545$) ($p:0.0652$).

Quantificação da correlação entre as partes anterior e posterior do músculo temporal, na situação de contração voluntária máxima ($r_s:0.74176$) ($p:0.0037$)

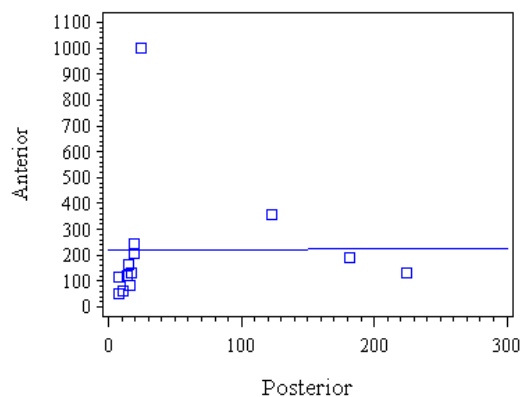
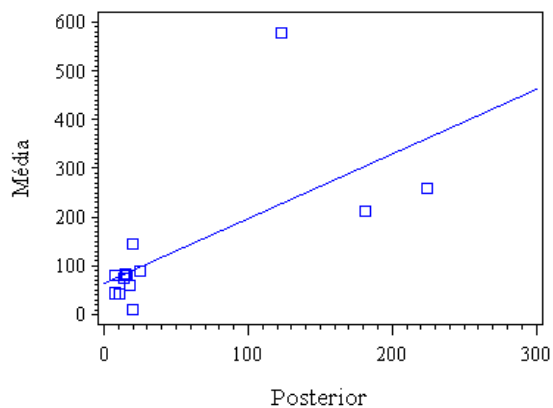


Figura 29 - Gráfico mostra que a correlação entre as partes anterior e posterior do músculo temporal é considerada estatisticamente significativa na situação de contração voluntária máxima ($r_s:0.74176$) ($p:0.0037$).

Quantificação da correlação entre as partes média e posterior do músculo temporal, na durante a contração voluntária máxima ($r_s:0.65200$) ($p:0.0157$)



A Figura 30 - Gráfico mostra que a correlação entre as partes média e posterior do músculo temporal não é considerada estatisticamente significativa na contração voluntária máxima ($r_s:0.65200$) ($p:0.0157$).

ABAIXAMENTO LEVE MANDIBULAR

Foram realizadas duas análises das partes anterior, média e posterior do músculo temporal, no movimento de abaixamento leve mandibular: análise qualitativa do sinal EMG bruto (Figura 31) e análise do nível de significância na correlação de atividade.

Sinal EMG bruto das partes anterior, média e posterior do músculo temporal, no movimento de abaixamento leve mandibular

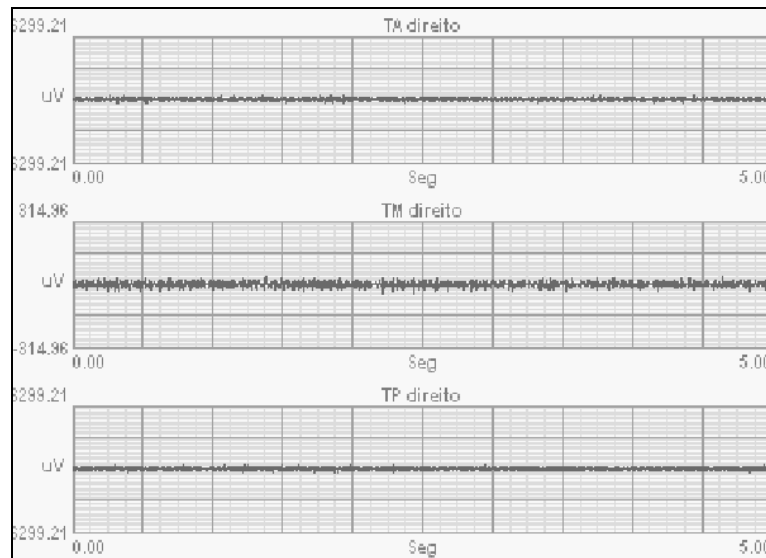


Figura 31 - O sinal EMG bruto das partes anterior, média e posterior do músculo temporal, no movimento de abaixamento leve mandibular, mostrado na figura 31, sugere que a parte média apresenta maior potencial de atividade elétrica, em relação as partes anterior e posterior do músculo temporal.

Quantificação do sinal EMG bruto das partes anterior, média e posterior do músculo temporal, no movimento de abaixamento leve mandibular em Postos Médios de RMS

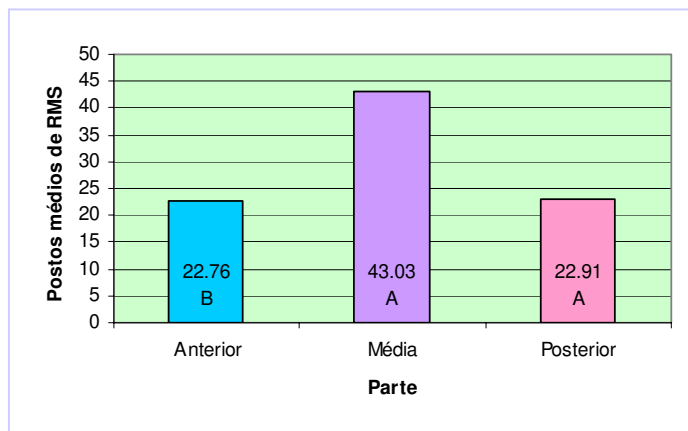


Figura 32 – Gráfico dos Postos Médios de RMS observa-se a presença de maior potencial de atividade elétrica na parte média do músculo temporal (43,03) em relação as partes anterior (22,76) e a parte posterior (22,91). A parte média apresenta diferença estatisticamente significativa apenas em relação a parte anterior. Não se observou diferença significativa entre as partes anterior e posterior do músculo temporal.

Quantificação da correlação entre as partes anterior e média do músculo temporal no movimento de abaixamento leve mandibular ($r_s:0.53745$) ($p:0.0145$)

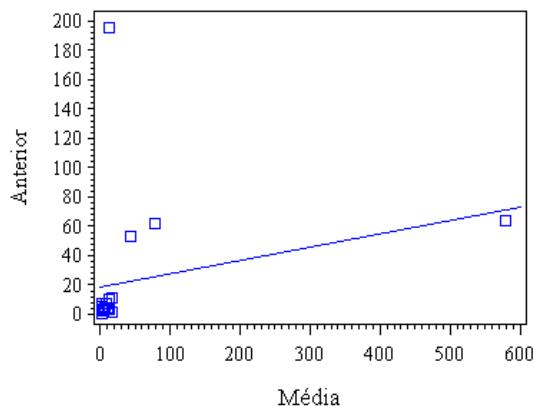


Figura 33 - Gráfico mostra que a correlação entre as partes anterior e média do músculo temporal não é considerada estatisticamente significativa no movimento de abaixamento leve mandibular ($r_s:0.53745$) ($p:0.0145$).

Quantificação da correlação entre as partes anterior e posterior do músculo temporal no movimento de abaixamento leve mandibular ($r_s:0.46634$) ($p:0.0382$)

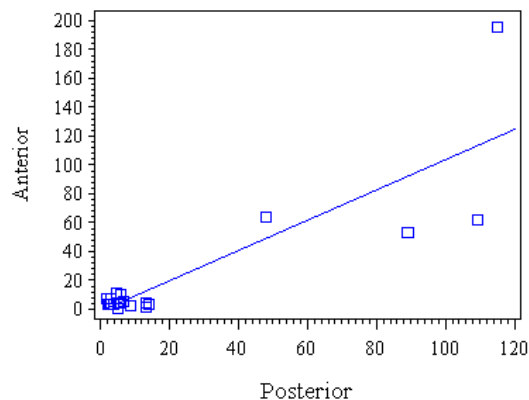


Figura 34 - Gráfico mostra que a correlação entre as partes anterior e posterior do músculo temporal não é considerada estatisticamente significativa no movimento de abaixamento leve mandibular ($r_s:0.46634$) ($p:0.0382$) .

Quantificação da correlação entre as partes média e posterior do músculo temporal no movimento de abaixamento leve mandibular ($r_s:0.63130$) ($p:0.0028$)

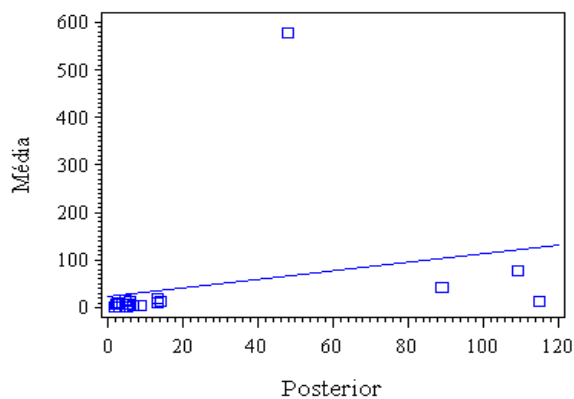


Figura 35 – Gráfico mostra que a correlação entre as partes média e posterior do músculo temporal é considerada estatisticamente significativa no movimento de abaixamento leve mandibular ($r_s:0.63130$) ($p:0.0028$).

ABAIXAMENTO MÁXIMO MANDIBULAR

Foram realizadas duas análises das partes anterior, média e posterior do músculo temporal, no movimento de abaixamento máximo mandibular: análise qualitativa do sinal EMG bruto (Figura 36) e análise do nível de significância na correlação de atividade.

Sinal EMG bruto das partes anterior, média e posterior do músculo temporal, no movimento de abaixamento máximo mandibular

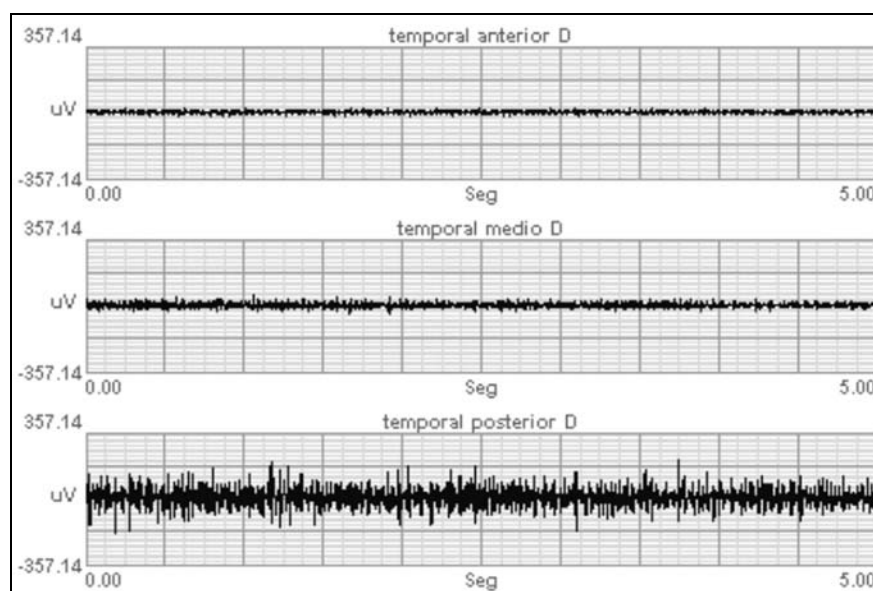


Figura 36 - Sinal EMG bruto das partes anterior, média e posterior do músculo temporal, no movimento de abaixamento máximo mandibular, mostrado na figura 36, sugere que a parte posterior apresenta maior potencial de atividade elétrica, seguida em ordem decrescente das partes média e anterior do músculo temporal.

Quantificação do sinal EMG bruto das partes anterior, média e posterior do músculo temporal, no movimento de abaixamento máximo mandibular em Postos Médios de RMS

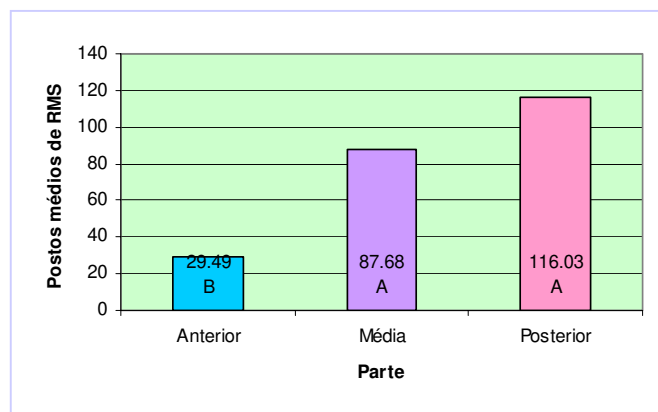


Figura 37 – Gráfico dos Postos Médios de RMS observa-se a presença de maior potencial de atividade elétrica na parte posterior do músculo temporal (116,03) seguida da parte média (87,68) e a parte anterior (29,49). A parte anterior apresenta diferença estatisticamente significativa em relação a parte média e a parte posterior. Não se observa diferença significativa entre as partes média e posterior.

Quantificação da correlação entre as partes anterior e média do músculo temporal no movimento de abaixamento máximo mandibular ($r_s:0.68706$) ($p:0.0008$)

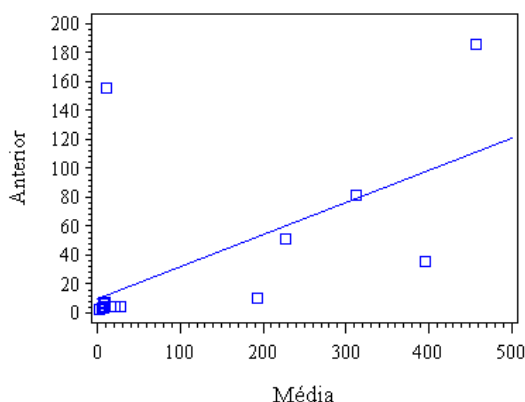


Figura 38 - Gráfico mostra que a correlação entre as partes média e posterior do músculo temporal é considerada estatisticamente significativa no movimento de abaixamento máximo mandibular ($r_s:0.68706$) ($p:0.0008$)

Quantificação da correlação entre as partes anterior e posterior do músculo temporal no movimento de abaixamento máximo mandibular ($r_s:0.61367$) ($p:0.0040$)

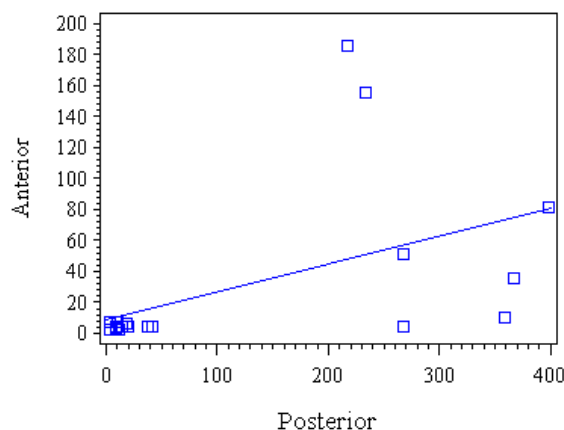


Figura 39 – Gráfico mostra que a correlação entre as partes anterior e posterior do músculo temporal no movimento de abaixamento máximo mandibular é considerada estatisticamente significativa ($r_s:0.61367$) ($p:0.0040$).

Quantificação da correlação entre as partes média e posterior do músculo temporal no movimento de abaixamento máximo mandibular ($r_s:0.67783$) ($p:0.0010$)

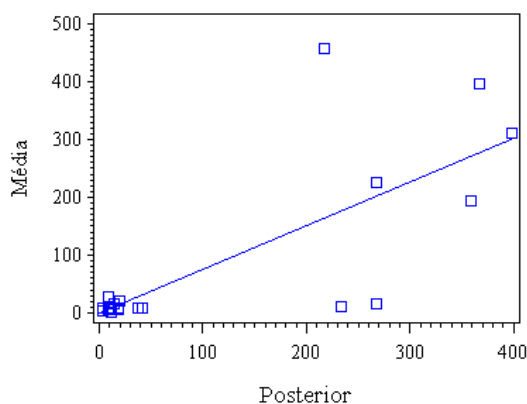


Figura 40 - Gráfico mostra que a correlação entre as partes média e posterior do músculo temporal no movimento de abaixamento máximo mandibular é considerada estatisticamente significativa ($r_s:0.67783$) ($p:0.0010$).

PROPULSÃO MANDIBULAR

Foram realizadas duas análises das partes anterior, média e posterior do músculo temporal, no movimento de propulsão mandibular: análise qualitativa do sinal EMG bruto (Figura 41) e análise do nível de significância na correlação de atividade.

Sinal EMG bruto das partes anterior, média e posterior do músculo temporal, no movimento de propulsão mandibular

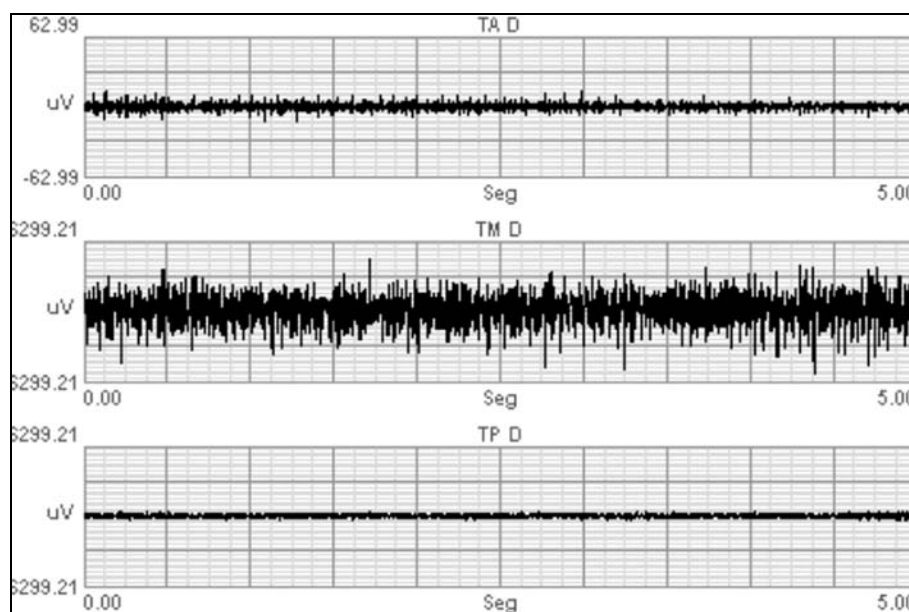


Figura 41 - Sinal EMG bruto das partes anterior, média e posterior do músculo temporal, no movimento de propulsão mandibular, sugere que a parte média apresenta maior potencial de atividade elétrica, a parte anterior leve atividade e a parte posterior ausência de potencial elétrico.

Quantificação do sinal EMG bruto das partes anterior, média e posterior do músculo temporal, no movimento de propulsão mandibular em Postos Médios de RMS

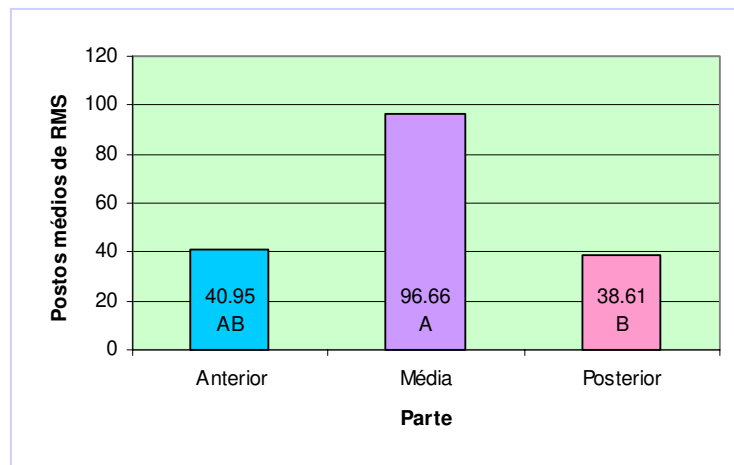


Figura 42 – Gráfico dos Postos Médios de RMS observa-se a presença de maior potencial de atividade elétrica na parte média do músculo temporal (96,66) seguida da parte anterior (40,95) e da parte posterior (38,61). A parte média apresenta diferença estatisticamente significativa em relação a parte anterior e a parte posterior. Não se observa diferença significativa de potencial de atividade elétrica entre as partes anterior e posterior.

Quantificação da correlação entre as partes anterior e média do músculo temporal no movimento de propulsão mandibular ($r_s:0.67319$) ($p:0.0011$)

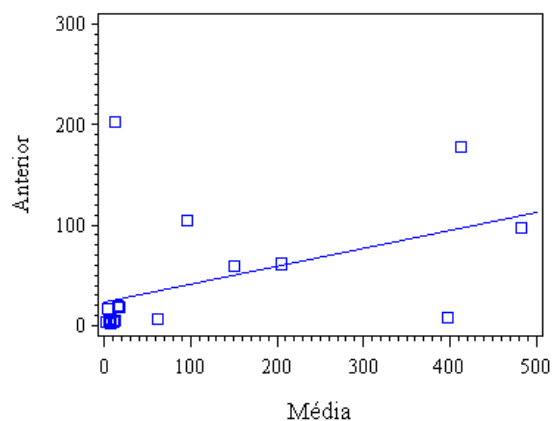


Figura 43 - Gráfico mostra que a correlação entre as partes anterior e média do músculo temporal é considerada estatisticamente significativa no movimento de propulsão mandibular ($r_s:0.67319$) ($p:0.0011$)

Quantificação da correlação entre as partes anterior e posterior do músculo temporal no movimento de propulsão mandibular ($r_s:0.55230$) ($p:0.0116$)

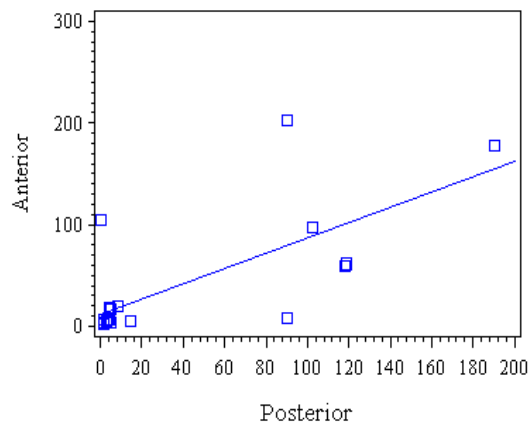


Figura 44 - Gráfico mostra que a correlação entre as partes anterior e posterior do músculo temporal não é considerada estatisticamente significativa no movimento de propulsão mandibular ($r_s:0.55230$) ($p:0.0116$)

Quantificação da correlação entre as partes média e posterior do músculo temporal no movimento de propulsão mandibular ($r_s:0.55476$) ($p:0.0111$)

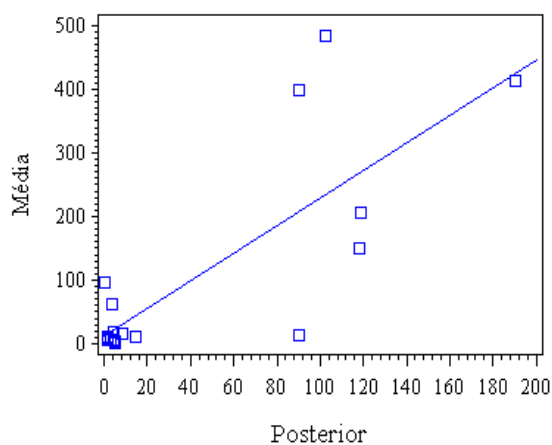


Figura 45 - Gráfico mostra que a correlação entre as partes média e posterior do músculo temporal não é considerada estatisticamente significativa no movimento de propulsão mandibular ($r_s:0.55476$) ($p:0.0111$).

RETROPULSÃO MANDIBULAR

Foram realizadas duas análises das partes anterior, média e posterior do músculo temporal, no movimento de retropulsão mandibular: análise qualitativa do sinal EMG bruto (Figura 46) e análise do nível de significância na correlação de atividade.

Sinal EMG bruto das partes anterior, média e posterior do músculo temporal, no movimento de retropulsão mandibular

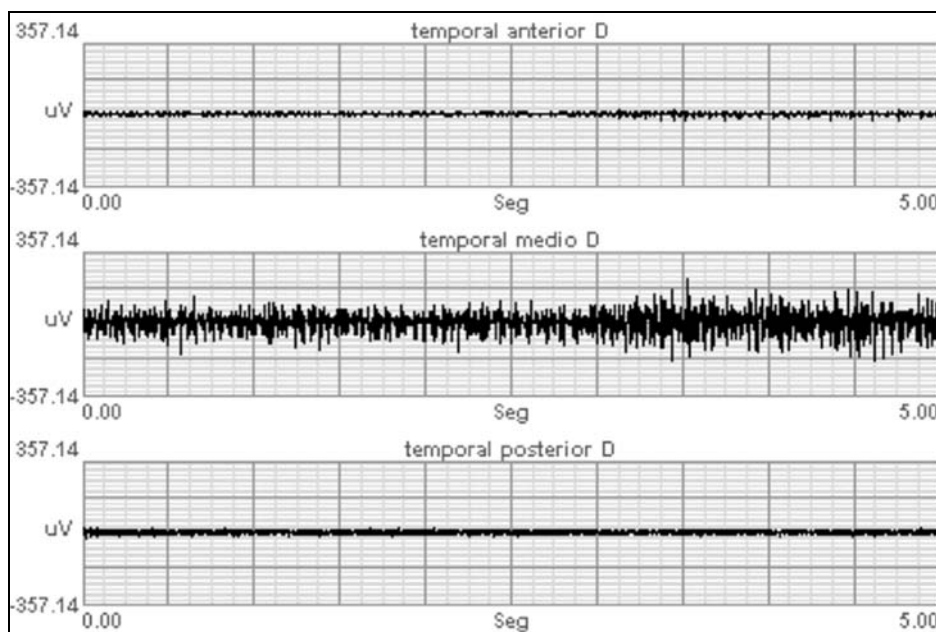


Figura 46 - O sinal EMG bruto das partes anterior, média e posterior do músculo temporal, no movimento de retropulsão mandibular, sugere que a parte média apresenta maior potencial de atividade elétrica, a parte anterior leve atividade e a parte posterior silêncio eletromiográfico.

Quantificação do sinal EMG bruto das partes anterior, média e posterior do músculo temporal, no movimento de retropulsão mandibular em Postos Médios de RMS

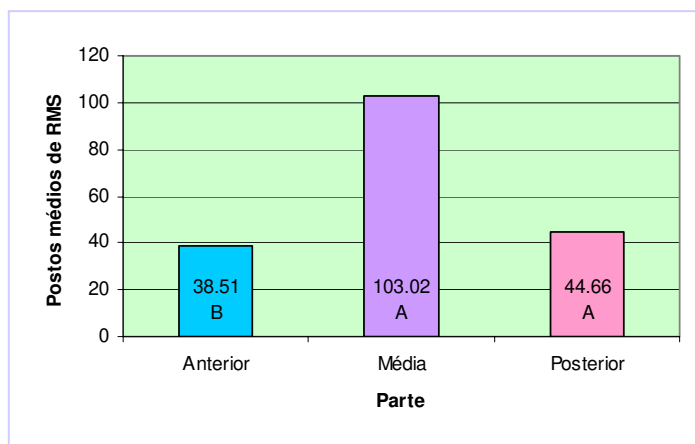


Figura 47 – Gráfico dos Postos Médios de *RMS*, pode-se observar maior potencial de atividade elétrica na parte média do músculo temporal (103,02), em relação a parte anterior (38,51) e parte posterior (44,66) . O potencial de atividade elétrica entre as partes média e posterior do músculo temporal não apresenta diferenças significativas e sim em relação as partes média e anterior.

Quantificação da correlação entre as partes anterior e média do músculo temporal no movimento de retropulsão mandibular ($r_s:0.34688$) ($p:0.1340$)

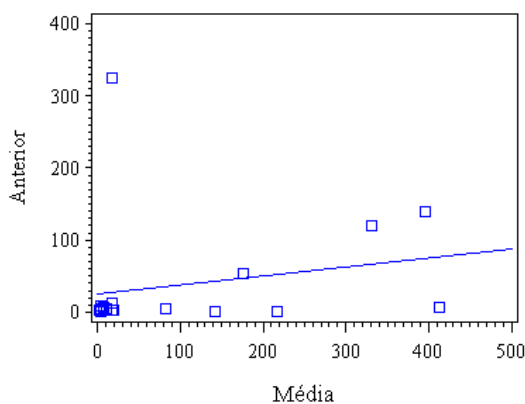


Figura 48 – Gráfico mostra que a correlação entre as partes anterior e média do músculo temporal não é considerada estatisticamente significativa no movimento de retropulsão mandibular

Quantificação da correlação entre as partes anterior e posterior do músculo temporal no movimento de retropulsão mandibular ($r_s:0.35139$) ($p:0.1287$)

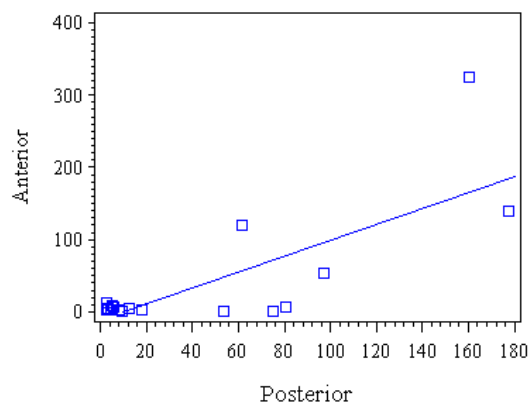


Figura 49 - Gráfico mostra que a correlação entre as partes anterior e posterior do músculo temporal não é considerada estatisticamente significativa no movimento de retropulsão mandibular ($r_s:0.35139$) ($p:0.1287$)

Quantificação da correlação entre as partes média e posterior do músculo temporal no movimento de retropulsão mandibular ($r_s:0.56810$) ($p:0.0090$)

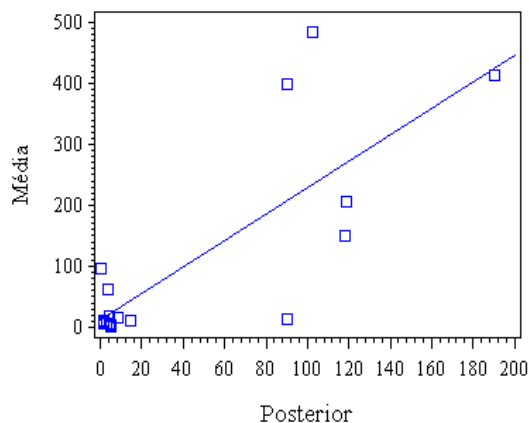


Figura 50 - Gráfico mostra que a correlação entre as partes média e posterior do músculo temporal não é considerada estatisticamente significativa no movimento de retropulsão mandibular ($r_s:0.56810$) ($p:0.0090$).

PROTRUSÃO MANDIBULAR

Foram realizadas duas análises das partes anterior, média e posterior do músculo temporal, durante o movimento de protrusão mandibular: análise qualitativa do sinal EMG bruto (Figura 51) e análise do nível de significância na correlação de atividade.

Sinal EMG bruto das partes anterior, média e posterior do músculo temporal, durante o movimento de protrusão mandibular

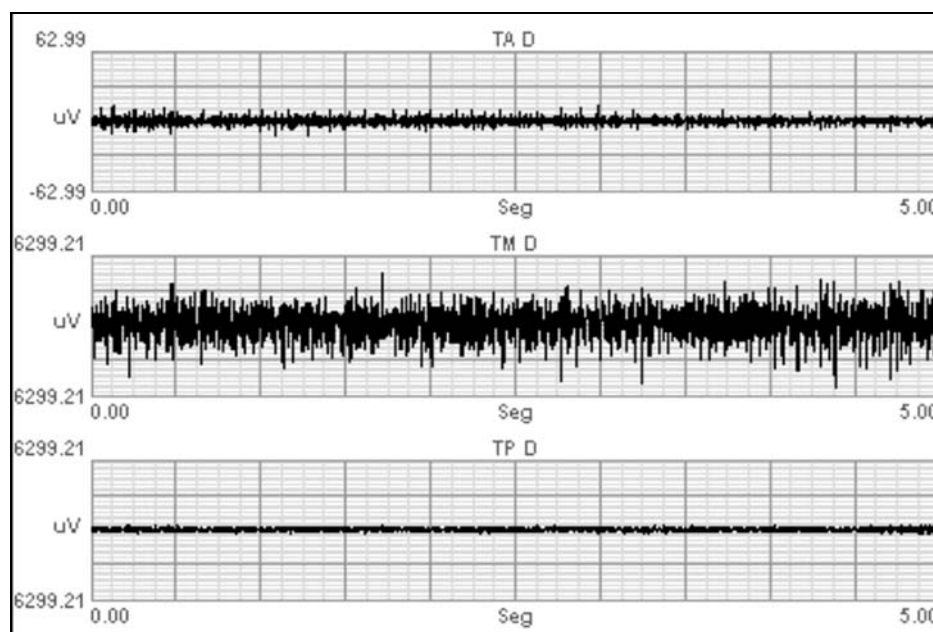


Figura 51 - O sinal EMG bruto das partes anterior, média e posterior do músculo temporal, durante o de movimento de protrusão mandibular, sugere que a parte média apresenta maior potencial de atividade elétrica, a parte anterior leve atividade e a parte posterior ausência de potencial elétrico.

Quantificação do sinal EMG bruto das partes anterior, média e posterior do músculo temporal, durante o movimento de protrusão mandibular em Postos Médios de RMS

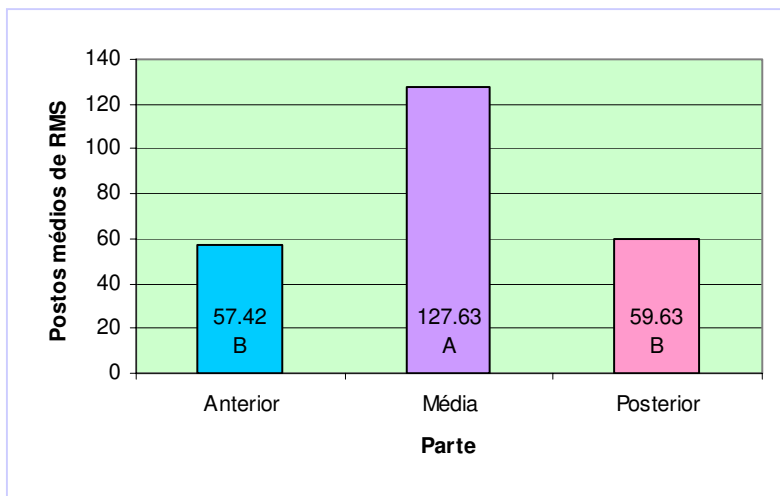


Figura 52 – Gráfico dos Postos Médios de *RMS*, pode-se observar maior potencial de atividade elétrica estatisticamente significativa da parte média do músculo temporal (127,63), em relação a parte anterior (57,42) e parte posterior (59,63). As partes anterior e posterior do músculo temporal não apresentam diferenças significativas de atividade elétrica entre si.

Quantificação da correlação entre as partes anterior e média do músculo temporal durante o movimento de protrusão mandibular ($r_s:0.67494$) ($p:0.0011$)

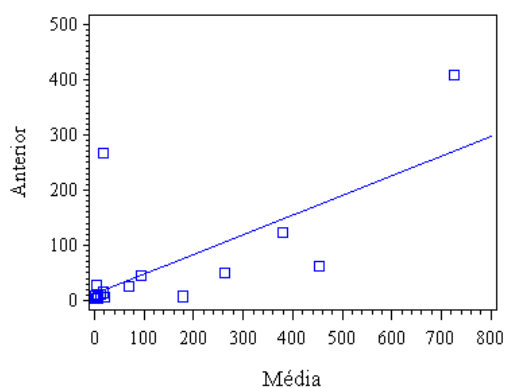


Figura 53 – Gráfico mostra que a correlação entre as partes anterior e média o músculo temporal não é considerada estatisticamente significativa durante o movimento de protrusão mandibular ($r_s:0.67494$) ($p:0.0011$)

Quantificação da correlação entre as partes anterior e posterior do músculo temporal durante o movimento de protrusão mandibular ($r_s:0.46160$) ($p:0.0405$)

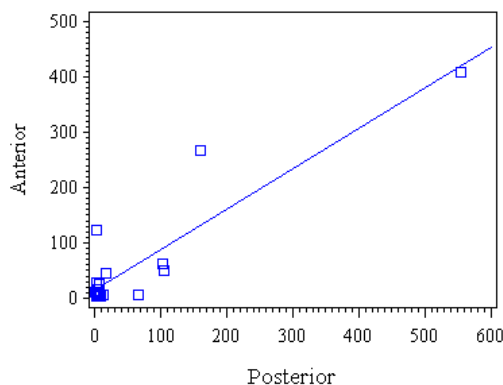


Figura 54 - Gráfico mostra que a correlação entre as partes anterior e posterior músculo temporal não é considerada estatisticamente significativa durante o movimento de protrusão mandibular ($r_s:0.46160$) ($p:0.0405$).

Quantificação da correlação entre as partes média e posterior do músculo temporal durante o movimento de protrusão mandibular ($r_s:0.60919$) ($p:0.0044$)

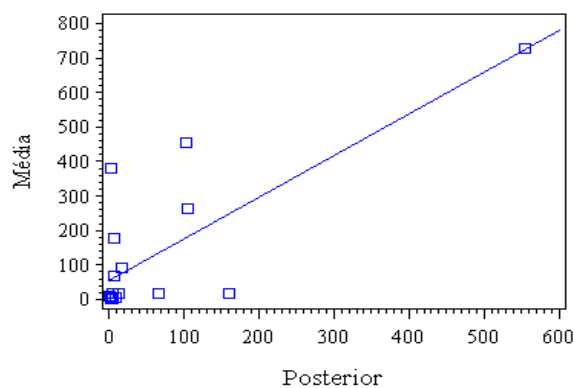


Figura 55 – Gráfico mostra que a correlação entre as partes média e posterior do músculo temporal é considerada estatisticamente significativa durante o movimento de protrusão mandibular $r_s:0.60919$ ($p:0.0044$).

RETRUSÃO MANDIBULAR

Foram realizadas duas análises das partes anterior, média e posterior do músculo temporal, no movimento de retrusão mandibular: análise qualitativa do sinal EMG bruto (Figura 56) e análise do nível de significância na correlação de atividade.

Sinal EMG bruto das partes anterior, média e posterior do músculo temporal, na retrusão mandibular

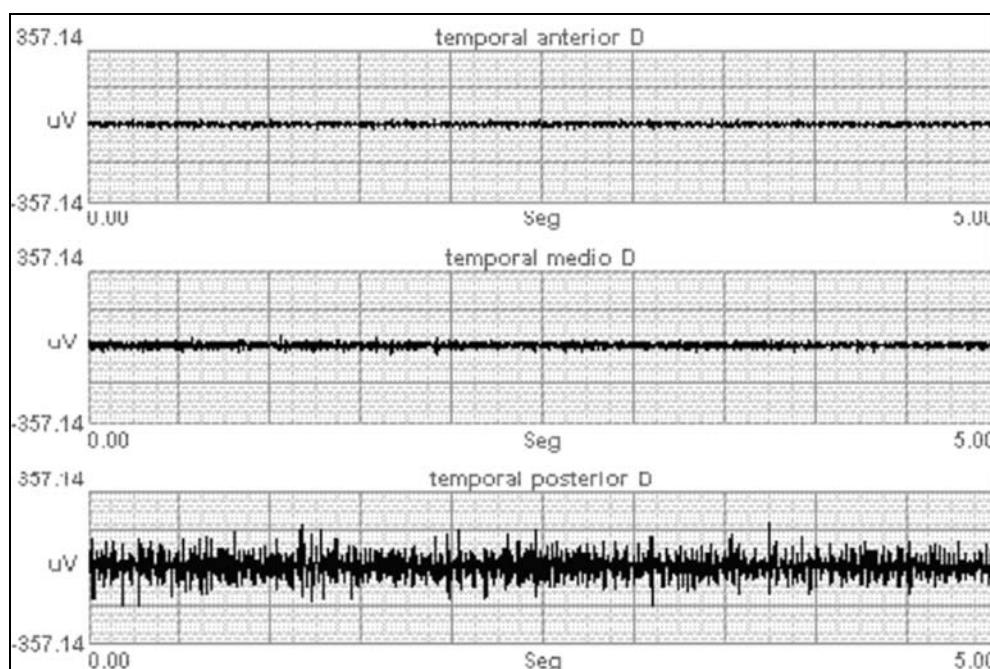


Figura 56 - Sinal EMG bruto das partes anterior, média e posterior do músculo temporal, na retrusão mandibular, sugere que a parte posterior apresenta maior potencial de atividade elétrica e as partes anterior e média potenciais de atividade elétrica de baixa intensidade.

Quantificação do sinal EMG bruto das partes anterior, média e posterior do músculo temporal, na retrusão mandibular em Postos Médios de RMS

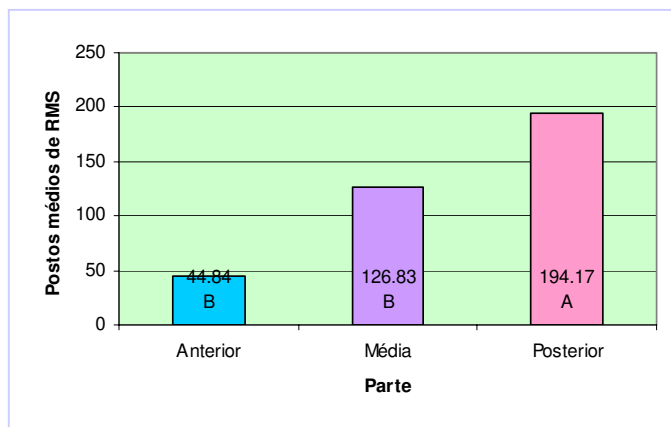


Figura 57 – Gráfico dos Postos Médios de *RMS*, pode-se observar maior potencial de atividade elétrica na parte posterior do músculo temporal (194,17), seguida em ordem decrescente das partes média (126,83) e da parte anterior (44,04). Não se observam diferenças estatisticamente significativas entre as partes média e anterior.

Quantificação da correlação entre as partes anterior e média do músculo temporal na retrusão mandibular ($r_s:0.61591$) ($p:0.0038$)

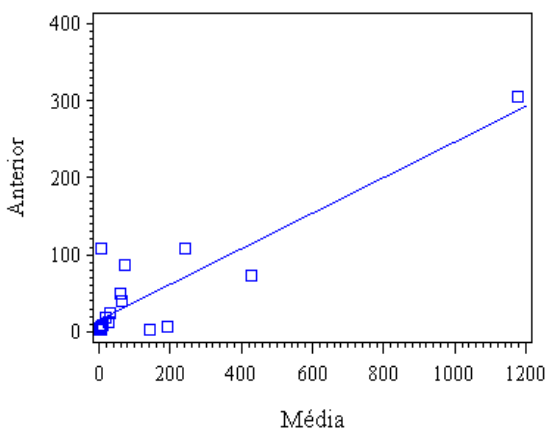


Figura 58 - Gráfico mostra que a correlação entre as partes anterior e média do músculo temporal é considerada estatisticamente significativa na retrusão mandibular ($r_s:0.61591$) ($p:0.0038$).

Quantificação da correlação entre as partes anterior e posterior do músculo temporal, na retrusão mandibular ($r_s:0.60286$) ($p:0.0049$)

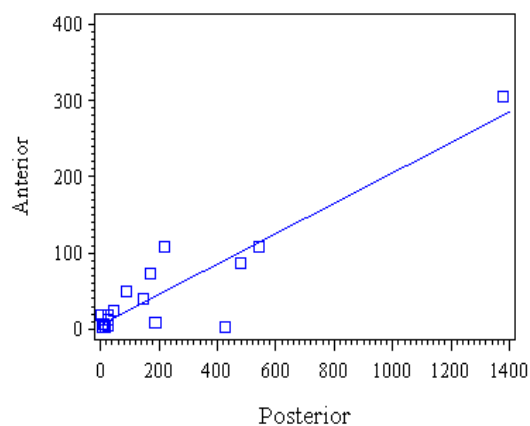


Figura 59 - Gráfico mostra que a correlação entre as partes anterior e posterior do músculo temporal é considerada estatisticamente significativa na retrusão mandibular ($r_s:0.60286$) ($p:0.0049$).

Quantificação da correlação entre as partes média e posterior do músculo temporal na retrusão mandibular ($r_s:0.62702$) ($p:0.0031$)

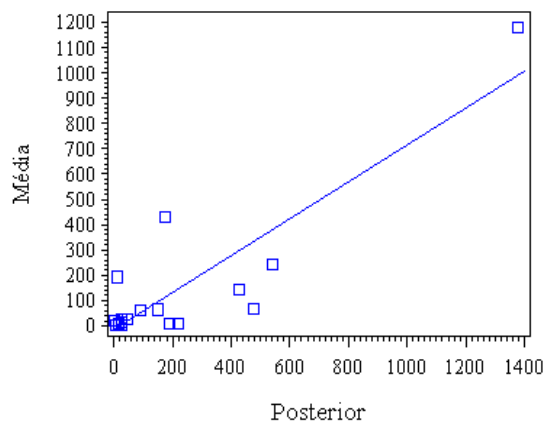


Figura 60 - Gráfico mostra que a correlação entre as partes média posterior do músculo temporal é considerada estatisticamente significativa na retrusão mandibular.

LATERALIDADE MANDIBULAR HOMOLATERAL DIREITA

Foram realizadas duas análises das partes anterior, média e posterior do músculo temporal, no movimento de lateralidade mandibular homolateral direita: análise qualitativa do sinal EMG bruto (Figura 61) e análise do nível de significância na correlação de atividade.

Sinal EMG bruto das partes anterior, média e posterior do músculo temporal, no movimento de lateralidade mandibular homolateral direita

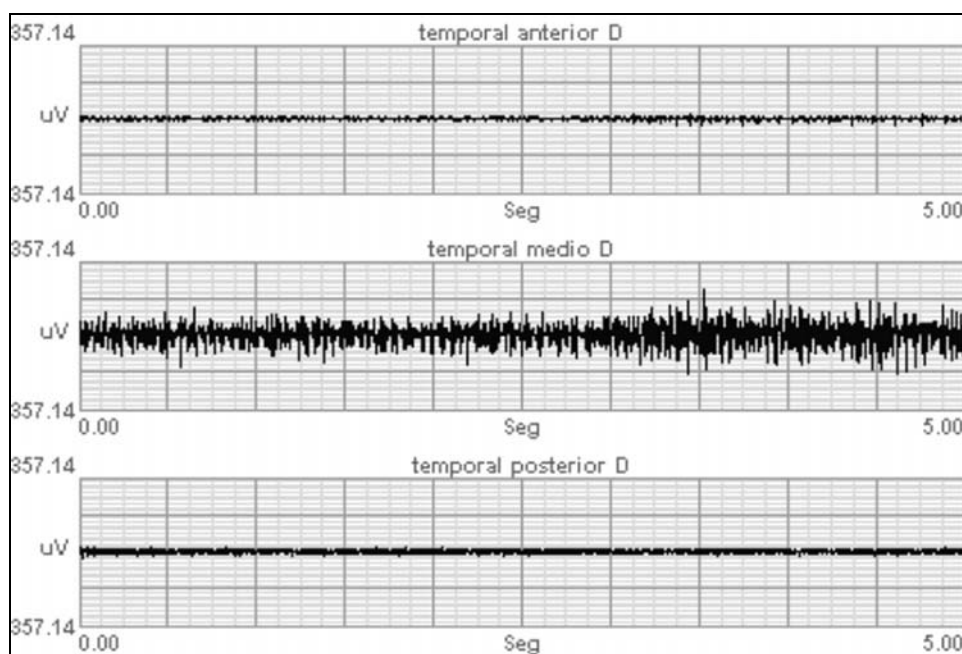


Figura 61 - Sinal EMG bruto das partes anterior, média e posterior do músculo temporal, no movimento de lateralidade mandibular homolateral direita, mostrado na figura 61, sugere que a parte média apresenta maior potencial de atividade elétrica, a parte média potenciais de atividade elétrica de baixa intensidade e a parte anterior silêncio eletromiográfico.

Quantificação do sinal EMG bruto das partes anterior, média e posterior do músculo temporal, no movimento de lateralidade mandibular homolateral direita em Postos Médios de RMS

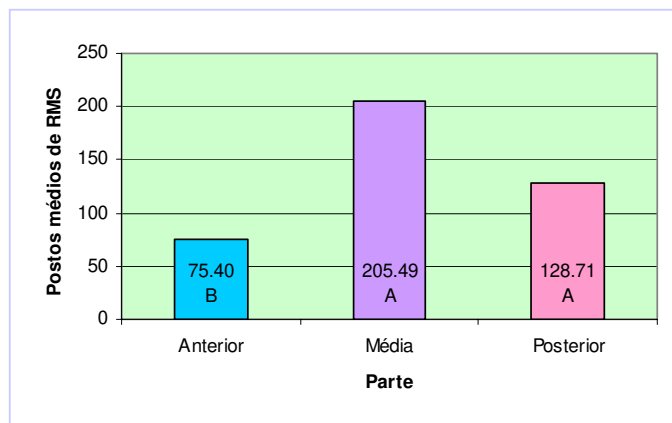


Figura 62 – Gráfico dos Postos Médios de *RMS*, pode-se observar maior potencial de atividade elétrica na parte média do músculo temporal (205,49), seguida em ordem decrescente da parte posterior (128,71) e da parte anterior (75,40). Não se observa diferença significativa entre as partes média e posterior. A parte anterior apresenta diferença significativa de potencial elétrico em relação às partes média e posterior.

Quantificação da correlação entre as partes anterior e média do músculo temporal, no movimento de lateralidade mandibular homolateral direita ($r_s:0.51579$) ($p:0.0199$)

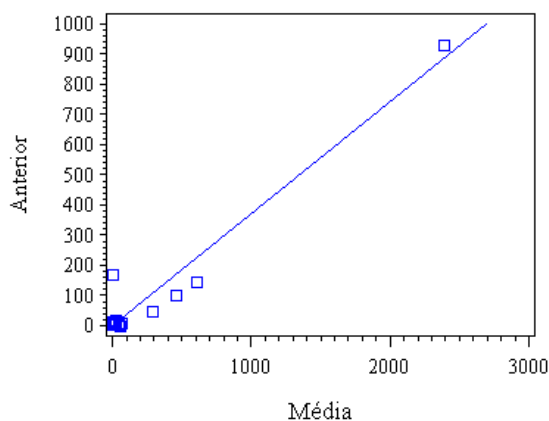


Figura 63 - Gráfico mostra que a correlação entre as partes anterior e média do músculo temporal não é considerada estatisticamente significativa no movimento de lateralidade mandibular homolateral direita ($r_s:0.51579$) ($p:0.0199$).

Quantificação da correlação entre as partes anterior e posterior do músculo temporal, no movimento de lateralidade mandibular homolateral direita ($r_s:0.34286$) ($p:0.1389$)

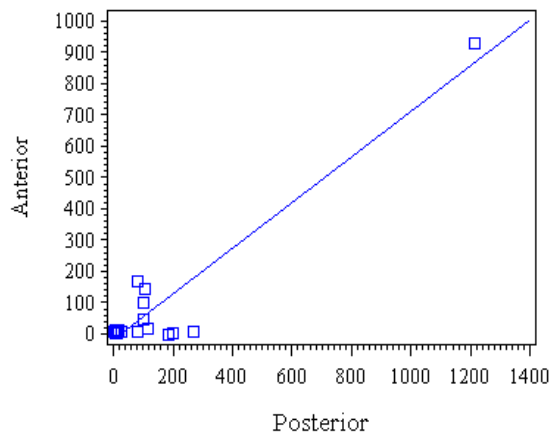


Figura 64 - Gráfico mostra que a correlação entre as partes anterior e posterior do músculo temporal não é considerada estatisticamente significativa no movimento de lateralidade mandibular homolateral direita ($r_s:0.34286$) ($p:0.1389$).

Quantificação da correlação entre as partes média e posterior do músculo temporal, no movimento de lateralidade mandibular homolateral direita ($r_s:0.76842$) ($p:0.0001$)

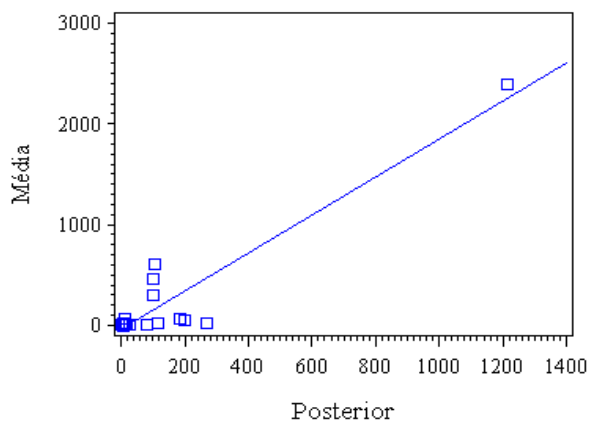


Figura 65 - Gráfico mostra que a correlação entre as partes média e posterior do músculo temporal é considerada estatisticamente significativa no movimento de lateralidade mandibular homolateral direita ($r_s:0.76842$) ($p:0.0001$).

LATERALIDADE MANDIBULAR CONTRALATERAL

Foram realizadas duas análises das partes anterior, média e posterior do músculo temporal, no movimento de lateralidade mandibular contralateral : análise qualitativa do sinal EMG bruto (Figura 66) e análise do nível de significância na correlação de atividade.

Sinal EMG bruto das partes anterior, média e posterior do músculo temporal, no movimento de lateralidade mandibular contralateral

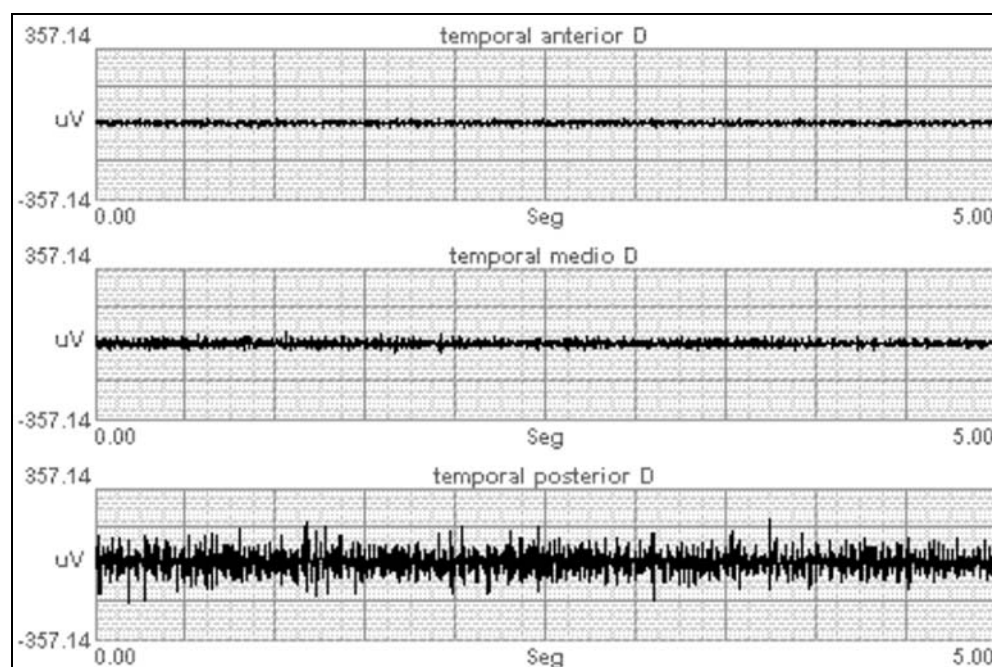


Figura 66 - Sinal EMG bruto das partes anterior, média e posterior do músculo temporal, no movimento de lateralidade mandibular contralateral, sugere que a parte posterior apresenta maior potencial de atividade elétrica, a parte média potenciais de atividade elétrica de baixa intensidade e a parte anterior silêncio eletromiográfico.

Quantificação do sinal EMG bruto das partes anterior, média e posterior do músculo temporal, no movimento de lateralidade mandibular contralateral em Postos Médios de RMS

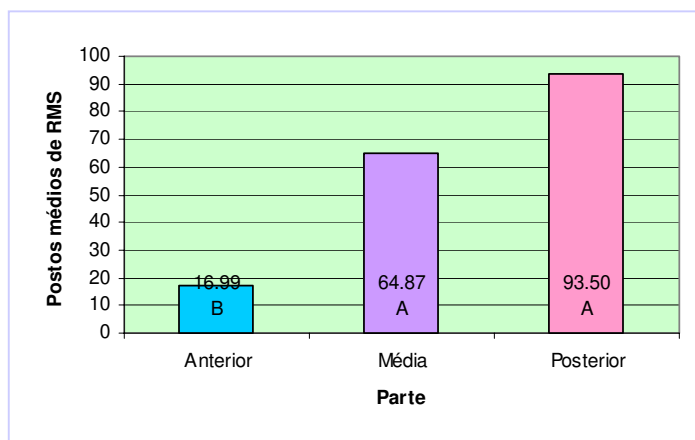


Figura 67 – Gráfico dos Postos Médios de *RMS*, pode-se observar maior potencial de atividade elétrica na parte posterior do músculo temporal (93,50), seguida em ordem decrescente da parte média (64,87) e da parte anterior (16,99). Não há diferença significativa entre os potenciais da parte posterior e média. A parte anterior apresenta diferença significativa em relação às partes média e posterior.

Quantificação da correlação entre as partes anterior e média do músculo temporal, no movimento de lateralidade mandibular contralateral ($r_s:0.32555$) ($p:0.1613$)

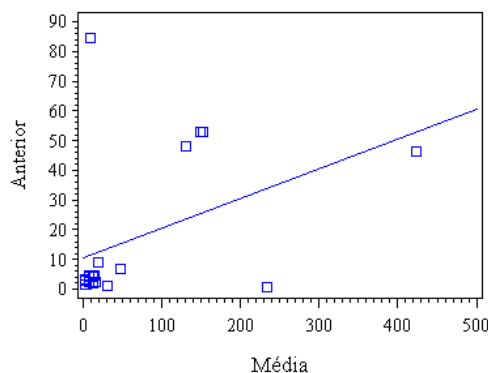


Figura 68 - Gráfico mostra que a correlação entre as partes anterior e média do músculo temporal não é considerada estatisticamente significativa no movimento de lateralidade mandibular contralateral ($r_s:0.32555$) ($p:0.1613$).

Quantificação da correlação entre as partes anterior e posterior do músculo temporal, no movimento de lateralidade mandibular contralateral ($r_s:0.18915$) ($p:0.4245$)

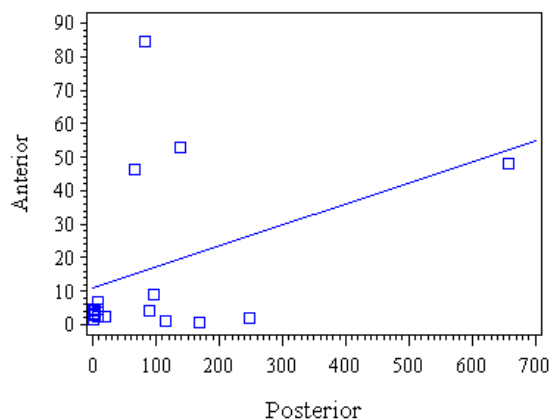


Figura 69 - Gráfico mostra que a correlação entre as partes anterior e posterior do músculo temporal não é considerada estatisticamente significativa no movimento de lateralidade mandibular contralateral ($r_s:0.18915$) ($p:0.4245$)

Quantificação da correlação entre as partes média e posterior do músculo temporal, no movimento de lateralidade mandibular contralateral ($r_s:0.70504$) ($p:0.0005$)

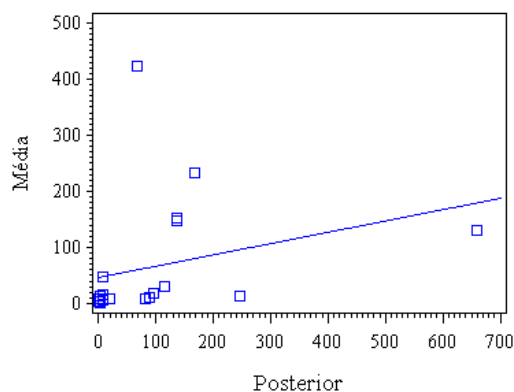


Figura 70 - Gráfico mostra que a correlação entre as partes média e posterior do músculo temporal é considerada estatisticamente significativa no movimento de lateralidade mandibular contralateral ($r_s:0.70504$) ($p:0.0005$).

6 DISCUSSÃO

Os pequenos potenciais elétricos gerados pelas partes anterior, média e posterior do músculo temporal podem ser explicados pela pouca solicitação de força, visto que a mandíbula é um osso leve e não há grandes resistências a serem vencidas ou contrapostas, o que exige recrutamento de poucas unidades motoras e portanto, a existência de potências menores do que em movimentações de grandes segmentos corporais.

Dada a complexidade do movimento de elevação da mandíbula e considerando as variadas nuances envolvidas na função mastigatória, esse estudo não poderia ser abrangente a ponto de investigar todos os seus aspectos, o que resultaria em um trabalho por demais extenso.

Assim optamos por deixar este assunto para um trabalho futuro enfocando nesse presente, os demais movimentos mandibulares em sua forma pura. As situações e excursões mandibulares serão estudadas segundo Figún & Garino (1994) e Sicher & Dubrul (1991).

6.1 Situação Postural de Repouso

Na postura de repouso os dentes não estão em contato oclusal, distância denominada espaço interoclusal ou espaço livre onde os côndilos estão posicionados em direção à inclinação da eminência articular, segundo Sicher & Dubrul (1994).

Na função de correlação as partes média e posterior do músculo temporal apresentaram resultados estatisticamente significativos, com uma ativação conjunta de 63%.

A análise estatística da atividade elétrica do músculo temporal também foi possível, pois a literatura fornece uma referência de 5 μ V (Soderberg, 1992), como valor máximo tolerado para essa situação. Nenhuma das partes anterior, média e posterior do músculo

temporal foram consideradas estatisticamente significativas. Os resultados médios obtidos foram próximos a 5 μ V, conforme podemos observar no Anexo 3, Tabela 1, sendo que os valores que excederam 5 μ V, são oriundos provavelmente do não descarte de sujeitos submetidos à intervenção ortodôntica e/ou ortopédica onde a memória muscular pós tratamento possa ter sido mantida gerando com isso atividade muscular (Bérzin & Nagae 2006), e pela instabilidade mandibular gerada por desarranjos oclusais outros, mesmo que a chave de oclusão em relação aos dentes molares tenha se mantido adequada.

Esses dados concordam com Basmajian & De Luca (1974) que já na primeira edição de seu livro *Muscle Alive* afirmava que a eletromiografia mostra conclusivamente que a fibra muscular no repouso não apresenta potenciais elétricos, contrariando Sherrington que já em 1916, afirmava que o músculo manteria um estado de semi-contração no repouso sob comando do sistema nervoso central, denominado tônus muscular, o que também é contestado por Clemensen (1951), Ralston & Libert (1953). Talvez por inércia própria da ciência o conceito de tônus perdura até hoje.

Quanto a musculatura mastigatória, vários são os autores que negam a existência de sinais elétricos em posição postural (Williams *et al.*, 1995, Smith & Weis & Don Lehmkuhl, 1997 e Faria & Bérzin, 1998). A posição postural da mandíbula é mantida graças às propriedades físicas básicas do músculo como, viscoelasticidade, plasticidade, ligamentos, pressão sub-atmosférica da boca e cápsula articular. Segundo Bérzin (2003),

O Sistema Nervoso Central não estaria despolarizando neurônios α e sim a propriocepção (fusos neuromusculares), e geraria pequenas descargas aleatórias, não freqüentes para manter essa situação, sempre que houvesse necessidade de reposicionamento da mandíbula quando, aos poucos a força da gravidade vencesse resistências estáticas ao seu abaixamento.

6.2 CONTRAÇÃO VOLUNTÁRIA MÁXIMA

Durante a contração voluntária máxima, os músculos elevadores da mandíbula masseter e pterigóideo medial são contraídos levando a uma posição de oclusão cêntrica e a uma pressão da cabeça da mandíbula sobre o disco articular, Figún & Garino (1994). No caso do músculo temporal, a manutenção dessa contração sustentada implica numa combinação de ativação de suas partes anterior, média e posterior, por se tratar de um músculo com função agônica do movimento .

Tais mecanismos são confirmados nos resultados deste estudo. As partes anterior e posterior do músculo temporal, ao ativarem conjuntamente de maneira isométrica (74%), elevam a mandíbula. A maior atividade da parte anterior evita possíveis sobrecargas na zona bilaminar pela parte posterior do músculo temporal.

Os resultados deste trabalho concordam parcialmente com Fernandez (1985), que refere que a “parte anterior do músculo temporal ativou ao máximo, a parte média ativou medianamente e a parte posterior levemente. Neste trabalho, ao contrário, observou-se alguma atividade elétrica na parte posterior do músculo.

Concorda também com Basmajian (1978), que considera a ativação de todas as partes do músculo temporal.

Discorda de Ahlgren *et al.*, (1986), que constata atividade elétrica significativa na parte posterior do músculo temporal.

Concorda parcialmente com Scott *et al.*, (2002), que afirmam que as partes anterior e posterior do músculo temporal ativam e significativamente e com Lindauer *et al.*, (1993) ao afirmarem que há mudanças na atividade muscular da parte posterior do músculo temporal, conforme se intensifica a força de mordida.

6.3 ABAIXAMENTO MANDIBULAR LEVE

O abaixamento mandibular foi estudado em duas situações distintas, no primeiro momento denominado abaixamento leve, os côndilos rodam dentro da fossa mandibular (Figun & Garino, 1994). Os resultados eletromiográficos obtidos demonstram uma ação conjunta das partes média e posterior do músculo temporal em 63%, sendo que a parte média apresenta uma predominância de atividade elétrica em relação à sua parte posterior, sugerindo com isso que a musculatura foi recrutada a fim de estabilizar a mandíbula, uma vez que os potenciais elétricos observados são de pequenos valores.

É importante ressaltar que não se utilizou nenhuma outra medida de aferição ou padronização quantitativa do abaixamento mandibular, somente o comando verbal, o que pode ter gerado discrepâncias em relação a amplitude do referido movimento mandibular, podendo ocasionar possíveis recrutamentos da parte posterior do músculo temporal, de baixa intensidade, comuns em casos de abaixamento mandibular mais acentuados.

Tais resultados discordam dos achados de Latif (1957), Vitti (1976) e Basmajian (1978), que ao investigar a ação do músculo temporal referem não ter encontrado atividade elétrica durante o abaixamento leve da mandíbula.

Discordam parcialmente de Fernandez (1985), que também encontrou leve atividade elétrica nas partes média e anterior do músculo temporal e esporádicas na parte posterior.

Os resultados deste trabalho também apresentam um detalhamento dos achados de Moyers que já em 1950, referia a presença de atividade elétrica na parte anterior do músculo temporal porém, sem demonstrar a correlação dessa atividade com as outras diferentes partes do músculo.

6.3 ABAIXAMENTO MANDIBULAR MÁXIMO

De acordo com Figun & Garino (1994), a segunda fase do abaixamento mandibular inicia-se com o movimento de translação anterior do côndilo até a eminência articular (cabeça da mandíbula), onde a mandíbula é abaixada ao máximo, momento em

que se observou neste trabalho, uma atividade elétrica conjunta das partes anterior e média (68%), média e posterior (67%) e anterior e posterior (61%), onde as partes anterior e média atuam como estabilizadores da mandíbula, fixando-a e ajustando seu abaixamento, exercendo com isso, sua função sinérgica. O movimento é finalizado com o recrutamento significativo da parte posterior do músculo, que por dispor de fibras horizontais, estabilizam a mandíbula, impedindo seu deslocamento para a frente, o que poderia ocasionar deslocamento da Articulação Temporomandibular (ATM). Foi interessante observar que em todos os movimentos com tendência a um deslocamento retrusivo exacerbado como na CVM, retrusão mandibular e abaixamento mandibular máximo houve uma ação conjugada das partes anterior e posterior, na tentativa provavelmente de conter por meio da parte anterior do músculo temporal um deslocamento posterior mandibular nocivo à zona bilaminar.

Os resultados obtidos concordam com Basmajian (1978), que justifica a presença dos potenciais de ação do músculo temporal como um mecanismo de proteção mandibular.

Concordam parcialmente com Latif (1957), Garnick & Ramfjord (1962), que encontraram atividade apenas nas partes anterior e posterior do músculo temporal e com MacDougall & Andrew (1953), que observaram atividade nas três partes, com predomínio da parte anterior do músculo temporal. O trabalho também concorda parcialmente com Moyers que, em 1950 já refere atividade da parte anterior do músculo temporal, porém, não a considera relevante.

Este estudo discorda de Vitti (1976) que não considera a existência de atividade elétrica durante o abaixamento máximo da mandíbula não relevando, inclusive, potenciais encontrados no transcurso da primeira abertura por considerar que a proteção e a limitação do movimento mandibular “é efetuado pela tensão elástica dos músculos e planos de cobertura da face”. A autora deste trabalho considera que a viscoelasticidade das fibras musculares e as fâscias não são suficientes para proteção da ATM, onde somente forças de igual ou maior calibre são necessários para conter ou ajustar o movimento.

6.4 PROPULSÃO MANDIBULAR

De acordo com Figún & Garino (1994), na propulsão mandibular há necessidade de um abaixamento inicial da mandíbula, a fim de que nenhuma margem incisal ou cúspide interfira neste movimento e no posterior avanço mandibular onde os dentes anteriores inferiores transpassam os anteriores superiores, ocasionando com isso uma desestabilização mandibular que é compensada pela ativação conjunta das partes anterior e média do músculo temporal (67%) observada neste trabalho, com potenciais elétricos mais elevados na parte média do que na parte anterior do músculo temporal. Tal recrutamento é necessário a fim de manter a mandíbula estável evitando com isso seu contínuo abaixamento e permitindo seu deslocamento anterior.

Tais resultados complementam os achados de Moyers (1950), que apenas relata a presença de atividade elétrica na parte anterior do músculo temporal. Concorde parcialmente com Fernandez (1985), que refere um recrutamento mediano na parte anterior do músculo temporal, recrutamento leve na parte média e silêncio eletromiográfico na parte posterior do músculo, durante a maioria do movimento.

O trabalho contraria os achados de Latif (1957), Vitti (1976), Basmajiam (1978) e Ahlgren (1986), que negam atividade elétrica do músculo temporal na propulsão mandibular.

6.5 RETROPULSÃO MANDIBULAR

Como no movimento de propulsão o abaixamento leve da mandíbula persiste e o côndilo deve ser deslocado para posterior segundo Figún & Garino (1994), a partir do movimento de propulsão mandibular até a posição postural de repouso mandibular sem contato oclusal. Não se observou neste estudos, um recrutamento conjunto das partes média e posterior do músculo temporal (56%) que favorece o deslocamento posterior da mandíbula, em função da disposição oblíqua e horizontal de suas fibras musculares. Os potenciais de ação elétrica mais elevados constatados na parte média do músculo temporal

são sejam decorrentes da captação do sinal ter sido realizada ao longo do movimento. Além disso, a atividade elevada da parte média não permite o abaixamento mandibular contínuo, auxiliando na manutenção da sua estabilidade.

Não foi possível encontrar na literatura nenhuma referência eletromiográfica sobre o movimento de retropulsão mandibular das partes do músculo temporal.

6.6 PROTRUSÃO MANDIBULAR

Segundo Figún e Garino (1989), o movimento de protrusão se dá a partir da posição de retrusão mandibular até a situação postural de repouso mandibular, sem intercuspidação oclusal. Durante este movimento, a resistência à deformação dos tecidos retroarticulares deformados pela retrusão, tendem a reposicionar o côndilo anteriormente quando cessam as forças causadoras da retrusão. Nos registros eletromiográficos deste estudo observa-se uma ativação conjunta das partes anterior e média do músculo temporal (67%), com a parte média recrutando significativamente no sentido de estabilizar a mandíbula e uma menor atividade elétrica da parte anterior, que permite anteriorizar o côndilo mandibular. Uma pequena correlação entre as partes média e posterior do músculo temporal (60%), também pode ser observada, provavelmente em função da captação do sinal eletromiográfico ter sido realizado ao longo do movimento, onde os resquícios da atividade da parte posterior do músculo temporal, em função da posição inicial ter sido de retrusão mandibular podem ainda ter sido recrutados.

Não foi possível encontrar na literatura nenhuma referência eletromiográfica sobre o movimento de protrusão mandibular das partes do músculo temporal.

6.7 RETRUSÃO MANDIBULAR

Nesse movimento também é observado um leve abaixamento mandibular para eliminar as intercuspidações. A mandíbula é deslocada para posterior em um movimento de pequena amplitude à partir da posição postural de repouso mandibular segundo Figún e Garino (1994). Os registros eletromiográficos observados neste trabalho mostram a presença de uma ação conjunta das partes média e posterior do músculo temporal (62%), onde os elevados potenciais de ação da parte posterior podem refletir sua função agônica no movimento de retrusão mandibular, levando o côndilo de encontro à parede anterior do meato acústico externo. O potencial elétrico menor observado na parte média do músculo temporal evita o abaixamento e a excessiva retrusão mandibular, auxiliando seu posicionamento na fossa mandibular.

Foi observada ainda uma ativação conjunto, em menor valor, das partes anterior e média (61%) e anterior e posterior (60%) do músculo temporal, refletindo a ação antagônica da parte anterior possivelmente para conter o movimento exacerbado de retrusão mandibular, considerado não fisiológico e nocivo à articulação temporomandibular o qual, quando se torna excessivo pode comprimir a zona bilaminar, fazendo com que o organismo busque recursos de ajuste e proteção.

Os resultados deste trabalho concordam com Vitti (1976), no que se refere à atividade elétrica significativa na parte posterior do músculo, moderada na parte média e menor na parte anterior. Concordam também com Moyers (1950), para o qual as contrações musculares dependem da extensão do posicionamento mandibular, o qual refere que partindo da posição de repouso, as fibras das partes média e posterior do músculo temporal apresenta ativação elétrica. Já, partindo da protrusão todas as partes são envolvidas com predomínio das partes média e posterior.

O presente trabalho ainda corrobora os achados dos seguintes autores: Latif (1957), que considera a parte posterior do músculo temporal significativamente mais ativa que a parte anterior. Fernandez (1985), “relatou que as fibras da parte posterior do músculo temporal ativam ao máximo, a parte média ativa entre máxima e medianamente e a parte

anterior ativa levemente e finalmente”, Ahlgren (1986), que também descreve ativação da parte posterior do músculo temporal somente durante a retrusão.

6.8 LATERALIDADE MANDIBULAR HOMOLATERAL DIREITA

Para execução desse movimento também é necessário um ligeiro abaixamento mandibular e um deslocamento lateral combinado com uma retrusão do côndilo, segundo Figún e Garino (1994). Observou-se uma ativação eletromiográfica conjunta das partes média e posterior (76%), com recrutamento significativo da parte média do músculo temporal, exercendo a função de agonista do movimento juntamente com a parte posterior. Vale ressaltar que a parte posterior do músculo temporal recruta tanto isotonicamente, ao exercer sua função agônica no movimento, como isometricamente ao exercer sua função estabilizadora do movimento mandibular limitando a movimentação excessiva dorsolateral que poderia comprimir a zona bilaminar. Em menor proporção observou-se uma ativação conjunta das partes anterior e média do músculo temporal (51%), a fim de manter a mandíbula suspensa após o ligeiro abaixamento mandibular no início do movimento, para que a mesma possa exercer posteriormente o movimento de lateralidade.

Os resultados eletromiográficos deste trabalho concordam com Moyers (1950), que descreve uma relação combinada na movimentação homolateral das partes média e posterior do músculo temporal, ressaltando que nos momentos em que há uma retrusão da mandíbula, a ativação do músculo temporal é intensa. Concorda também com Latif (1957), que relata atuação mais significativa da parte posterior do músculo temporal no movimento homolateral; com Vitti (1976), que observou no lado homolateral atividade moderada na parte posterior (73%) leve na parte média (57%) e anterior (45%) do músculo temporal. Basmajian (1978), também refere ativação da parte posterior do músculo temporal no lado homolateral.

Este trabalho concorda parcialmente com Fernandez (1985), que comprovou que “na lateralidade homolateral no músculo temporal as fibras da parte posterior ativaram medianamente, a parte média levemente e a parte anterior permaneceu em silêncio

eletromiográfico”. No movimento homolateral da mandíbula, segundo nossos achados pudemos concluir que o músculo temporal exerce um recrutamento da atividade elétrica de forma crescente no sentido antero-posterior.

6.9 LATERALIDADE MANDIBULAR CONTRALATERAL

Enquanto que no movimento homolateral ocorre um abaixamento da mandíbula e retrusão da cabeça da mandíbula, no movimento contralateral o que se observa, além do abaixamento da mandíbula é uma protrusão da cabeça da mandíbula, segundo Figún e Garino (1994). Nos registros eletromiográficos deste trabalho observa-se que as partes média e posterior do músculo temporal, ativaram em conjunto (70%), atuando no sentido de estabilizar a cabeça da mandíbula, impedindo um deslocamento exacerbado que levaria a uma luxação articular.

Os achados eletromiográficos deste trabalho discordam de Moyers (1950) e Vitti (1976), que não referem atividade no movimento contralateral da mandíbula; de Latif (1957), que refere leve ativação considerada sem importância no lado contralateral e concordam parcialmente com Basmajian (1978), que refere atividade na parte anterior do músculo temporal no movimento contralateral e com Fernandez (1985), que relata que “contralateralmente a parte anterior do músculo temporal ativou medianamente a parte média, ativou levemente a média e a parte posterior permaneceu em silêncio eletromiográfico”.

6.10 CONSIDERAÇÕES FINAIS

A discordância com a literatura e a discrepância dos resultados entre os diversos autores que podem ser observadas nos parágrafos anteriores já era esperado.

A falta de padronização de equipamentos, métodos e protocolos de experimentação, além dos primeiros trabalhos realizados em equipamentos analógicos onde

sinas de 20 μ V no repouso muscular eram considerados normais, levaram a uma série de variações e contradições nos estudos realizados no músculo temporal.

A existência de cabelo sobre a pele que recobre a parte média e posterior do músculo temporal é outro fator que dificulta sua análise “*in totum*”. O uso de eletrodos de agulha ou de fio (Moyers, 1950; Latif , 1957; Vitti ,1976; Ahlgren, 1985, 1986; Fernandez, 1985; Blanksma Van Eijden, 1990), que são inseridos no músculo temporal, cuja fina espessura situada sobre uma superfície óssea dificulta sua fixação, interfere diretamente sobre a derivação e conseqüente captação do sinal eletromiográfico.

Os diferentes materiais constituintes (alpaca, cobre, ouro, níquel, prata) dos eletrodos, a falta de padronização na distância intereletrodo, a variabilidade na análise dos resultados, levaram esta pesquisa a seguir fielmente a padronização proposta pela ISEK (2004) e SENIAM (1999) esperando com isso sanar grande parte dos problemas.

Mas da observação geral dos resultados o que se depreende é que o músculo temporal tem uma importância muito grande em todos os movimentos mandibulares estudados. Agindo como angonista , antagonista e estabilizador em toda dinâmica em relação ao osso mandibular, como o artista de um teatro de marionetes que através de seus diversos fios (parte anterior, média e posterior) presos a um boneco, o faz fazer mil piruetas sob seu comando.

Com a possibilidade de investigar não só a atividade elétrica isolada das porções que compõe o músculo temporal, mas também a correlação entre suas partes, pode-se constatar a importância que as partes média e posterior exercem na dinâmica mandibular. Os feixes da parte média, por apresentar um maior volume e extensão e estarem localizados medialmente ao longo do músculo são constantemente recrutados principalmente no sentido de modular os movimentos.

Os trabalhos eletromiográficos que investigam a parte média do músculo temporal no entanto, além de escassos são precários, pois foram realizados em sua maioria com eletrodos de agulha ou fio restringindo assim os resultados e a magnitude de sua importância. A parte posterior do músculo temporal também exerce uma influência significativa na dinâmica mandibular, sua localização posterior ao longo do músculo aliado à disposição de suas fibras no sentido horizontal, permitem que atuem tanto no sentido de

retrair a mandíbula em uma contração isotônica, como auxiliam na fixação da cabeça da mandíbula no caso de uma ação isométrica.

Finalmente cabe considerar que os movimentos da mastigação normalmente ocorrem poucas vezes ao dia. A fala porém, ocorre inúmeras vezes solicitando uma frequência muito maior de movimentos mandibulares, chegando em uma pessoa normal a 2000 movimentações mandibulares. Talvez por isso, a classificação do músculo temporal como da mastigação necessite ser revista.

7 CONCLUSÃO

- a) Na situação postural de repouso não há atividade elétrica significativa nas partes anterior, média e posterior do músculo temporal em sujeitos Classe I de Angle sem Disfunção Tempomandibular.
- b) As partes anterior, média e posterior do músculo temporal podem agir independentemente, mas há uma correlação entre suas ações que podem variar nas diversas condições estudadas. Conforme o momento ou situação estudada a partes anterior pode ser recrutada em conjunto com a parte média ou a posterior, e a parte média com a posterior.
- c) A parte média e posterior do músculo temporal são as mais ativas e correlatas em todos os movimentos estudados com exceção da contração voluntária máxima, abaixamento e propulsão da mandíbula em que há uma correlação entre as partes anterior e média.
- d) A parte média é a mais ativa do músculo temporal na maior parte das situações estudadas.
- e) Com exceção da posição postural de repouso as partes anterior, média e posterior do músculo temporal podem exercer as funções agônica, antagônica e estabilizadora mandibular dependendo da situação.

REFERÊNCIAS*

Acierno SP, Baratta RV, Solomonow M. A Practical Guide to Electromyography for Biomechanists. Bioengineering Laboratory LSUMC Department of Orthopedics. 1.ed. Louisiana: Copyright® Louisiana State University; 1995. p.250.

Ahlgren J. Surface and intramuscular EMG from the temporalis muscle. A study of methods. Electrom Clin Neurophysiol. 1985; 25: 353-357.

Ahlgren J. EMG pattern of temporalis in normal occlusion. Eur J Orthod. 1986; 8: 185-91.

Amadio AC, Duarte M. Fundamentos biomecânicos para a análise do movimento humano. São Paulo: Laboratório de Biomecânica /EEFUSP; 1996. p.1-87.

Ahlgren J, Sonesson B, Blitz M. An electromyographic analysis of the temporalis function of normal occlusion. Am J Orthod. 1985; 87(3): 230-239.

Ash MM, Ramfjord S. Oclusão. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 1996. 11-162.

Basmajian JV, De Luca CJ. Muscle Alive: their functions revealed by electromyography. Baltimore: Williams & Wilkins; 1974. p. 1-25.

Basmajian JV, De Luca CJ. Muscle Alive: their functions revealed by electromyography. Baltimore: Williams & Wilkins; 1978. p. 381-84.

Basmajian JV, De Luca CJ. Muscle Alive: their functions revealed by electromyography. Baltimore: Williams & Wilkins; 1985. p.516.

* De acordo com a norma da UNICAMP/FOP, baseadas na norma do International Committee of Medical Journal Editors – Grupo de VANCOUVER. Abreviatura dos periódicos em conformidade com o Medline

Bérzin F. Electromyographic analysis of the sternohyoid muscle and anterior belly of the digastric muscle in jaw movements. J of Oral Rehabilitation. 1995; 22: 463-467.

Bérzin F. Dor contexto interdisciplinar. Curitiba: Maio; 2003. p.213-218.

Bérzin F. Surface Electromyography in the diagnosis of Syndromes of Crânio-Cervical Pain. Bras J Oral Sciences. 2004; 3(10): 484-91.

Bérzin F, Nagae M. Nova Visão em Ortodontia e Ortopedia Funcional dos Maxilares. São Paulo: Santos; 2006. p.425-31.

Biasotto DA. Estudo Eletromiográfico dos Músculos do Sistema Estomatognático Durante a Mastigação de Diferentes Materiais, [dissertação]. São Paulo; Universidade Estadual de Campinas; 1999.

Blanksma NG, Van Eijden TMGJ . Electromyographic Heterogeneity in the human temporalis muscle. J Dent Res. 1990; 69(10):1686-1690.

Bumann A, Lotzmann U. Disfunção Temporomandibular . Porto Alegre: Artmed; 2003. p. 64-209.

Clemmesen S. Some studies of muscle tone. Proc R Soc Méd. 1951; 44: 637.

Close J, Nickel M, Todd A. Motor-unit action-potential counts. Their significance in isometric and isotonic contractions. The Journal of bone and joint surgery. 1960; 42: 1207-1222.

Correia PPC, Santos PM, Veloso A, Cabri J. Estudo da função neuromuscular com recursos a eletromiografia: desenvolvimento e fundamentação de um sistema de recolha , processamento e estudos realizados. Faculdade de Motricidade Humana – UTL. EPISTEME. 1998 ; (2) : 5-21 .

Cram J, Kasman GS, Holtz J. Introduction to Surface Electromyography. Maryland: Gaithersburg, Aspen Publication; 1998. p. 250.

Dangelo JG, Fattini CA. Anatomia humana básica. Rio de Janeiro: Atheneu; 1995. p.43-50.

De Luca CJ. A use of surface Electromyography in Biomechanics. Journal of Applied Biomechanics. 1997; 13:135-263.

De Luca CJ. Wartenweiler Conferência Comemorativa. Centro e Departamento de pesquisa de engenharia biomédica neuromuscular e Departamento de neurologia da Universidade de Boston, 1993. Direitos autorais por Delsys Inc. 1997 Disponível em : URL :[http:// www.delsys.com](http://www.delsys.com) . Acesso em : 01 de março de 2002.

Dimitrov GV *et al.*,. Simulation análisis of the ability of different types of multielectrodes to increase selectivity of detection and to reduce cross-talk . J Electromyogr Kinesiol . 2003; 13: 125-38.

Dubrul El. The craniomandibular articulation, Sicher's Oral Anatomy. St Louis: Mosby; 1980.

Duchenne GB. Phisiology of motion. Philadelphia: Lippincott Company; 1949. p.547-553.

Eriksson PO, Thornell LE. Histochemical and morphological muscle-fibre characteristic of the human masseter , the medial pterygoid and the temporal muscles. Arch Oral Biol . 1983; 28: 781-795.

Ervilha UF, Duarte M, Amadio AC. Estudo sobre procedimentos de normalização do sinal eletromiográfico durante o movimento humano. Rev Bras Fisiot . 1998 ; 3 (1) :15-20.

Faria CR, Bérzin F. Electromyographic study of the temporal , masseter and suprahyoid muscles in the mandibular rest position. J of Oral Rehabilitation. 1998; 25: 776-780.

Farina TC, Bottini A, Piancino MG, Bracco P, Merletti R. Surface EMG of jaw elevator muscles: effect of electrode location and inter-eletrode distance. J of Oral Rehabilitation. 2005; 32: 411-17.

Ferla A . Padrão de Atividade Elétrica dos Músculos Temporal Anterior e Masseter em Crianças Respiradoras Bucais e em Crianças Respiradoras Nasais. [dissertação] . Santa Maria ; Universidade Federal de Santa Maria ; 2004.

Fernandez MR. Estudio electromiográfico del músculo temporal. Rev Cuc Est. 1985; 22:177-86 .

Figún ME, Garino RR . Anatomia Odontológica Funcional e Aplicada. Ed. Panamericana . São Paulo: Panamericana; 1994. p.373.

Garnick J, Ramfjord SP. Rest position. An electromyographic and clinical investigation. J Prost Dent. 1962; 12(5): 895-911.

Gaughran GRL. Fasciae of the masticator space. Anat Record . 1957 ;129 : 383-400.

Guyton A, Hall JE. Tratado de fisiologia médica. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 1997. p.67-78.

Harn SD, Shackelford L. S. Further evaluation of the superficial and deep tendons of the human temporalis muscle. *Anat Record*. 1982 ; 20: 537-48.

Howland JP, Brodie AG. Pressures exerted by the buccinator muscle. *Angle Orthod*. 1966; 36 :1-12 . *Apud* Ransford , R.E . Personal Communication . Department of Anatomy, University of Illinois , 1963.

ISEK Congress . June, 2004. Boston, MA USA. Editors Serge H. Roy, Paolo Bonato, Meyer Jens.

Jonsson B, Komi PV. Reproducibility problems when using wire electrodes in electromyographic kinesiology in New development in electromyography and clinical neurophysiology. Baltimore: Desmedt; 1973. v.1. p.540-546.

Knutson LM , Soderberg GL , Ballantyne BT , Clarke WR . A study of various normalization procedure for within day electromyographic data. *J Electromyogr Kinesiol*. 1994 ; 4 (1): 47-59.

Konrad P . The ABC of EMG . A practical Introduction to Kinesiology Electromyography. Noraxon Inc.USA . Web Site : www.noraxon.com p.27, 2005.

Latarjet LT. *Tratado de anatomia humana*. Barcelona: Salvat; 1988. p.765 – 768

Latif A. An electromyographic study of the temporalis muscle in normal persons during selected positions and movements of the mandible. *Am J orthod*. 1957; 43: 577-591.

Lindauer SJ, Gay T, Rendell J. Effect of jaw opening on masticatory muscle EMG-FORCE characteristics. *J Dent Res*. 1993;72(1): 51-55.

MacConaill MA, Basmajian JV. Muscles and movements – a basis for human kinesiology. Baltimore: Williams & Wilkins Company; 1969.p.44-144.

Matthews BHC. A special purpose amplifier. J Physiol (Lond.) . 1934; 81:28-33.

Molina OF. Fisiopatologia craniomandibular. São Paulo: Pancast; 1995.p.149-178.

MacDougall JDB, Andrew BL. An electromyographic study of the temporalis and masseter muscles. J Anat. 1953; 87:37-45.

Madeira MC. Anatomia da Face. São Paulo: Sarvier; 1995. p.37-85.

Moyers RE. An electromyographic analysis of certain muscles involved in temporomandibular movement. Am J Orthod. 1950; 36(7): 481-515.

Nagae MH. Estudo eletromiográfico da correlação entre os músculos bucinador e masseter, durante a mastigação, em sujeitos Classe I e III de Angle. **[dissertação]. São Paulo;** Universidade Estadual de Campinas; 2005.

Portney L . Eletromiografia e testes de velocidade de condução nervosa . In: Reabilitação Física : Avaliação e tratamento . São Paulo : Manole ; 1993. p.183-22.

Reucher H, Rau G, Silny J. Spatial filtering of noninvasive multielectrode EMG: part I – Introduction to measuring technique and applications, IEEE Trans Biomed Eng. BME. 1987; 34: 98-105.

Ralston HJ, Libet B. The question of tone in skeletal muscle. Am J Phys Med. 1953; 32: 85.

Ringqvist M. Fiber types in human masticatory muscles. Relation to function . Scand J Dent . 1974; 82: 333-355.

Scott BJJ, Mason AG, Cadden SW. Voluntary and reflex control of the human temporalis muscle. J of Oral Rehabilitation. 2002; 29: 634-643.

SENIAM Biomedical and Health Research Program. European Recommendations for Surface Electromyography. Viena: Roessingh Research and Development; 1999. Hermens HJ, Freriks B, Merletti R , Stegeman D , Blok J , Rau G, Disselhorst-Klug C, Hägg G.

Shapiro SS, Wilk MB. An Analysis of Variance Test for Normality (complete samples). Philadelphia: Biometrika; 1965, v. 52, p. 591-611.

Sicher H. Oral anatomy. Saint Louis: Mosby Company; 1952.p.163.

Sicher H, Dubrul EL. Anatomia Oral. São Paulo: Artes Médicas; 1991.p.119-147.

Sicher H , Tander J. Anatomia para Dentistas. São Paulo: Atheneu; 1981.

Smith LK, Weis EL, Don Lehmkuhl L. Cinesiologia clínica de Brunnstrom . São Paulo:Manole; 1997. p.1-135.

Snell RS . Anatomia. Rio de Janeiro: Médica e Científica; 1984. p.591-593.

Soderberg GL. Selected Topics in Surface Electromyography for Use in the Occupational Setting: expert perspectives. Washington, DC: US Department of health and services, national institute for occupational safety and Health; 1992.

Soderberg GL, Cook T.M . Electromyography in biomechanics. Phys Ther Alexandria. 1994; 64 (12):1813-20.

Stalberg E, Eriksson RO, Antoni L, Thornell LE. Electrophysiological study of size and fibre distribution of motor units in the human masseter and temporal muscles. Arch Oral Biol. 1986; 31: 521-527.

Testut L, Latarjet A. Compêndio de anatomia descritiva. Rio de Janeiro: Guanabara; 1956. p.153-55.

Testut L, Latarjet A. Compêndio de anatomia humana. Rio de Janeiro: Salvat Guanabara; 1988.

Testut L, Jacob O. Compêndio de anatomia topográfica. Rio de Janeiro: Salvat Guanabara; 1958. p.10-14.

Türker KS. Electromyography some methodological problems and issues. Phys Ther Alexandria. 1993; 73 (10): 698-710.

Vitti M, Basmajian J V. Integrated actions of masticatory muscles: simultaneous EMG from eight intramuscular electrodes. Anat Rec. 1976; 187:173-190.

Whiting WC, Zernicke RF. Biomecânica da lesão musculoesquelética. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 2001. p.41-82.

Williams P, Warwick R, Dyson M, Bannister L H. Gray Anatomia. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 1995.p.539-540.

Winter DA. Biomechanics and motor control of human movement. New York: Copyright© John Wiley & Sons, Inc;1990. p.165-212.

ANEXOS

ANEXO 1



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



CERTIFICADO

O Comitê de Ética em Pesquisa da FOP-UNICAMP certifica que o projeto de pesquisa "**Estudo eletromiográfico de superfície das partes anterior, média e posterior do músculo temporal em sujeitos classe I de Angle**", protocolo nº **131/2006**, dos pesquisadores **MIRIAN HIDEKO NAGAE e FAUSTO BÉRZIN**, satisfaz as exigências do Conselho Nacional de Saúde – Ministério da Saúde para as pesquisas em seres humanos e foi aprovado por este comitê em 25/09/2006.

The Research Ethics Committee of the School of Dentistry of Piracicaba - State University of Campinas, certify that project "**Surface electromyographic study about frontal, medial and posterior part's temporal muscle in subjects Angle's class I**", register number **131/2006**, of **MIRIAN HIDEKO NAGAE and FAUSTO BÉRZIN**, comply with the recommendations of the National Health Council – Ministry of Health of Brazil for researching in human subjects and was approved by this committee at 25/09/2006.


Prof.ª Cecília Gatti Guirado
 Secretária
 CEP/FOP/UNICAMP


Prof. Jacks Jorge Júnior
 Coordenador
 CEP/FOP/UNICAMP

Nota: O título do protocolo aparece como fornecido pelos pesquisadores, sem qualquer edição.
 Notice: The title of the project appears as provided by the authors, without editing.

Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

As informações contidas neste termo foram recomendadas pelo Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) da Faculdade de Odontologia de Piracicaba (FOP/UNICAMP) e têm a finalidade de esclarecer aos voluntários os detalhes que compõem o protocolo da pesquisa intitulada “ESTUDO ELETROMIOGRÁFICO DAS PARTES ANTERIOR , MÉDIA E POSTERIOR DO MÚSCULO TEMPORAL NA CINÉTICA MANDIBULAR.”

1. Justificativa para a pesquisa: devido a maior fidedignidade favorecida por uma maior área de captação do registro eletromiográfico por meio de eletrodos de superfície diferenciais , não invasivos e ausência de publicações Do músculo temporal nas porções anterior , média e posterior concomitantemente , decidiu-se investigar o padrão de atividade muscular em sujeitos Classe I de Angle , sem comprometimentos músculo esqueléticos.

2. Objetivos da pesquisa: pretende-se fornecer uma padronização do comportamento da atividade muscular de distintas movimentações mandibulares em sujeitos Classe I de Angle do músculo temporal nas suas porções anterior , média e posterior concomitantemente .

3. Procedimentos a serem empregados: durante o experimento, os voluntários receberão todas as informações necessárias à aprovação para participação das condutas de coletas de dados eletromiográficos. Ficando comprometido a participar da intervenção, comparecendo nos dias e horários marcados pelos responsáveis pela pesquisa e avisando com antecedência no caso da necessidade de se ausentar. Também está ciente que não será submetido a nenhum tipo de tratamento sem estar ciente ou sem seu prévio consentimento, podendo desligar-se desta pesquisa a qualquer momento, comprometendo-se somente a comunicar pelo menos um dos responsáveis por esta pesquisa.

4. **Sigilo de Identidade:** as informações obtidas nesta pesquisa não serão de maneira alguma associadas à identidade do voluntário e não poderão ser consultadas por pessoas leigas sem sua autorização oficial. Estas informações poderão ser utilizadas para fins estatísticos ou científicos, desde que fiquem resguardados a total privacidade e anonimato do voluntário.

5. **Desconfortos e riscos previsíveis:** os voluntários não serão submetidos a nenhuma situação de risco ou constrangimento, podendo, inclusive, aceitar ou declinar do convite, sem necessidade de nenhuma justificativa.

6. **Benefícios diretos aos voluntários:** os pesquisadores pretendem com o estudo contribuir para uma melhor compreensão do músculo temporal.

7. **Indenização aos voluntários:** como não se prevê nenhum gasto por parte do voluntário, todas as despesas serão de responsabilidade exclusiva do pesquisador responsável, não havendo, portanto, nenhuma previsão de indenização.

8. **Seguro Saúde ou de Vida:**

Não existirá nenhum tipo de seguro de saúde ou vida que possa vir a beneficiar o voluntário em função de sua participação neste estudo.

9. **Endereços para contato:**

Mirian Hideko Nagae (pesquisadora)
Faculdade de Odontologia de Piracicaba
Laboratório de Eletromiografia
Avenida Limeira , 901
Bairro : Areião
Cep: 13.414-903 Piracicaba-São Paulo
Fone/Fax-(19) 34125349

Residencial:

Av. Paulista 1195 apt:152
Bairro Jardim Paulista
Cep:01311/200 São Paulo/SP

Telefone : (11) 32624944
e-mail : mangae@uol.com.br

Comitê de Ética em Pesquisa (CEP)
Faculdade de Odontologia de Piracicaba
Avenida Limeira , 901
Bairro : Areião
Cep: 13.414-903 Piracicaba-São Paulo
Site : www.fop.unicamp.br/cep

ATENÇÃO: A sua participação em qualquer tipo de pesquisa é voluntária. Em caso de dúvida quanto aos seus direitos, escreva para o Comitê de Ética em Pesquisa da FOP-UNICAMP. Endereço – Av. Limeira, 901 – CEP/FOP – 13414-900 – Piracicaba – SP.

FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA
FOP – UNICAMP

DEPARTAMENTO DE MORFOLOGIA

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM BIOLOGIA BUCO-DENTAL

Consentimento formal de participação no estudo intitulado: Estudo eletromiográfico de superfície das partes anterior , média e posterior do músculo temporal em sujeitos Classe I de Angle.

Orientadora: Prof. Dr. Fausto Bérzin

Doutoranda : Mirian Hideko Nagae

Eu, _____ portador do RG
no. _____, residente à _____,
no. _____, bairro _____
Cidade _____, declaro que tenho _____ anos de idade e que
concordo em participar, voluntariamente, na pesquisa conduzida pela aluna responsável e
por seu respectivo orientador. Minha participação possui caráter voluntário, sendo que
poderei retirar meu consentimento a qualquer momento. Sendo assim, concordo em
participar da pesquisa e me comprometo a fornecer os dados de forma clara e sincera.

Local e data

Assinatura do voluntário

ANEXO 2

DADOS PESSOAIS

NOME : _____

Data de nascimento : ____/____/______ profissão: _____

Tel : comercial () _____ celular () _____ residência () _____

Data : ____/____/200__

ESTADO DE SAÚDE

Medicamentos ? (quais): _____

Doenças graves ? (quais) : _____

Dor muscular ? (quais e descreva) : _____

Respirador bucal ? _____

AValiação ODONTOLÓGICA

Apresenta Disfunção Têmporo-Mandibular ? _____

Agenesia dental ? _____

Desvio da linha média ? _____

Mordida cruzada ? _____

Apertamento dental ? _____

Bruxismo ? _____

OCLUSÃO

() Classe I de Angle () Classe II de Angle () Classe III de Angle

OBSERVAÇÕES

ANEXO 3

TABELA 1 – Cálculo da média e desvio padrão na situação de repouso para as Partes anterior, média e posterior do músculo temporal na situação postural de repouso.

Analysis Variable : TA					
acao Maximum	N Obs	N	Mean	Std Dev	Minimum
REPOU 8.4000000	19	18	4.7666667	2.2276339	1.0000000
Analysis Variable : TM					
acao Maximum	N Obs	N	Mean	Std Dev	Minimum
REPOU 24.6000000	19	18	8.9722222	7.3463721	1.5000000
Analysis Variable : TP					
acao Maximum	N Obs	N	Mean	Std Dev	Minimum
REPOU 16.0000000	19	18	5.0777778	4.6913632	1.4000000

TABELA 2 – Análise da média e desvio padrão de todos os movimentos mandibulares da parte anterior do músculo temporal

Analysis Variable : TA					
acao	N	N	Mean	Std Dev	Minimum
Maximum	Obs				
-----	-----	-----	-----	-----	-----
ABERL 195.9000000	21	20	22.7550000	45.5146879	1.1000000
ABERM 186.2000000	21	20	29.4850000	52.5840007	2.6000000
EXTRU 167.1000000	21	18	33.6944444	46.2814977	2.2000000
ISOMT 1001.30	21	13	221.5307692	248.3936237	52.3000000
LATDI 931.0000000	21	20	75.4000000	207.2859962	0.9000000
LATES 84.4000000	21	20	16.9850000	24.7979684	0.9000000
PROPU 203.4000000	21	20	40.9450000	60.2374379	2.6000000
PROTR 408.0000000	21	20	57.4200000	102.7183866	3.9000000
REPOU 85.0000000	21	20	11.2350000	20.6461995	1.0000000
RETRO 324.9000000	21	20	38.5050000	78.2477138	0.8000000
RETRU 305.0000000	21	20	44.8350000	70.7990431	3.4000000

TABELA 3 – Análise da média e desvio padrão de todos os movimentos mandibulares da parte média do músculo temporal

Analysis Variable : TM					
acao Maximum	N Obs	N	Mean	Std Dev	Minimum
-----	-----	-----	-----	-----	-----
ABERL 580.1000000	21	20	43.0250000	127.6377476	2.4000000
ABERM 458.5000000	21	20	87.6800000	145.5220822	2.4000000
EXTRU 465.7000000	21	17	80.6117647	130.8548570	3.7000000
ISOMT 578.0000000	21	13	135.5153846	149.9386866	10.9000000
LATDI 2396.00	21	20	205.4900000	541.8522045	3.4000000
LATES 424.5000000	21	20	64.8650000	107.2833154	3.0000000
PROPU 483.9000000	21	20	96.6550000	154.9674481	3.0000000
PROTR 728.0000000	21	20	127.6300000	197.4755257	2.0000000
REPOU 407.9000000	21	20	33.6250000	90.8340585	1.5000000
RETRO 413.0000000	21	20	103.0150000	138.5387929	2.0000000
RETRU 1180.00	21	20	126.8250000	270.3591916	4.0000000

TABELA 4 – Análise da média e desvio padrão de todos os movimentos mandibulares da parte posterior do músculo temporal

Analysis Variable : TP					
acao Maximum	N Obs	N	Mean	Std Dev	Minimum
ABERL 115.0000000	21	20	22.9100000	36.8621886	1.8000000
ABERM 398.3000000	21	20	116.0250000	145.7817470	3.0000000
ISOMT 224.6000000	21	13	52.5769231	73.7747377	7.5000000
LATDI 1215.00	21	20	128.7050000	266.9717420	1.8000000
LATES 658.8000000	21	20	93.5000000	150.4628123	1.1000000
PROPU 190.4000000	21	20	38.6100000	57.0642657	0.5000000
PROTR 556.1000000	21	20	59.6295000	126.1482029	2.2000000
REPOU 98.2000000	21	20	12.1400000	23.3555448	1.4000000
RETRO 177.7000000	21	20	44.6600000	54.3691224	2.6000000
RETRU 1377.00	21	20	194.1700000	324.7283530	5.2000000

TABELA 5 – Os dados foram submetidos a uma análise de variância com modelos mistos usando-se a técnica de análise de medidas repetidas pois desejava-se comparar as médias das três partes de um mesmo músculo (temporal). A análise foi feita com base nos postos dos dados e calculada através do sistema SAS

```

Análise de Variância com medidas repetidas

The Mixed Procedure

Model Information

Data Set                D.RANKS_MIXED
Dependent Variable      rms
Covariance Structure    Compound Symmetry
Subject Effect          acao(paciente)
Estimation Method       REML
Residual Variance Method Profile
Fixed Effects SE Method Model-Based
Degrees of Freedom Method Between-Within

Class Level Information

Class      Levels      Values
acao              11      ABERL ABERM EXTRU ISOMT LATDI
                        LATES PROPU PROTR REPOU RETRO
                        RETRU
musculo              3      TA TM TP
paciente            21      1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 11 12 13
                        14 15 16 17 18 19 20 21

Dimensions

Covariance Parameters          2
Columns in X                   68
Columns in Z                   0
Subjects                      231
Max Obs Per Subject           3

Number of Observations

Number of Observations Read      693
Number of Observations Used      652
Number of Observations Not Used   41

Iteration History

Iteration      Evaluations      -2 Res Log Like      Criterion
0              1              7634.09136425
1              2              7604.00458348      0.00000000

Convergence criteria met.

```

Covariance Parameter Estimates

Cov Parm	Subject	Estimate
CS	acao(paciente)	3619.63
Residual		11613

Fit Statistics

-2 Res Log Likelihood	7604.0
AIC (smaller is better)	7608.0
AICC (smaller is better)	7608.0
BIC (smaller is better)	7614.9

Análise de Variância com medidas repetidas

Null Model Likelihood Ratio Test

DF	Chi-Square	Pr > ChiSq
1	30.09	<.0001

Type 3 Tests of Fixed Effects

Effect	Num DF	Den DF	F Value	Pr > F
paciente	19	188	19.33	<.0001
acao	10	188	18.82	<.0001
musculo	2	412	25.46	<.0001
acao*musculo	20	412	4.39	<.0001

Least Squares Means

Effect	acao	musculo	Estimate	Standard Error	DF	t Value	Pr > t
acao*musculo	ABERL	TA	211.02	27.5978	412	7.65	<.0001
acao*musculo	ABERL	TM	283.10	27.5978	412	10.26	<.0001
acao*musculo	ABERL	TP	229.67	27.5978	412	8.32	<.0001
acao*musculo	ABERM	TA	244.05	27.5978	412	8.84	<.0001
acao*musculo	ABERM	TM	351.52	27.5978	412	12.74	<.0001
acao*musculo	ABERM	TP	408.27	27.5978	412	14.79	<.0001
acao*musculo	EXTRU	TA	292.13	29.1620	412	10.02	<.0001
acao*musculo	EXTRU	TM	354.03	29.9791	412	11.81	<.0001
acao*musculo	EXTRU	TP	301.65	29.9791	412	10.06	<.0001
acao*musculo	ISOMT	TA	570.02	27.5978	412	20.65	<.0001
acao*musculo	ISOMT	TM	524.67	27.5978	412	19.01	<.0001
acao*musculo	ISOMT	TP	477.25	27.5978	412	17.29	<.0001
acao*musculo	LATDI	TA	286.20	27.5978	412	10.37	<.0001
acao*musculo	LATDI	TM	381.67	27.5978	412	13.83	<.0001
acao*musculo	LATDI	TP	392.45	27.5978	412	14.22	<.0001
acao*musculo	LATES	TA	186.47	27.5978	412	6.76	<.0001
acao*musculo	LATES	TM	349.02	27.5978	412	12.65	<.0001
acao*musculo	LATES	TP	351.77	27.5978	412	12.75	<.0001
acao*musculo	PROPU	TA	299.00	27.5978	412	10.83	<.0001
acao*musculo	PROPU	TM	360.25	27.5978	412	13.05	<.0001
acao*musculo	PROPU	TP	237.32	27.5978	412	8.60	<.0001
acao*musculo	PROTR	TA	340.37	27.5978	412	12.33	<.0001
acao*musculo	PROTR	TM	371.15	27.5978	412	13.45	<.0001
acao*musculo	PROTR	TP	288.60	27.5978	412	10.46	<.0001
acao*musculo	REPOU	TA	172.22	27.5978	412	6.24	<.0001
acao*musculo	REPOU	TM	245.80	27.5978	412	8.91	<.0001
acao*musculo	REPOU	TP	156.60	27.5978	412	5.67	<.0001
acao*musculo	RETRO	TA	237.90	27.5978	412	8.62	<.0001
acao*musculo	RETRO	TM	373.40	27.5978	412	13.53	<.0001

acao*musculo	RETRO	TP	316.50	27.5978	412	11.47	<.0001
acao*musculo	RETRU	TA	320.98	27.5978	412	11.63	<.0001
acao*musculo	RETRU	TM	376.23	27.5978	412	13.63	<.0001
acao*musculo	RETRU	TP	448.23	27.5978	412	16.24	<.0001

Differences of Least Squares Means

Effect	acao	musculo	_acao	_musculo	Estimate	Standard Error	DF	t Value	Pr > t
acao*musculo	ABERL	TA	ABERL	TM	-72.0750	34.0780	412	-2.12	0.0350

Differences of Least Squares Means

Effect	acao	musculo	_acao	_musculo	Estimate	Standard Error	DF	t Value	Pr > t
acao*musculo	ABERL	TA	ABERL	TM	-72.0750	34.0780	412	-2.12	0.0350

Análise de Variância com medidas repetidas

Differences of Least Squares Means

Effect	acao	musculo	_acao	_musculo	Estimate	Standard Error	DF	t Value	Pr > t
acao*musculo	ABERL	TA	ABERL	TP	-18.6500	34.0780	412	-0.55	0.5845
acao*musculo	ABERL	TA	ABERL	TM	-33.0250	39.0291	412	-0.85	0.3980
acao*musculo	ABERL	TA	ABERL	TP	-140.50	39.0291	412	-3.60	0.0004
acao*musculo	ABERL	TA	ABERL	TP	-197.25	39.0291	412	-5.05	<.0001
acao*musculo	ABERL	TA	EXTRU	TA	-81.1065	40.1505	412	-2.02	0.0440
acao*musculo	ABERL	TA	EXTRU	TM	-143.00	40.7478	412	-3.51	0.0005
acao*musculo	ABERL	TA	EXTRU	TP	-90.6202	40.7478	412	-2.22	0.0267
acao*musculo	ABERL	TA	ISOMT	TA	-359.00	39.0291	412	-9.20	<.0001
acao*musculo	ABERL	TA	ISOMT	TM	-313.65	39.0291	412	-8.04	<.0001
acao*musculo	ABERL	TA	ISOMT	TP	-266.22	39.0291	412	-6.82	<.0001
acao*musculo	ABERL	TA	LATDI	TA	-75.1750	39.0291	412	-1.93	0.0548
acao*musculo	ABERL	TA	LATDI	TM	-170.65	39.0291	412	-4.37	<.0001
acao*musculo	ABERL	TA	LATDI	TP	-181.42	39.0291	412	-4.65	<.0001
acao*musculo	ABERL	TA	LATES	TA	24.5500	39.0291	412	0.63	0.5297
acao*musculo	ABERL	TA	LATES	TM	-138.00	39.0291	412	-3.54	0.0005
acao*musculo	ABERL	TA	LATES	TP	-140.75	39.0291	412	-3.61	0.0003
acao*musculo	ABERL	TA	PROPU	TA	-87.9750	39.0291	412	-2.25	0.0247
acao*musculo	ABERL	TA	PROPU	TM	-149.23	39.0291	412	-3.82	0.0002
acao*musculo	ABERL	TA	PROPU	TP	-26.3000	39.0291	412	-0.67	0.5008
acao*musculo	ABERL	TA	PROTR	TA	-129.35	39.0291	412	-3.31	0.0010
acao*musculo	ABERL	TA	PROTR	TM	-160.13	39.0291	412	-4.10	<.0001
acao*musculo	ABERL	TA	PROTR	TP	-77.5750	39.0291	412	-1.99	0.0475
acao*musculo	ABERL	TA	REPOU	TA	38.8000	39.0291	412	0.99	0.3207
acao*musculo	ABERL	TA	REPOU	TM	-34.7750	39.0291	412	-0.89	0.3734
acao*musculo	ABERL	TA	REPOU	TP	54.4250	39.0291	412	1.39	0.1639
acao*musculo	ABERL	TA	RETRO	TA	-26.8750	39.0291	412	-0.69	0.4915
acao*musculo	ABERL	TA	RETRO	TM	-162.37	39.0291	412	-4.16	<.0001
acao*musculo	ABERL	TA	RETRO	TP	-105.47	39.0291	412	-2.70	0.0072
acao*musculo	ABERL	TA	RETRU	TA	-109.95	39.0291	412	-2.82	0.0051
acao*musculo	ABERL	TA	RETRU	TM	-165.20	39.0291	412	-4.23	<.0001
acao*musculo	ABERL	TA	RETRU	TP	-237.20	39.0291	412	-6.08	<.0001
acao*musculo	ABERL	TM	ABERL	TP	53.4250	34.0780	412	1.57	0.1177
acao*musculo	ABERL	TM	ABERL	TA	39.0500	39.0291	412	1.00	0.3176
acao*musculo	ABERL	TM	ABERL	TM	-68.4250	39.0291	412	-1.75	0.0803
acao*musculo	ABERL	TM	ABERL	TP	-125.17	39.0291	412	-3.21	0.0014
acao*musculo	ABERL	TM	EXTRU	TA	-9.0315	40.1505	412	-0.22	0.8221
acao*musculo	ABERL	TM	EXTRU	TM	-70.9275	40.7478	412	-1.74	0.0825
acao*musculo	ABERL	TM	EXTRU	TP	-18.5452	40.7478	412	-0.46	0.6493
acao*musculo	ABERL	TM	ISOMT	TA	-286.92	39.0291	412	-7.35	<.0001
acao*musculo	ABERL	TM	ISOMT	TM	-241.57	39.0291	412	-6.19	<.0001
acao*musculo	ABERL	TM	ISOMT	TP	-194.15	39.0291	412	-4.97	<.0001
acao*musculo	ABERL	TM	LATDI	TA	-3.1000	39.0291	412	-0.08	0.9367
acao*musculo	ABERL	TM	LATDI	TM	-98.5750	39.0291	412	-2.53	0.0119
acao*musculo	ABERL	TM	LATDI	TP	-109.35	39.0291	412	-2.80	0.0053
acao*musculo	ABERL	TM	LATES	TA	96.6250	39.0291	412	2.48	0.0137

acao*musculo	ABERL	TM	LATES	TM	-65.9250	39.0291	412	-1.69	0.0920
acao*musculo	ABERL	TM	LATES	TP	-68.6750	39.0291	412	-1.76	0.0792
acao*musculo	ABERL	TM	PROPU	TA	-15.9000	39.0291	412	-0.41	0.6839
acao*musculo	ABERL	TM	PROPU	TM	-77.1500	39.0291	412	-1.98	0.0487
acao*musculo	ABERL	TM	PROPU	TP	45.7750	39.0291	412	1.17	0.2415
acao*musculo	ABERL	TM	PROTR	TA	-57.2750	39.0291	412	-1.47	0.1430
acao*musculo	ABERL	TM	PROTR	TM	-88.0500	39.0291	412	-2.26	0.0246
acao*musculo	ABERL	TM	PROTR	TP	-5.5000	39.0291	412	-0.14	0.8880
acao*musculo	ABERL	TM	REPOU	TA	110.87	39.0291	412	2.84	0.0047
acao*musculo	ABERL	TM	REPOU	TM	37.3000	39.0291	412	0.96	0.3398
acao*musculo	ABERL	TM	REPOU	TP	126.50	39.0291	412	3.24	0.0013
acao*musculo	ABERL	TM	RETRO	TA	45.2000	39.0291	412	1.16	0.2475
acao*musculo	ABERL	TM	RETRO	TM	-90.3000	39.0291	412	-2.31	0.0212
acao*musculo	ABERL	TM	RETRO	TP	-33.4000	39.0291	412	-0.86	0.3926
acao*musculo	ABERL	TM	RETRU	TA	-37.8750	39.0291	412	-0.97	0.3324
acao*musculo	ABERL	TM	RETRU	TM	-93.1250	39.0291	412	-2.39	0.0175
acao*musculo	ABERL	TM	RETRU	TP	-165.13	39.0291	412	-4.23	<.0001
acao*musculo	ABERL	TP	ABERM	TA	-14.3750	39.0291	412	-0.37	0.7128
acao*musculo	ABERL	TP	ABERM	TM	-121.85	39.0291	412	-3.12	0.0019
acao*musculo	ABERL	TP	ABERM	TP	-178.60	39.0291	412	-4.58	<.0001
acao*musculo	ABERL	TP	EXTRU	TA	-62.4565	40.1505	412	-1.56	0.1206
acao*musculo	ABERL	TP	EXTRU	TM	-124.35	40.7478	412	-3.05	0.0024

Análise de Variância com medidas repetidas
Differences of Least Squares Means

Effect	acao	musculo	_acao	_musculo	Estimate	Error	DF	t Value	Pr > t
acao*musculo	ABERL	TP	EXTRU	TP	-71.9702	40.7478	412	-1.77	0.0781
acao*musculo	ABERL	TP	ISOMT	TA	-340.35	39.0291	412	-8.72	<.0001
acao*musculo	ABERL	TP	ISOMT	TM	-295.00	39.0291	412	-7.56	<.0001
acao*musculo	ABERL	TP	ISOMT	TP	-247.58	39.0291	412	-6.34	<.0001
acao*musculo	ABERL	TP	LATDI	TA	-56.5250	39.0291	412	-1.45	0.1483
acao*musculo	ABERL	TP	LATDI	TM	-152.00	39.0291	412	-3.89	0.0001
acao*musculo	ABERL	TP	LATDI	TP	-162.78	39.0291	412	-4.17	<.0001
acao*musculo	ABERL	TP	LATES	TA	43.2000	39.0291	412	1.11	0.2690
acao*musculo	ABERL	TP	LATES	TM	-119.35	39.0291	412	-3.06	0.0024
acao*musculo	ABERL	TP	LATES	TP	-122.10	39.0291	412	-3.13	0.0019
acao*musculo	ABERL	TP	PROPU	TA	-69.3250	39.0291	412	-1.78	0.0764
acao*musculo	ABERL	TP	PROPU	TM	-130.58	39.0291	412	-3.35	0.0009
acao*musculo	ABERL	TP	PROPU	TP	-7.6500	39.0291	412	-0.20	0.8447
acao*musculo	ABERL	TP	PROTR	TA	-110.70	39.0291	412	-2.84	0.0048
acao*musculo	ABERL	TP	PROTR	TM	-141.48	39.0291	412	-3.62	0.0003
acao*musculo	ABERL	TP	PROTR	TP	-58.9250	39.0291	412	-1.51	0.1319
acao*musculo	ABERL	TP	REPOU	TA	57.4500	39.0291	412	1.47	0.1418
acao*musculo	ABERL	TP	REPOU	TM	-16.1250	39.0291	412	-0.41	0.6797
acao*musculo	ABERL	TP	REPOU	TP	73.0750	39.0291	412	1.87	0.0619
acao*musculo	ABERL	TP	RETRO	TA	-8.2250	39.0291	412	-0.21	0.8332
acao*musculo	ABERL	TP	RETRO	TM	-143.73	39.0291	412	-3.68	0.0003
acao*musculo	ABERL	TP	RETRO	TP	-86.8250	39.0291	412	-2.22	0.0266
acao*musculo	ABERL	TP	RETRU	TA	-91.3000	39.0291	412	-2.34	0.0198
acao*musculo	ABERL	TP	RETRU	TM	-146.55	39.0291	412	-3.75	0.0002
acao*musculo	ABERL	TP	RETRU	TP	-218.55	39.0291	412	-5.60	<.0001
acao*musculo	ABERM	TA	ABERM	TM	-107.47	34.0780	412	-3.15	0.0017
acao*musculo	ABERM	TA	ABERM	TP	-164.22	34.0780	412	-4.82	<.0001
acao*musculo	ABERM	TA	EXTRU	TA	-48.0815	40.1505	412	-1.20	0.2318
acao*musculo	ABERM	TA	EXTRU	TM	-109.98	40.7478	412	-2.70	0.0072
acao*musculo	ABERM	TA	EXTRU	TP	-57.5952	40.7478	412	-1.41	0.1583
acao*musculo	ABERM	TA	ISOMT	TA	-325.97	39.0291	412	-8.35	<.0001
acao*musculo	ABERM	TA	ISOMT	TM	-280.62	39.0291	412	-7.19	<.0001
acao*musculo	ABERM	TA	ISOMT	TP	-233.20	39.0291	412	-5.98	<.0001
acao*musculo	ABERM	TA	LATDI	TA	-42.1500	39.0291	412	-1.08	0.2808
acao*musculo	ABERM	TA	LATDI	TM	-137.62	39.0291	412	-3.53	0.0005
acao*musculo	ABERM	TA	LATDI	TP	-148.40	39.0291	412	-3.80	0.0002
acao*musculo	ABERM	TA	LATES	TA	57.5750	39.0291	412	1.48	0.1409
acao*musculo	ABERM	TA	LATES	TM	-104.97	39.0291	412	-2.69	0.0074
acao*musculo	ABERM	TA	LATES	TP	-107.72	39.0291	412	-2.76	0.0060
acao*musculo	ABERM	TA	PROPU	TA	-54.9500	39.0291	412	-1.41	0.1599
acao*musculo	ABERM	TA	PROPU	TM	-116.20	39.0291	412	-2.98	0.0031
acao*musculo	ABERM	TA	PROPU	TP	6.7250	39.0291	412	0.17	0.8633

acao*musculo	ABERM	TA	PROTR	TA	-96.3250	39.0291	412	-2.47	0.0140
acao*musculo	ABERM	TA	PROTR	TM	-127.10	39.0291	412	-3.26	0.0012
acao*musculo	ABERM	TA	PROTR	TP	-44.5500	39.0291	412	-1.14	0.2543
acao*musculo	ABERM	TA	REPOU	TA	71.8250	39.0291	412	1.84	0.0664
acao*musculo	ABERM	TA	REPOU	TM	-1.7500	39.0291	412	-0.04	0.9643
acao*musculo	ABERM	TA	REPOU	TP	87.4500	39.0291	412	2.24	0.0256
acao*musculo	ABERM	TA	RETRO	TA	6.1500	39.0291	412	0.16	0.8749
acao*musculo	ABERM	TA	RETRO	TM	-129.35	39.0291	412	-3.31	0.0010
acao*musculo	ABERM	TA	RETRO	TP	-72.4500	39.0291	412	-1.86	0.0641
acao*musculo	ABERM	TA	RETRU	TA	-76.9250	39.0291	412	-1.97	0.0494
acao*musculo	ABERM	TA	RETRU	TM	-132.18	39.0291	412	-3.39	0.0008
acao*musculo	ABERM	TA	RETRU	TP	-204.18	39.0291	412	-5.23	<.0001
acao*musculo	ABERM	TM	ABERM	TP	-56.7500	34.0780	412	-1.67	0.0966
acao*musculo	ABERM	TM	EXTRU	TA	59.3935	40.1505	412	1.48	0.1398
acao*musculo	ABERM	TM	EXTRU	TM	-2.5025	40.7478	412	-0.06	0.9511
acao*musculo	ABERM	TM	EXTRU	TP	49.8798	40.7478	412	1.22	0.2216
acao*musculo	ABERM	TM	ISOMT	TA	-218.50	39.0291	412	-5.60	<.0001
acao*musculo	ABERM	TM	ISOMT	TM	-173.15	39.0291	412	-4.44	<.0001
acao*musculo	ABERM	TM	ISOMT	TP	-125.73	39.0291	412	-3.22	0.0014
acao*musculo	ABERM	TM	LATDI	TA	65.3250	39.0291	412	1.67	0.0949
acao*musculo	ABERM	TM	LATDI	TM	-30.1500	39.0291	412	-0.77	0.4403
acao*musculo	ABERM	TM	LATDI	TP	-40.9250	39.0291	412	-1.05	0.2950
acao*musculo	ABERM	TM	LATES	TA	165.05	39.0291	412	4.23	<.0001
acao*musculo	ABERM	TM	LATES	TM	2.5000	39.0291	412	0.06	0.9490
acao*musculo	ABERM	TM	LATES	TP	-0.2500	39.0291	412	-0.01	0.9949

Análise de Variância com medidas repetidas
Differences of Least Squares Means

Effect	acao	musculo	_acao	_musculo	Estimate	Standard Error	DF	t Value	Pr > t
acao*musculo	ABERM	TM	PROPU	TA	52.5250	39.0291	412	1.35	0.1791
acao*musculo	ABERM	TM	PROPU	TM	-8.7250	39.0291	412	-0.22	0.8232
acao*musculo	ABERM	TM	PROPU	TP	114.20	39.0291	412	2.93	0.0036
acao*musculo	ABERM	TM	PROTR	TA	11.1500	39.0291	412	0.29	0.7753
acao*musculo	ABERM	TM	PROTR	TM	-19.6250	39.0291	412	-0.50	0.6154
acao*musculo	ABERM	TM	PROTR	TP	62.9250	39.0291	412	1.61	0.1077
acao*musculo	ABERM	TM	REPOU	TA	179.30	39.0291	412	4.59	<.0001
acao*musculo	ABERM	TM	REPOU	TM	105.72	39.0291	412	2.71	0.0070
acao*musculo	ABERM	TM	REPOU	TP	194.93	39.0291	412	4.99	<.0001
acao*musculo	ABERM	TM	RETRO	TA	113.62	39.0291	412	2.91	0.0038
acao*musculo	ABERM	TM	RETRO	TM	-21.8750	39.0291	412	-0.56	0.5755
acao*musculo	ABERM	TM	RETRO	TP	35.0250	39.0291	412	0.90	0.3700
acao*musculo	ABERM	TM	RETRU	TA	30.5500	39.0291	412	0.78	0.4342
acao*musculo	ABERM	TM	RETRU	TM	-24.7000	39.0291	412	-0.63	0.5272
acao*musculo	ABERM	TM	RETRU	TP	-96.7000	39.0291	412	-2.48	0.0136
acao*musculo	ABERM	TP	EXTRU	TA	116.14	40.1505	412	2.89	0.0040
acao*musculo	ABERM	TP	EXTRU	TM	54.2475	40.7478	412	1.33	0.1838
acao*musculo	ABERM	TP	EXTRU	TP	106.63	40.7478	412	2.62	0.0092
acao*musculo	ABERM	TP	ISOMT	TA	-161.75	39.0291	412	-4.14	<.0001
acao*musculo	ABERM	TP	ISOMT	TM	-116.40	39.0291	412	-2.98	0.0030
acao*musculo	ABERM	TP	ISOMT	TP	-68.9750	39.0291	412	-1.77	0.0779
acao*musculo	ABERM	TP	LATDI	TA	122.07	39.0291	412	3.13	0.0019
acao*musculo	ABERM	TP	LATDI	TM	26.6000	39.0291	412	0.68	0.4959
acao*musculo	ABERM	TP	LATDI	TP	15.8250	39.0291	412	0.41	0.6853
acao*musculo	ABERM	TP	LATES	TA	221.80	39.0291	412	5.68	<.0001
acao*musculo	ABERM	TP	LATES	TM	59.2500	39.0291	412	1.52	0.1298
acao*musculo	ABERM	TP	LATES	TP	56.5000	39.0291	412	1.45	0.1485
acao*musculo	ABERM	TP	PROPU	TA	109.27	39.0291	412	2.80	0.0054
acao*musculo	ABERM	TP	PROPU	TM	48.0250	39.0291	412	1.23	0.2192
acao*musculo	ABERM	TP	PROPU	TP	170.95	39.0291	412	4.38	<.0001
acao*musculo	ABERM	TP	PROTR	TA	67.9000	39.0291	412	1.74	0.0827
acao*musculo	ABERM	TP	PROTR	TM	37.1250	39.0291	412	0.95	0.3421
acao*musculo	ABERM	TP	PROTR	TP	119.68	39.0291	412	3.07	0.0023
acao*musculo	ABERM	TP	REPOU	TA	236.05	39.0291	412	6.05	<.0001
acao*musculo	ABERM	TP	REPOU	TM	162.47	39.0291	412	4.16	<.0001
acao*musculo	ABERM	TP	REPOU	TP	251.68	39.0291	412	6.45	<.0001
acao*musculo	ABERM	TP	RETRO	TA	170.37	39.0291	412	4.37	<.0001
acao*musculo	ABERM	TP	RETRO	TM	34.8750	39.0291	412	0.89	0.3721
acao*musculo	ABERM	TP	RETRO	TP	91.7750	39.0291	412	2.35	0.0192

acao*musculo	ABERM	TP	RETRU	TA	87.3000	39.0291	412	2.24	0.0258
acao*musculo	ABERM	TP	RETRU	TM	32.0500	39.0291	412	0.82	0.4120
acao*musculo	ABERM	TP	RETRU	TP	-39.9500	39.0291	412	-1.02	0.3066
acao*musculo	EXTRU	TA	EXTRU	TM	-61.8961	36.5878	412	-1.69	0.0915
acao*musculo	EXTRU	TA	EXTRU	TP	-9.5137	36.5878	412	-0.26	0.7950
acao*musculo	EXTRU	TA	ISOMT	TA	-277.89	40.1505	412	-6.92	<.0001
acao*musculo	EXTRU	TA	ISOMT	TM	-232.54	40.1505	412	-5.79	<.0001
acao*musculo	EXTRU	TA	ISOMT	TP	-185.12	40.1505	412	-4.61	<.0001
acao*musculo	EXTRU	TA	LATDI	TA	5.9315	40.1505	412	0.15	0.8826
acao*musculo	EXTRU	TA	LATDI	TM	-89.5435	40.1505	412	-2.23	0.0263
acao*musculo	EXTRU	TA	LATDI	TP	-100.32	40.1505	412	-2.50	0.0129
acao*musculo	EXTRU	TA	LATES	TA	105.66	40.1505	412	2.63	0.0088
acao*musculo	EXTRU	TA	LATES	TM	-56.8935	40.1505	412	-1.42	0.1572
acao*musculo	EXTRU	TA	LATES	TP	-59.6435	40.1505	412	-1.49	0.1382
acao*musculo	EXTRU	TA	PROPU	TA	-6.8685	40.1505	412	-0.17	0.8643
acao*musculo	EXTRU	TA	PROPU	TM	-68.1185	40.1505	412	-1.70	0.0905
acao*musculo	EXTRU	TA	PROPU	TP	54.8065	40.1505	412	1.37	0.1730
acao*musculo	EXTRU	TA	PROTR	TA	-48.2435	40.1505	412	-1.20	0.2302
acao*musculo	EXTRU	TA	PROTR	TM	-79.0185	40.1505	412	-1.97	0.0497
acao*musculo	EXTRU	TA	PROTR	TP	3.5315	40.1505	412	0.09	0.9300
acao*musculo	EXTRU	TA	REPOU	TA	119.91	40.1505	412	2.99	0.0030
acao*musculo	EXTRU	TA	REPOU	TM	46.3315	40.1505	412	1.15	0.2492
acao*musculo	EXTRU	TA	REPOU	TP	135.53	40.1505	412	3.38	0.0008
acao*musculo	EXTRU	TA	RETRO	TA	54.2315	40.1505	412	1.35	0.1775
acao*musculo	EXTRU	TA	RETRO	TM	-81.2685	40.1505	412	-2.02	0.0436
acao*musculo	EXTRU	TA	RETRO	TP	-24.3685	40.1505	412	-0.61	0.5442
acao*musculo	EXTRU	TA	RETRU	TA	-28.8435	40.1505	412	-0.72	0.4729
acao*musculo	EXTRU	TA	RETRU	TM	-84.0935	40.1505	412	-2.09	0.0368

Análise de Variância com medidas repetidas
Differences of Least Squares Means

Effect	acao	musculo	_acao	_musculo	Estimate	Standard Error	DF	t Value	Pr > t
acao*musculo	EXTRU	TA	RETRU	TP	-156.09	40.1505	412	-3.89	0.0001
acao*musculo	EXTRU	TM	EXTRU	TP	52.3824	36.9628	412	1.42	0.1572
acao*musculo	EXTRU	TM	ISOMT	TA	-216.00	40.7478	412	-5.30	<.0001
acao*musculo	EXTRU	TM	ISOMT	TM	-170.65	40.7478	412	-4.19	<.0001
acao*musculo	EXTRU	TM	ISOMT	TP	-123.22	40.7478	412	-3.02	0.0027
acao*musculo	EXTRU	TM	LATDI	TA	67.8275	40.7478	412	1.66	0.0968
acao*musculo	EXTRU	TM	LATDI	TM	-27.6475	40.7478	412	-0.68	0.4978
acao*musculo	EXTRU	TM	LATDI	TP	-38.4225	40.7478	412	-0.94	0.3463
acao*musculo	EXTRU	TM	LATES	TA	167.55	40.7478	412	4.11	<.0001
acao*musculo	EXTRU	TM	LATES	TM	5.0025	40.7478	412	0.12	0.9024
acao*musculo	EXTRU	TM	LATES	TP	2.2525	40.7478	412	0.06	0.9559
acao*musculo	EXTRU	TM	PROPU	TA	55.0275	40.7478	412	1.35	0.1776
acao*musculo	EXTRU	TM	PROPU	TM	-6.2225	40.7478	412	-0.15	0.8787
acao*musculo	EXTRU	TM	PROPU	TP	116.70	40.7478	412	2.86	0.0044
acao*musculo	EXTRU	TM	PROTR	TA	13.6525	40.7478	412	0.34	0.7378
acao*musculo	EXTRU	TM	PROTR	TM	-17.1225	40.7478	412	-0.42	0.6746
acao*musculo	EXTRU	TM	PROTR	TP	65.4275	40.7478	412	1.61	0.1091
acao*musculo	EXTRU	TM	REPOU	TA	181.80	40.7478	412	4.46	<.0001
acao*musculo	EXTRU	TM	REPOU	TM	108.23	40.7478	412	2.66	0.0082
acao*musculo	EXTRU	TM	REPOU	TP	197.43	40.7478	412	4.85	<.0001
acao*musculo	EXTRU	TM	RETRO	TA	116.13	40.7478	412	2.85	0.0046
acao*musculo	EXTRU	TM	RETRO	TM	-19.3725	40.7478	412	-0.48	0.6347
acao*musculo	EXTRU	TM	RETRO	TP	37.5275	40.7478	412	0.92	0.3576
acao*musculo	EXTRU	TM	RETRU	TA	33.0525	40.7478	412	0.81	0.4177
acao*musculo	EXTRU	TM	RETRU	TM	-22.1975	40.7478	412	-0.54	0.5862
acao*musculo	EXTRU	TM	RETRU	TP	-94.1975	40.7478	412	-2.31	0.0213
acao*musculo	EXTRU	TP	ISOMT	TA	-268.38	40.7478	412	-6.59	<.0001
acao*musculo	EXTRU	TP	ISOMT	TM	-223.03	40.7478	412	-5.47	<.0001
acao*musculo	EXTRU	TP	ISOMT	TP	-175.60	40.7478	412	-4.31	<.0001
acao*musculo	EXTRU	TP	LATDI	TA	15.4452	40.7478	412	0.38	0.7049
acao*musculo	EXTRU	TP	LATDI	TM	-80.0298	40.7478	412	-1.96	0.0502
acao*musculo	EXTRU	TP	LATDI	TP	-90.8048	40.7478	412	-2.23	0.0264
acao*musculo	EXTRU	TP	LATES	TA	115.17	40.7478	412	2.83	0.0049
acao*musculo	EXTRU	TP	LATES	TM	-47.3798	40.7478	412	-1.16	0.2456
acao*musculo	EXTRU	TP	LATES	TP	-50.1298	40.7478	412	-1.23	0.2193
acao*musculo	EXTRU	TP	PROPU	TA	2.6452	40.7478	412	0.06	0.9483

acao*musculo	EXTRU	TP	PROPU	TM	-58.6048	40.7478	412	-1.44	0.1511
acao*musculo	EXTRU	TP	PROPU	TP	64.3202	40.7478	412	1.58	0.1152
acao*musculo	EXTRU	TP	PROTR	TA	-38.7298	40.7478	412	-0.95	0.3424
acao*musculo	EXTRU	TP	PROTR	TM	-69.5048	40.7478	412	-1.71	0.0888
acao*musculo	EXTRU	TP	PROTR	TP	13.0452	40.7478	412	0.32	0.7490
acao*musculo	EXTRU	TP	REPOU	TA	129.42	40.7478	412	3.18	0.0016
acao*musculo	EXTRU	TP	REPOU	TM	55.8452	40.7478	412	1.37	0.1713
acao*musculo	EXTRU	TP	REPOU	TP	145.05	40.7478	412	3.56	0.0004
acao*musculo	EXTRU	TP	RETRO	TA	63.7452	40.7478	412	1.56	0.1185
acao*musculo	EXTRU	TP	RETRO	TM	-71.7548	40.7478	412	-1.76	0.0790
acao*musculo	EXTRU	TP	RETRO	TP	-14.8548	40.7478	412	-0.36	0.7156
acao*musculo	EXTRU	TP	RETRU	TA	-19.3298	40.7478	412	-0.47	0.6355
acao*musculo	EXTRU	TP	RETRU	TM	-74.5798	40.7478	412	-1.83	0.0679
acao*musculo	EXTRU	TP	RETRU	TP	-146.58	40.7478	412	-3.60	0.0004
acao*musculo	ISOMT	TA	ISOMT	TM	45.3500	34.0780	412	1.33	0.1840
acao*musculo	ISOMT	TA	ISOMT	TP	92.7750	34.0780	412	2.72	0.0068
acao*musculo	ISOMT	TA	LATDI	TA	283.82	39.0291	412	7.27	<.0001
acao*musculo	ISOMT	TA	LATDI	TM	188.35	39.0291	412	4.83	<.0001
acao*musculo	ISOMT	TA	LATDI	TP	177.57	39.0291	412	4.55	<.0001
acao*musculo	ISOMT	TA	LATES	TA	383.55	39.0291	412	9.83	<.0001
acao*musculo	ISOMT	TA	LATES	TM	221.00	39.0291	412	5.66	<.0001
acao*musculo	ISOMT	TA	LATES	TP	218.25	39.0291	412	5.59	<.0001
acao*musculo	ISOMT	TA	PROPU	TA	271.02	39.0291	412	6.94	<.0001
acao*musculo	ISOMT	TA	PROPU	TM	209.77	39.0291	412	5.37	<.0001
acao*musculo	ISOMT	TA	PROPU	TP	332.70	39.0291	412	8.52	<.0001
acao*musculo	ISOMT	TA	PROTR	TA	229.65	39.0291	412	5.88	<.0001
acao*musculo	ISOMT	TA	PROTR	TM	198.87	39.0291	412	5.10	<.0001
acao*musculo	ISOMT	TA	PROTR	TP	281.43	39.0291	412	7.21	<.0001
acao*musculo	ISOMT	TA	REPOU	TA	397.80	39.0291	412	10.19	<.0001
acao*musculo	ISOMT	TA	REPOU	TM	324.22	39.0291	412	8.31	<.0001
acao*musculo	ISOMT	TA	REPOU	TP	413.43	39.0291	412	10.59	<.0001

Análise de Variância com medidas repetidas

Differences of Least Squares Means

Effect	acao	musculo	_acao	_musculo	Estimate	Standard Error	DF	t Value	Pr > t
acao*musculo	ISOMT	TA	RETRO	TA	332.12	39.0291	412	8.51	<.0001
acao*musculo	ISOMT	TA	RETRO	TM	196.62	39.0291	412	5.04	<.0001
acao*musculo	ISOMT	TA	RETRO	TP	253.52	39.0291	412	6.50	<.0001
acao*musculo	ISOMT	TA	RETRU	TA	249.05	39.0291	412	6.38	<.0001
acao*musculo	ISOMT	TA	RETRU	TM	193.80	39.0291	412	4.97	<.0001
acao*musculo	ISOMT	TA	RETRU	TP	121.80	39.0291	412	3.12	0.0019
acao*musculo	ISOMT	TM	ISOMT	TP	47.4250	34.0780	412	1.39	0.1648
acao*musculo	ISOMT	TM	LATDI	TA	238.47	39.0291	412	6.11	<.0001
acao*musculo	ISOMT	TM	LATDI	TM	143.00	39.0291	412	3.66	0.0003
acao*musculo	ISOMT	TM	LATDI	TP	132.22	39.0291	412	3.39	0.0008
acao*musculo	ISOMT	TM	LATES	TA	338.20	39.0291	412	8.67	<.0001
acao*musculo	ISOMT	TM	LATES	TM	175.65	39.0291	412	4.50	<.0001
acao*musculo	ISOMT	TM	LATES	TP	172.90	39.0291	412	4.43	<.0001
acao*musculo	ISOMT	TM	PROPU	TA	225.67	39.0291	412	5.78	<.0001
acao*musculo	ISOMT	TM	PROPU	TM	164.42	39.0291	412	4.21	<.0001
acao*musculo	ISOMT	TM	PROPU	TP	287.35	39.0291	412	7.36	<.0001
acao*musculo	ISOMT	TM	PROTR	TA	184.30	39.0291	412	4.72	<.0001
acao*musculo	ISOMT	TM	PROTR	TM	153.52	39.0291	412	3.93	<.0001
acao*musculo	ISOMT	TM	PROTR	TP	236.08	39.0291	412	6.05	<.0001
acao*musculo	ISOMT	TM	REPOU	TA	352.45	39.0291	412	9.03	<.0001
acao*musculo	ISOMT	TM	REPOU	TM	278.87	39.0291	412	7.15	<.0001
acao*musculo	ISOMT	TM	REPOU	TP	368.08	39.0291	412	9.43	<.0001
acao*musculo	ISOMT	TM	RETRO	TA	286.77	39.0291	412	7.35	<.0001
acao*musculo	ISOMT	TM	RETRO	TM	151.27	39.0291	412	3.88	0.0001
acao*musculo	ISOMT	TM	RETRO	TP	208.17	39.0291	412	5.33	<.0001
acao*musculo	ISOMT	TM	RETRU	TA	203.70	39.0291	412	5.22	<.0001
acao*musculo	ISOMT	TM	RETRU	TM	148.45	39.0291	412	3.80	0.0002
acao*musculo	ISOMT	TM	RETRU	TP	76.4500	39.0291	412	1.96	0.0508
acao*musculo	ISOMT	TP	LATDI	TA	191.05	39.0291	412	4.90	<.0001
acao*musculo	ISOMT	TP	LATDI	TM	95.5750	39.0291	412	2.45	0.0147
acao*musculo	ISOMT	TP	LATDI	TP	84.8000	39.0291	412	2.17	0.0304
acao*musculo	ISOMT	TP	LATES	TA	290.77	39.0291	412	7.45	<.0001
acao*musculo	ISOMT	TP	LATES	TM	128.22	39.0291	412	3.29	0.0011

acao*musculo	ISOMT	TP	LATES	TP	125.48	39.0291	412	3.21	0.0014
acao*musculo	ISOMT	TP	PROPU	TA	178.25	39.0291	412	4.57	<.0001
acao*musculo	ISOMT	TP	PROPU	TM	117.00	39.0291	412	3.00	0.0029
acao*musculo	ISOMT	TP	PROPU	TP	239.93	39.0291	412	6.15	<.0001
acao*musculo	ISOMT	TP	PROTR	TA	136.87	39.0291	412	3.51	0.0005
acao*musculo	ISOMT	TP	PROTR	TM	106.10	39.0291	412	2.72	0.0068
acao*musculo	ISOMT	TP	PROTR	TP	188.65	39.0291	412	4.83	<.0001
acao*musculo	ISOMT	TP	REPOU	TA	305.02	39.0291	412	7.82	<.0001
acao*musculo	ISOMT	TP	REPOU	TM	231.45	39.0291	412	5.93	<.0001
acao*musculo	ISOMT	TP	REPOU	TP	320.65	39.0291	412	8.22	<.0001
acao*musculo	ISOMT	TP	RETRO	TA	239.35	39.0291	412	6.13	<.0001
acao*musculo	ISOMT	TP	RETRO	TM	103.85	39.0291	412	2.66	0.0081
acao*musculo	ISOMT	TP	RETRO	TP	160.75	39.0291	412	4.12	<.0001
acao*musculo	ISOMT	TP	RETRU	TA	156.27	39.0291	412	4.00	<.0001
acao*musculo	ISOMT	TP	RETRU	TM	101.02	39.0291	412	2.59	0.0100
acao*musculo	ISOMT	TP	RETRU	TP	29.0250	39.0291	412	0.74	0.4575
acao*musculo	LATDI	TA	LATDI	TM	-95.4750	34.0780	412	-2.80	0.0053
acao*musculo	LATDI	TA	LATDI	TP	-106.25	34.0780	412	-3.12	0.0019
acao*musculo	LATDI	TA	LATES	TA	99.7250	39.0291	412	2.56	0.0110
acao*musculo	LATDI	TA	LATES	TM	-62.8250	39.0291	412	-1.61	0.1082
acao*musculo	LATDI	TA	LATES	TP	-65.5750	39.0291	412	-1.68	0.0937
acao*musculo	LATDI	TA	PROPU	TA	-12.8000	39.0291	412	-0.33	0.7431
acao*musculo	LATDI	TA	PROPU	TM	-74.0500	39.0291	412	-1.90	0.0585
acao*musculo	LATDI	TA	PROPU	TP	48.8750	39.0291	412	1.25	0.2112
acao*musculo	LATDI	TA	PROTR	TA	-54.1750	39.0291	412	-1.39	0.1659
acao*musculo	LATDI	TA	PROTR	TM	-84.9500	39.0291	412	-2.18	0.0301
acao*musculo	LATDI	TA	PROTR	TP	-2.4000	39.0291	412	-0.06	0.9510
acao*musculo	LATDI	TA	REPOU	TA	113.97	39.0291	412	2.92	0.0037
acao*musculo	LATDI	TA	REPOU	TM	40.4000	39.0291	412	1.04	0.3012
acao*musculo	LATDI	TA	REPOU	TP	129.60	39.0291	412	3.32	0.0010
acao*musculo	LATDI	TA	RETRO	TA	48.3000	39.0291	412	1.24	0.2166
acao*musculo	LATDI	TA	RETRO	TM	-87.2000	39.0291	412	-2.23	0.0260
acao*musculo	LATDI	TA	RETRO	TP	-30.3000	39.0291	412	-0.78	0.4380
acao*musculo	LATDI	TA	RETRU	TA	-34.7750	39.0291	412	-0.89	0.3734

Análise de Variância com medidas repetidas
Differences of Least Squares Means

Effect	acao	musculo	_acao	_musculo	Estimate	Error	DF	t Value	Pr > t
acao*musculo	LATDI	TA	RETRU	TM	-90.0250	39.0291	412	-2.31	0.0216
acao*musculo	LATDI	TA	RETRU	TP	-162.03	39.0291	412	-4.15	<.0001
acao*musculo	LATDI	TM	LATDI	TP	-10.7750	34.0780	412	-0.32	0.7520
acao*musculo	LATDI	TM	LATES	TA	195.20	39.0291	412	5.00	<.0001
acao*musculo	LATDI	TM	LATES	TM	32.6500	39.0291	412	0.84	0.4033
acao*musculo	LATDI	TM	LATES	TP	29.9000	39.0291	412	0.77	0.4441
acao*musculo	LATDI	TM	PROPU	TA	82.6750	39.0291	412	2.12	0.0347
acao*musculo	LATDI	TM	PROPU	TM	21.4250	39.0291	412	0.55	0.5833
acao*musculo	LATDI	TM	PROPU	TP	144.35	39.0291	412	3.70	0.0002
acao*musculo	LATDI	TM	PROTR	TA	41.3000	39.0291	412	1.06	0.2906
acao*musculo	LATDI	TM	PROTR	TM	10.5250	39.0291	412	0.27	0.7875
acao*musculo	LATDI	TM	PROTR	TP	93.0750	39.0291	412	2.38	0.0175
acao*musculo	LATDI	TM	REPOU	TA	209.45	39.0291	412	5.37	<.0001
acao*musculo	LATDI	TM	REPOU	TM	135.87	39.0291	412	3.48	0.0006
acao*musculo	LATDI	TM	REPOU	TP	225.08	39.0291	412	5.77	<.0001
acao*musculo	LATDI	TM	RETRO	TA	143.77	39.0291	412	3.68	0.0003
acao*musculo	LATDI	TM	RETRO	TM	8.2750	39.0291	412	0.21	0.8322
acao*musculo	LATDI	TM	RETRO	TP	65.1750	39.0291	412	1.67	0.0957
acao*musculo	LATDI	TM	RETRU	TA	60.7000	39.0291	412	1.56	0.1207
acao*musculo	LATDI	TM	RETRU	TM	5.4500	39.0291	412	0.14	0.8890
acao*musculo	LATDI	TM	RETRU	TP	-66.5500	39.0291	412	-1.71	0.0889
acao*musculo	LATDI	TP	LATES	TA	205.97	39.0291	412	5.28	<.0001
acao*musculo	LATDI	TP	LATES	TM	43.4250	39.0291	412	1.11	0.2665
acao*musculo	LATDI	TP	LATES	TP	40.6750	39.0291	412	1.04	0.2979
acao*musculo	LATDI	TP	PROPU	TA	93.4500	39.0291	412	2.39	0.0171
acao*musculo	LATDI	TP	PROPU	TM	32.2000	39.0291	412	0.83	0.4098
acao*musculo	LATDI	TP	PROPU	TP	155.13	39.0291	412	3.97	<.0001
acao*musculo	LATDI	TP	PROTR	TA	52.0750	39.0291	412	1.33	0.1829
acao*musculo	LATDI	TP	PROTR	TM	21.3000	39.0291	412	0.55	0.5855
acao*musculo	LATDI	TP	PROTR	TP	103.85	39.0291	412	2.66	0.0081

acao*musculo	LATDI	TP	REPOU	TA	220.22	39.0291	412	5.64	<.0001
acao*musculo	LATDI	TP	REPOU	TM	146.65	39.0291	412	3.76	0.0002
acao*musculo	LATDI	TP	REPOU	TP	235.85	39.0291	412	6.04	<.0001
acao*musculo	LATDI	TP	RETRO	TA	154.55	39.0291	412	3.96	<.0001
acao*musculo	LATDI	TP	RETRO	TM	19.0500	39.0291	412	0.49	0.6257
acao*musculo	LATDI	TP	RETRO	TP	75.9500	39.0291	412	1.95	0.0523
acao*musculo	LATDI	TP	RETRU	TA	71.4750	39.0291	412	1.83	0.0678
acao*musculo	LATDI	TP	RETRU	TM	16.2250	39.0291	412	0.42	0.6778
acao*musculo	LATDI	TP	RETRU	TP	-55.7750	39.0291	412	-1.43	0.1537
acao*musculo	LATES	TA	LATES	TM	-162.55	34.0780	412	-4.77	<.0001
acao*musculo	LATES	TA	LATES	TP	-165.30	34.0780	412	-4.85	<.0001
acao*musculo	LATES	TA	PROPU	TA	-112.53	39.0291	412	-2.88	0.0041
acao*musculo	LATES	TA	PROPU	TM	-173.78	39.0291	412	-4.45	<.0001
acao*musculo	LATES	TA	PROPU	TP	-50.8500	39.0291	412	-1.30	0.1933
acao*musculo	LATES	TA	PROTR	TA	-153.90	39.0291	412	-3.94	<.0001
acao*musculo	LATES	TA	PROTR	TM	-184.68	39.0291	412	-4.73	<.0001
acao*musculo	LATES	TA	PROTR	TP	-102.12	39.0291	412	-2.62	0.0092
acao*musculo	LATES	TA	REPOU	TA	14.2500	39.0291	412	0.37	0.7152
acao*musculo	LATES	TA	REPOU	TM	-59.3250	39.0291	412	-1.52	0.1293
acao*musculo	LATES	TA	REPOU	TP	29.8750	39.0291	412	0.77	0.4444
acao*musculo	LATES	TA	RETRO	TA	-51.4250	39.0291	412	-1.32	0.1884
acao*musculo	LATES	TA	RETRO	TM	-186.93	39.0291	412	-4.79	<.0001
acao*musculo	LATES	TA	RETRO	TP	-130.03	39.0291	412	-3.33	0.0009
acao*musculo	LATES	TA	RETRU	TA	-134.50	39.0291	412	-3.45	0.0006
acao*musculo	LATES	TA	RETRU	TM	-189.75	39.0291	412	-4.86	<.0001
acao*musculo	LATES	TA	RETRU	TP	-261.75	39.0291	412	-6.71	<.0001
acao*musculo	LATES	TM	LATES	TP	-2.7500	34.0780	412	-0.08	0.9357
acao*musculo	LATES	TM	PROPU	TA	50.0250	39.0291	412	1.28	0.2007
acao*musculo	LATES	TM	PROPU	TM	-11.2250	39.0291	412	-0.29	0.7738
acao*musculo	LATES	TM	PROPU	TP	111.70	39.0291	412	2.86	0.0044
acao*musculo	LATES	TM	PROTR	TA	8.6500	39.0291	412	0.22	0.8247
acao*musculo	LATES	TM	PROTR	TM	-22.1250	39.0291	412	-0.57	0.5711
acao*musculo	LATES	TM	PROTR	TP	60.4250	39.0291	412	1.55	0.1223
acao*musculo	LATES	TM	REPOU	TA	176.80	39.0291	412	4.53	<.0001
acao*musculo	LATES	TM	REPOU	TM	103.22	39.0291	412	2.64	0.0085
acao*musculo	LATES	TM	REPOU	TP	192.43	39.0291	412	4.93	<.0001
acao*musculo	LATES	TM	RETRO	TA	111.12	39.0291	412	2.85	0.0046

Análise de Variância com medidas repetidas
Differences of Least Squares Means

Effect	acao	musculo	_acao	_musculo	Estimate	Standard Error	DF	t Value	Pr > t
acao*musculo	LATES	TM	RETRO	TM	-24.3750	39.0291	412	-0.62	0.5326
acao*musculo	LATES	TM	RETRO	TP	32.5250	39.0291	412	0.83	0.4051
acao*musculo	LATES	TM	RETRU	TA	28.0500	39.0291	412	0.72	0.4727
acao*musculo	LATES	TM	RETRU	TM	-27.2000	39.0291	412	-0.70	0.4862
acao*musculo	LATES	TM	RETRU	TP	-99.2000	39.0291	412	-2.54	0.0114
acao*musculo	LATES	TP	PROPU	TA	52.7750	39.0291	412	1.35	0.1771
acao*musculo	LATES	TP	PROPU	TM	-8.4750	39.0291	412	-0.22	0.8282
acao*musculo	LATES	TP	PROPU	TP	114.45	39.0291	412	2.93	0.0036
acao*musculo	LATES	TP	PROTR	TA	11.4000	39.0291	412	0.29	0.7704
acao*musculo	LATES	TP	PROTR	TM	-19.3750	39.0291	412	-0.50	0.6199
acao*musculo	LATES	TP	PROTR	TP	63.1750	39.0291	412	1.62	0.1063
acao*musculo	LATES	TP	REPOU	TA	179.55	39.0291	412	4.60	<.0001
acao*musculo	LATES	TP	REPOU	TM	105.97	39.0291	412	2.72	0.0069
acao*musculo	LATES	TP	REPOU	TP	195.18	39.0291	412	5.00	<.0001
acao*musculo	LATES	TP	RETRO	TA	113.87	39.0291	412	2.92	0.0037
acao*musculo	LATES	TP	RETRO	TM	-21.6250	39.0291	412	-0.55	0.5798
acao*musculo	LATES	TP	RETRO	TP	35.2750	39.0291	412	0.90	0.3666
acao*musculo	LATES	TP	RETRU	TA	30.8000	39.0291	412	0.79	0.4305
acao*musculo	LATES	TP	RETRU	TM	-24.4500	39.0291	412	-0.63	0.5314
acao*musculo	LATES	TP	RETRU	TP	-96.4500	39.0291	412	-2.47	0.0139
acao*musculo	PROPU	TA	PROPU	TM	-61.2500	34.0780	412	-1.80	0.0730
acao*musculo	PROPU	TA	PROPU	TP	61.6750	34.0780	412	1.81	0.0711
acao*musculo	PROPU	TA	PROTR	TA	-41.3750	39.0291	412	-1.06	0.2897
acao*musculo	PROPU	TA	PROTR	TM	-72.1500	39.0291	412	-1.85	0.0652
acao*musculo	PROPU	TA	PROTR	TP	10.4000	39.0291	412	0.27	0.7900
acao*musculo	PROPU	TA	REPOU	TA	126.77	39.0291	412	3.25	0.0013
acao*musculo	PROPU	TA	REPOU	TM	53.2000	39.0291	412	1.36	0.1736

acao*musculo	PROPU	TA	REPOU	TP	142.40	39.0291	412	3.65	0.0003
acao*musculo	PROPU	TA	RETRO	TA	61.1000	39.0291	412	1.57	0.1182
acao*musculo	PROPU	TA	RETRO	TM	-74.4000	39.0291	412	-1.91	0.0573
acao*musculo	PROPU	TA	RETRO	TP	-17.5000	39.0291	412	-0.45	0.6541
acao*musculo	PROPU	TA	RETRU	TA	-21.9750	39.0291	412	-0.56	0.5737
acao*musculo	PROPU	TA	RETRU	TM	-77.2250	39.0291	412	-1.98	0.0485
acao*musculo	PROPU	TA	RETRU	TP	-149.23	39.0291	412	-3.82	0.0002
acao*musculo	PROPU	TM	PROPU	TP	122.93	34.0780	412	3.61	0.0003
acao*musculo	PROPU	TM	PROTR	TA	19.8750	39.0291	412	0.51	0.6109
acao*musculo	PROPU	TM	PROTR	TM	-10.9000	39.0291	412	-0.28	0.7802
acao*musculo	PROPU	TM	PROTR	TP	71.6500	39.0291	412	1.84	0.0671
acao*musculo	PROPU	TM	REPOU	TA	188.03	39.0291	412	4.82	<.0001
acao*musculo	PROPU	TM	REPOU	TM	114.45	39.0291	412	2.93	0.0036
acao*musculo	PROPU	TM	REPOU	TP	203.65	39.0291	412	5.22	<.0001
acao*musculo	PROPU	TM	RETRO	TA	122.35	39.0291	412	3.13	0.0018
acao*musculo	PROPU	TM	RETRO	TM	-13.1500	39.0291	412	-0.34	0.7363
acao*musculo	PROPU	TM	RETRO	TP	43.7500	39.0291	412	1.12	0.2630
acao*musculo	PROPU	TM	RETRU	TA	39.2750	39.0291	412	1.01	0.3149
acao*musculo	PROPU	TM	RETRU	TM	-15.9750	39.0291	412	-0.41	0.6825
acao*musculo	PROPU	TM	RETRU	TP	-87.9750	39.0291	412	-2.25	0.0247
acao*musculo	PROPU	TP	PROTR	TA	-103.05	39.0291	412	-2.64	0.0086
acao*musculo	PROPU	TP	PROTR	TM	-133.83	39.0291	412	-3.43	0.0007
acao*musculo	PROPU	TP	PROTR	TP	-51.2750	39.0291	412	-1.31	0.1897
acao*musculo	PROPU	TP	REPOU	TA	65.1000	39.0291	412	1.67	0.0961
acao*musculo	PROPU	TP	REPOU	TM	-8.4750	39.0291	412	-0.22	0.8282
acao*musculo	PROPU	TP	REPOU	TP	80.7250	39.0291	412	2.07	0.0392
acao*musculo	PROPU	TP	RETRO	TA	-0.5750	39.0291	412	-0.01	0.9883
acao*musculo	PROPU	TP	RETRO	TM	-136.08	39.0291	412	-3.49	0.0005
acao*musculo	PROPU	TP	RETRO	TP	-79.1750	39.0291	412	-2.03	0.0431
acao*musculo	PROPU	TP	RETRU	TA	-83.6500	39.0291	412	-2.14	0.0327
acao*musculo	PROPU	TP	RETRU	TM	-138.90	39.0291	412	-3.56	0.0004
acao*musculo	PROPU	TP	RETRU	TP	-210.90	39.0291	412	-5.40	<.0001
acao*musculo	PROTR	TA	PROTR	TM	-30.7750	34.0780	412	-0.90	0.3670
acao*musculo	PROTR	TA	PROTR	TP	51.7750	34.0780	412	1.52	0.1295
acao*musculo	PROTR	TA	REPOU	TA	168.15	39.0291	412	4.31	<.0001
acao*musculo	PROTR	TA	REPOU	TM	94.5750	39.0291	412	2.42	0.0158
acao*musculo	PROTR	TA	REPOU	TP	183.78	39.0291	412	4.71	<.0001
acao*musculo	PROTR	TA	RETRO	TA	102.47	39.0291	412	2.63	0.0090
acao*musculo	PROTR	TA	RETRO	TM	-33.0250	39.0291	412	-0.85	0.3980
acao*musculo	PROTR	TA	RETRO	TP	23.8750	39.0291	412	0.61	0.5411

Análise de Variância com medidas repetidas

Differences of Least Squares Means

Effect	acao	musculo	_acao	_musculo	Estimate	Standard Error	DF	t Value	Pr > t
acao*musculo	PROTR	TA	RETRU	TA	19.4000	39.0291	412	0.50	0.6194
acao*musculo	PROTR	TA	RETRU	TM	-35.8500	39.0291	412	-0.92	0.3589
acao*musculo	PROTR	TA	RETRU	TP	-107.85	39.0291	412	-2.76	0.0060
acao*musculo	PROTR	TM	PROTR	TP	82.5500	34.0780	412	2.42	0.0158
acao*musculo	PROTR	TM	REPOU	TA	198.93	39.0291	412	5.10	<.0001
acao*musculo	PROTR	TM	REPOU	TM	125.35	39.0291	412	3.21	0.0014
acao*musculo	PROTR	TM	REPOU	TP	214.55	39.0291	412	5.50	<.0001
acao*musculo	PROTR	TM	RETRO	TA	133.25	39.0291	412	3.41	0.0007
acao*musculo	PROTR	TM	RETRO	TM	-2.2500	39.0291	412	-0.06	0.9541
acao*musculo	PROTR	TM	RETRO	TP	54.6500	39.0291	412	1.40	0.1622
acao*musculo	PROTR	TM	RETRU	TA	50.1750	39.0291	412	1.29	0.1993
acao*musculo	PROTR	TM	RETRU	TM	-5.0750	39.0291	412	-0.13	0.8966
acao*musculo	PROTR	TM	RETRU	TP	-77.0750	39.0291	412	-1.97	0.0490
acao*musculo	PROTR	TP	REPOU	TA	116.37	39.0291	412	2.98	0.0030
acao*musculo	PROTR	TP	REPOU	TM	42.8000	39.0291	412	1.10	0.2734
acao*musculo	PROTR	TP	REPOU	TP	132.00	39.0291	412	3.38	0.0008
acao*musculo	PROTR	TP	RETRO	TA	50.7000	39.0291	412	1.30	0.1947
acao*musculo	PROTR	TP	RETRO	TM	-84.8000	39.0291	412	-2.17	0.0304
acao*musculo	PROTR	TP	RETRO	TP	-27.9000	39.0291	412	-0.71	0.4751
acao*musculo	PROTR	TP	RETRU	TA	-32.3750	39.0291	412	-0.83	0.4073
acao*musculo	PROTR	TP	RETRU	TM	-87.6250	39.0291	412	-2.25	0.0253
acao*musculo	PROTR	TP	RETRU	TP	-159.63	39.0291	412	-4.09	<.0001
acao*musculo	REPOU	TA	REPOU	TM	-73.5750	34.0780	412	-2.16	0.0314
acao*musculo	REPOU	TA	REPOU	TP	15.6250	34.0780	412	0.46	0.6468

acao*musculo	REPOU	TA	RETRO	TA	-65.6750	39.0291	412	-1.68	0.0932
acao*musculo	REPOU	TA	RETRO	TM	-201.17	39.0291	412	-5.15	<.0001
acao*musculo	REPOU	TA	RETRO	TP	-144.27	39.0291	412	-3.70	0.0002
acao*musculo	REPOU	TA	RETRU	TA	-148.75	39.0291	412	-3.81	0.0002
acao*musculo	REPOU	TA	RETRU	TM	-204.00	39.0291	412	-5.23	<.0001
acao*musculo	REPOU	TA	RETRU	TP	-276.00	39.0291	412	-7.07	<.0001
acao*musculo	REPOU	TM	REPOU	TP	89.2000	34.0780	412	2.62	0.0092
acao*musculo	REPOU	TM	RETRO	TA	7.9000	39.0291	412	0.20	0.8397
acao*musculo	REPOU	TM	RETRO	TM	-127.60	39.0291	412	-3.27	0.0012
acao*musculo	REPOU	TM	RETRO	TP	-70.7000	39.0291	412	-1.81	0.0708
acao*musculo	REPOU	TM	RETRU	TA	-75.1750	39.0291	412	-1.93	0.0548
acao*musculo	REPOU	TM	RETRU	TM	-130.43	39.0291	412	-3.34	0.0009
acao*musculo	REPOU	TM	RETRU	TP	-202.43	39.0291	412	-5.19	<.0001
acao*musculo	REPOU	TP	RETRO	TA	-81.3000	39.0291	412	-2.08	0.0379
acao*musculo	REPOU	TP	RETRO	TM	-216.80	39.0291	412	-5.55	<.0001
acao*musculo	REPOU	TP	RETRO	TP	-159.90	39.0291	412	-4.10	<.0001
acao*musculo	REPOU	TP	RETRU	TA	-164.38	39.0291	412	-4.21	<.0001
acao*musculo	REPOU	TP	RETRU	TM	-219.63	39.0291	412	-5.63	<.0001
acao*musculo	REPOU	TP	RETRU	TP	-291.63	39.0291	412	-7.47	<.0001
acao*musculo	RETRO	TA	RETRO	TM	-135.50	34.0780	412	-3.98	<.0001
acao*musculo	RETRO	TA	RETRO	TP	-78.6000	34.0780	412	-2.31	0.0216
acao*musculo	RETRO	TA	RETRU	TA	-83.0750	39.0291	412	-2.13	0.0339
acao*musculo	RETRO	TA	RETRU	TM	-138.33	39.0291	412	-3.54	0.0004
acao*musculo	RETRO	TA	RETRU	TP	-210.33	39.0291	412	-5.39	<.0001
acao*musculo	RETRO	TM	RETRO	TP	56.9000	34.0780	412	1.67	0.0957
acao*musculo	RETRO	TM	RETRU	TA	52.4250	39.0291	412	1.34	0.1799
acao*musculo	RETRO	TM	RETRU	TM	-2.8250	39.0291	412	-0.07	0.9423
acao*musculo	RETRO	TM	RETRU	TP	-74.8250	39.0291	412	-1.92	0.0559
acao*musculo	RETRO	TP	RETRU	TA	-4.4750	39.0291	412	-0.11	0.9088
acao*musculo	RETRO	TP	RETRU	TM	-59.7250	39.0291	412	-1.53	0.1267
acao*musculo	RETRO	TP	RETRU	TP	-131.73	39.0291	412	-3.38	0.0008
acao*musculo	RETRU	TA	RETRU	TM	-55.2500	34.0780	412	-1.62	0.1057
acao*musculo	RETRU	TA	RETRU	TP	-127.25	34.0780	412	-3.73	0.0002
acao*musculo	RETRU	TM	RETRU	TP	-72				