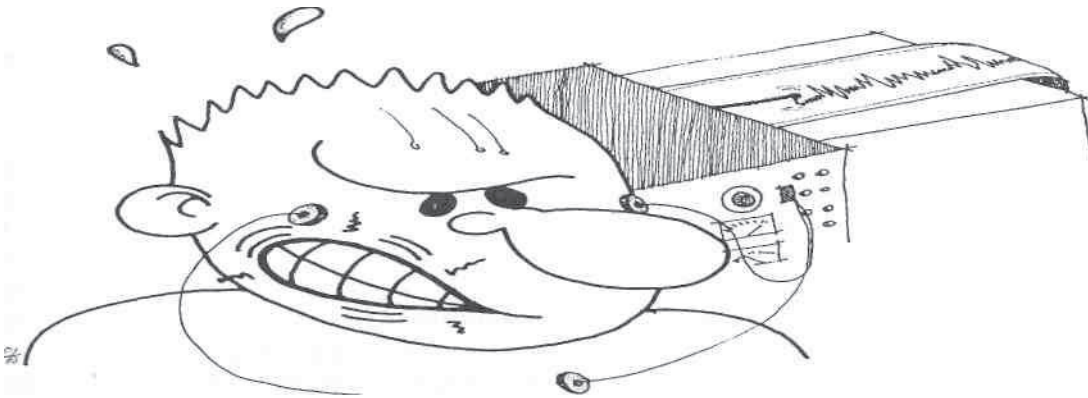


Sugestão de método para correlacionar força muscular e eletromiografia

Jefferson Loss*
Milton Zaro**
Ben Hur Godolphim***
Bernardo Godolphim****
Cláudia Michel*****



Resumo / Abstract

O objetivo deste trabalho é apresentar um método de estimar qualitativamente a força muscular, a partir do sinal eletromiográfico de superfície, durante contrações isométricas. Para alcançar tal objetivo, uma série de processos matemáticos são efetuados sobre o sinal eletromiográfico, incluindo técnicas com filtros de janela móvel ponderada, transformando o eletrograma em uma curva simples, similar ao sinal de força. Para testar o modelo proposto, foram feitas 216 diferentes situações de medida de força de mordida e eletromiografia, sobre os músculos masseter e temporal, distribuídas em um projeto de experimento. O parâmetro escolhido para medir a eficiência do método foi o coeficiente de correlação entre duas curvas. O método mostrou-se mais eficiente quanto maior a força empregada.

This paper introduces a method for qualitatively analysis of the muscular strength, starting from a superficial electromyographical (EMG) signal during isometric contractions. To do so, a number of mathematical processes are carried out based on the electromyographic signal, among which, using a mobile window filter techniques in order to transform the EMG signal into a simple curve, similar to the force signal. In order to test the proposed model, 216 different situations of bite force and electromyography were carried out, on the temporal and masseter muscles, distributed along the experimental project. The reference chosen to measure the efficiency of the method was the correlation coefficient between both curves. The method showed that the higher the force employed, the greater its efficiency.

INTRODUÇÃO

Há um grande esforço, em campos como o desporto, ergonomia e reabilitação, no sentido de determinar a força muscular, quantificando a performance muscular do homem. Até o presente momento, não existe nenhum método indireto que possa ser usado com fidelidade para calcular a força exercida por um músculo durante uma contração voluntária (Aratow, Ballard, Crenshaw, Watenpaugh, Kahan e Hargens, 1993; Erhardson, Sheikholeslam, Forsberg e Lockowandt, 1993; Lawrence e De Luca, 1983). Essa dificuldade ocorre devido a carências técnicas. Em métodos diretos, onde seria medida a força diretamente sobre o músculo, técnicas invasivas são necessárias. Nesse caso, barreiras éticas impedem a medição.

Até o presente momento, não existe nenhum método indireto que possa ser usado com fidelidade para calcular a força exercida por um músculo durante uma contração voluntária.

A tentativa de validação da Eletromiografia como forma de quantificar o trabalho muscular tem dado origem à publicação de muitos trabalhos experimentais nos últimos 45 anos, centrados na relação entre a magnitude do sinal de EMG e a força produzida pelo músculo.

Considerando que a força desenvolvida por um músculo em contração depende da excitação neural que lhe é aplicada, o EMG, ao medir o nível de excitação, pode ser utilizado como indicador de força (Lindstrom, Kaderfors e Petersen, 1977).

Existe uma certa tendência a se acreditar existir uma relação linear entre o sinal eletromiográfico e a força desenvolvida pelo músculo. A relação linear entre EMG e força foi de fato verificada por vários autores (Bakke, Michler, Han e Möller, 1989; Hylander e Johnson, 1989; Kranz, Cassei e Inbar, 1985; Lawrence e De Luca, 1983). No entanto, essa relação não é constatada na totalidade do leque de forças, nem para todos os músculos. Existem trabalhos em que a relação não é linear, assumindo outras formas, como quadráticas ou funções mais complexas (Guimarães, Herzog, Allinger e Zhang, 1995; Lawrence e De Luca, 1983). Lawrence *et al.* (1983) apresentam a relação como altamente dependente do músculo analisado. Guimarães *et al.* (1995) justificam a não linearidade da relação como resultado direto das condições de contração dinâmicas do músculo.

As grandes diferenças metodológicas, os diferentes tipos de trabalho mecânico implicados nas atividades estudadas e a variabilidade que caracteriza o sinal de Eletromiografia são razões suficientes para explicar a relativa heterogeneidade nos resultados obtidos por diferentes pesquisadores. Também a nomenclatura e os graus de classificação de anormalidades variam entre diferentes laboratórios, inclusive em um mesmo país (Stalberg, Melander e Akimura, 1991).

O objetivo deste trabalho é apresentar um método de estimar qualitativamente a força muscular, a partir do sinal eletromiográfico de superfície, durante contrações isométricas. Por estimativa qualitativa entenda-se transformar o eletromiograma em uma curva simples, similar ao sinal de força. -

DESENVOLVIMENTO DO MÉTODO

O sinal "bruto" possui componentes de frequência com valores situados entre 1 e 3000 Hz. Alguns autores sugerem que a energia mais significativa vai apenas até os 1000 Hz (Kadefors, 1973; Kadefors, Petersen e Broman, 1973). Segundo alguns pesquisadores (McLeod, 1973; Sato, 1982), frequências superiores a 250 Hz são negligenciáveis quando se estuda atividade muscular grosseira. Com o intuito de remover também a componente DC do sinal, bem como eliminar ruídos de baixa frequência provenientes de eventuais movimentações dos eletrodos sobre a pele, frequências abaixo de 20 Hz também podem ser ignoradas.

Após a filtragem do espectro, efetua-se a retificação da curva. Dois tipos de retificação são possíveis: retificação de meia-onda, onde simplesmente elimina-se os valores negativos do sinal, e retificação de onda completa, onde se invertem os valores negativos, transformando-os em positivos. A segunda é preferida por manter toda a energia do sinal.

Uma vez retificado o sinal, utiliza-se uma técnica de "média" para mais uma vez filtrar o sinal. O "filtro de média" basicamente elimina as variações muito bruscas dos valores de amplitude do sinal. Isso é feito calculando-se os valores médios de pequenos inter-

valos (janela) de tempo do sinal. Uma escolha importante, de que depende a amplitude da filtragem efetuada, é o tamanho dessa janela de onde se retira a média. Quanto menor for esse intervalo de tempo, menos "suavizada" e mais parecida com a curva original fica a curva resultante.

A fim de obter uma média que varie constantemente no tempo e que seja, portanto, mais representativa das alterações do sinal no tempo, utiliza-se uma técnica de média móvel, ou seja, uma "janela móvel" que percorre toda a curva progressivamente.

Apenas como exemplo considere-se uma janela com cinco amostras. Essa janela calcula a média aritmética simples das amostras 1 até 5, depois das amostras 2 até 6, de 3 até 7, e assim sucessivamente.

Sendo assim, o filtro de média móvel, pela sua característica, calcula um novo valor para um ponto baseado nos valores dos pontos de sua vizinhança. A frequência de corte do filtro, como já mencionado, está intimamente ligada ao tamanho da janela escolhida (número de pontos). Quanto menor for o número de pontos, menos frequências serão filtradas. Uma "janela de apenas um ponto", por exemplo, não terá efeito algum, pois a "média" de um único valor é ele mesmo, e o sinal permanecerá inalterado. Por outro lado, quanto maior for o número de pontos considerado na janela, maiores serão as frequências bloqueadas, chegando ao limite que, considerando uma janela que englobe todos os pontos do sinal, o resultado obtido é o próprio nível DC do sinal, ou seja, frequência nula. O traçado das curvas da Figura 1 mostra a atenuação das frequências do sinal em função do número de pontos considerado.

Esse tipo de filtro apresenta oscilações indesejáveis (Figura 1) provenientes do corte abrupto da janela. Para contornar esse problema, usa-se um critério de vizinhança ponderada, isto é, aos pontos mais próximos do centro da janela é atribuído um peso maior do que aos pontos situados nos extremos. Essa característica do filtro pode ser interpretada fisicamente como uma ratificação do caráter aleatório do sinal eletromiográfico, onde o nível do sinal, em determinado momento, sofre mais influência dos pontos na mesma vizinhança de tempo do que daqueles mais distantes. A cur-

va de ponderação utilizada foi o primeiro semiciclo de um seno com amplitude unitária.

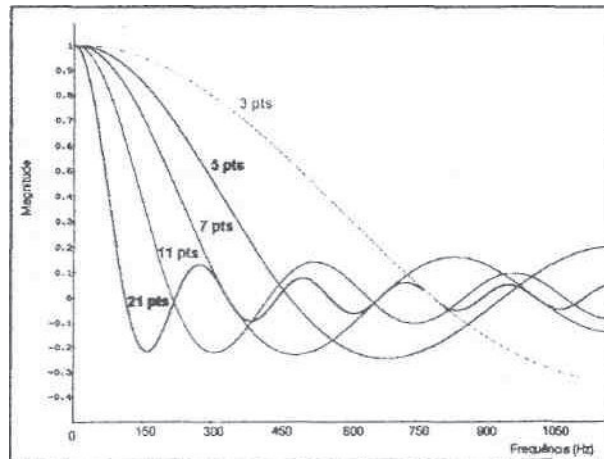


Figura 1. Resposta em frequência do filtro média móvel, com janela retangular, para uma frequência de amostragem de 2800 Hz (análise linear).

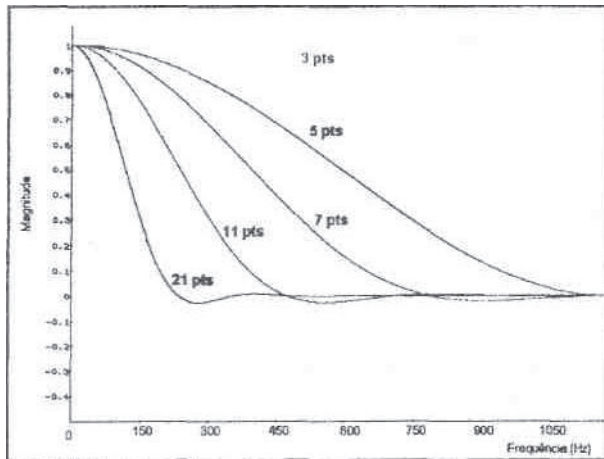


Figura 2. Resposta em frequência do filtro média móvel, com janela ponderada, para uma frequência de amostragem de 2800 Hz (análise linear).

Dessa forma, a medida que os pontos considerados se afastam do centro da janela, sua contribuição diminui, até um valor nulo, coincidindo com os pontos fora da janela, evitando assim, alterações abruptas.

A Figura 1 mostra a resposta em frequência do filtro com janela móvel ponderada. Pode-se observar, comparando a Figura 1 com a Figura 2, a grande diferença na oscilação da resposta em frequência dos diferentes filtros, com "janela retangular" e com "janela senoidal", respectivamente. O tamanho da janela escolhida foi baseado nas frequências que se pretendia filtrar. Como o objeti-

vo era comparar o sinal eletromiográfico com o sinal de força resultante do Gnatodinamômetro, optou-se por uma janela que deixa o sinal com as mesmas freqüências do sinal de força. Uma janela de aproximadamente 900 pontos, com uma freqüência de amostragem de 2800 Hz, resulta em uma filtragem acentuada, deixando o sinal apenas com as componentes de freqüência próximo a zero, tal qual o sinal da força de mordida. É interessante observar que o filtro de janela ponderada de três pontos não resulta em efeito algum, pois somente o valor central é considerado, equivalendo-se ao filtro de janela retangular com um único ponto todo. Exemplos do resultado desse processamento são mostrados nas Figuras 3, 4, 5 e 6.

Esquemáticamente falando, o modelo proposto engloba, dessa forma, os seguintes passos:

- aquisição do sinal eletromiográfico a uma taxa de 2800 Hz por canal;
- eliminação das freqüências acima de 250 Hz através de um filtro passa baixa;
- eliminação das freqüências abaixo de 20 Hz através de um filtro passa alta;
- retificação do sinal em onda completa (transformação dos valores negativos do sinal em valores positivos);
- filtragem do sinal com filtro média móvel, com janela de 900 pontos, ponderada pelo primeiro semiciclo de um seno com amplitude unitária.

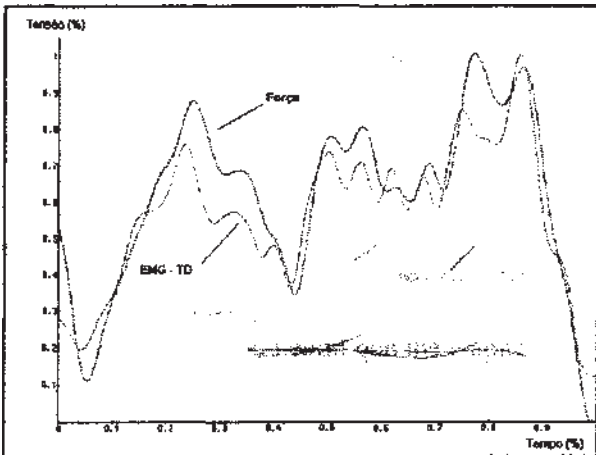


Figura 3. Exemplo de sinal EMG do temporal direito comparado com a força.

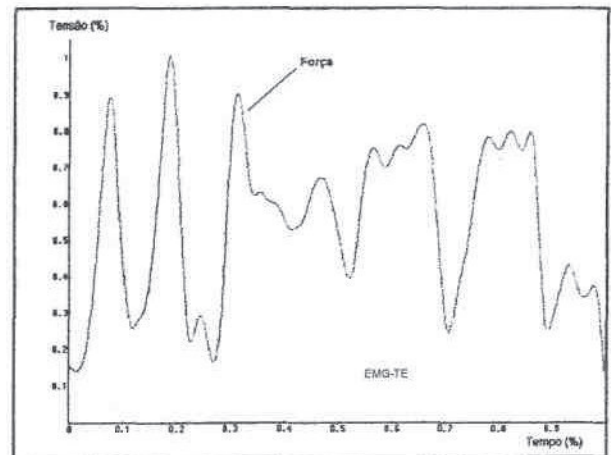


Figura 4. Exemplo de sinal EMC do temporal esquerdo comparado com a força.

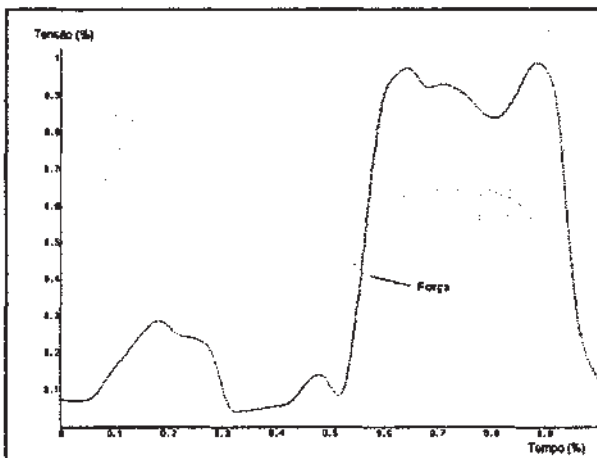


Figura 5. Exemplo de sinal EMC do masséter direito comparado com a força.

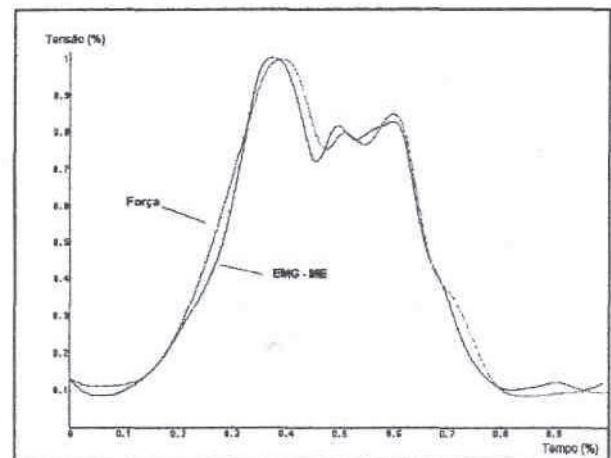


Figura 6. Exemplo de sinal EMG do masséter esquerdo comparado com a força.

MATERIALE MÉTODO

Para testar o modelo proposto (MCleod, 1973), foram feitas medidas de força de mordida em diversas situações, utilizando-se de um Gnatodinamômetro e um Eletromiógrafo de quatro canais. O Gnatodinamômetro é uma célula de carga, do tipo coluna, a base de extensômetros de resistência elétrica, construída especialmente para medição da força de mordida, com dimensões físicas que permitem a medição de força realizada sobre uma área de aproximadamente $0,80\text{cm}^2$, possibilitando avaliar a força em regiões bem específicas da boca (Zaro, Coutinho, Thomas, Blanco e Godolfim, 1988). Ambos os equipamentos foram conectados ao computador através de um conversor analógico digital, resolução de 14 bits e frequência de amostragem de 2800 Hz por canal, permitindo a medida simultânea da força e do sinal eletromiográfico do músculo.

Os músculos escolhidos para análise foram o masséter, direito e esquerdo, e o temporal, direito e esquerdo, tanto pela sua localização superficial (facilitando a eletromiografia de superfície), quanto por sua função biomecânica na execução do movimento.

Para esse estudo, foram escolhidos nove voluntários, com diferentes tipos de oclusão: Classe I, Classe II e mordida cruzada (Classe I). Para cada voluntário foi feita a medida da máxima força de mordida, em região de 1º molar direito e 1º molar esquerdo. Definido o patamar máximo de cada indivíduo, mediu-se o EMG e a força de mordida em outros níveis, correspondendo percentualmente a 25% e 50% da força máxima. Foram reunidas, desta forma, 216 diferentes situações de medida, distribuídas da seguinte forma:

- quatro músculos distintos: temporal direito, temporal esquerdo, masséter direito e masséter esquerdo;
- três níveis de força empregados na mordida sobre a célula de carga: força máxima (100%), 50% e 25% da força máxima;
- duas posições distintas de aplicação da força: região de 1º molar direito e região de 1º molar esquerdo;
- três pessoas para cada relação oclusal: Classe I, Classe II e Mordida Cruzada.

O parâmetro escolhido para medir a efi-

ciência do método foi o coeficiente de correlação entre duas curvas, uma vez que o objetivo era justamente correlacionar eletromiografia e força. Para cada uma das 216 situações de medida mencionadas acima calculou-se o coeficiente de correlação entre a curva de força e a curva de EMG após o processamento matemático sugerido. Os resultados são apresentados na Tabela 1.

CONCLUSÕES

A partir da Tabela 1, realizando todos os cálculos pertinentes ao modelamento estatístico e utilizando os conceitos de análise sobre variância, com um nível de significância estatística de 99,9%, é possível concluir que:

1. Não há diferenças significativas entre as relações oclusais observadas.
2. Não há diferenças significativas entre os músculos analisados.
3. Não há diferenças significativas entre os lados direito e esquerdo do paciente para uma mesma magnitude de força empregada.
4. Não há interação entre os fatores observados.
5. Há diferença significativa entre os níveis de força empregados, ou seja, os resultados na utilização do método para avaliação qualitativa da força são melhores (maiores coeficientes de correlação) quanto maior a força empregada.

DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

A nível de confiabilidade estatística de 99,9%, o método mostrou-se independente da relação oclusal dos indivíduos, ou seja, o coeficiente de correlação entre as curvas, em média, é igual para os três tipos de oclusão estudados.

A nível de confiabilidade estatística de 99,9%, o método mostrou-se independente do músculo analisado, ou seja, pode-se optar por fazer a medida do sinal eletromiográfico apenas no temporal direito, ou apenas no masséter esquerdo. Isso pode ser particularmente interessante em pacientes com barba, por exemplo, que necessitariam raspar os pelos para a fixação dos eletrodos de superfície para monitoração dos masséteres.

Como o objetivo era comparar o sinal eletromiográfico com o sinal de força resultante do Gnatodinamômetro, optou-se por uma Janela que deixa o sinal com as mesmas frequências do sinal de força.

Tabela 1. Coeficientes de correlação (%) para todos os casos analisados.

	Classe I				Classe II				Mordida Cruzada				
	TD	TE	MD	ME	TD	TE	MD	ME	TD	TE	MD	ME	
25%	direita	59,1	68,6	74,9	87,1	74,9	85,0	88,7	88,4	94,9	89,8	85,4	91,2
		98,5	96,6	93,8	94,6	34,0	35,7	20,3	21,1	47,3	91,9	14,6	83,0
		30,8	62,0	40,4	37,2	94,3	66,7	94,5	89,0	94,5	89,9	88,6	86,9
	esquerda	84,8	65,3	80,5	87,7	90,0	88,5	90,7	91,2	77,3	82,1	81,9	87,7
		97,8	96,1	92,3	93,4	90,2	66,4	77,1	73,9	55,7	82,5	49,1	67,0
		76,4	87,5	70,8	82,4	56,5	70,6	49,5	56,5	89,7	94,0	84,8	94,0
50%	direita	82,9	70,7	82,4	80,6	96,5	94,1	95,7	94,3	90,6	86,4	85,2	87,4
		95,1	95,8	87,2	92,2	85,1	86,5	74,3	91,2	88,9	90,3	86,4	84,8
		49,2	71,5	46,6	64,6	86,3	92,3	83,6	71,3	89,7	79,0	82,0	88,2
	esquerda	58,1	85,4	87,5	85,7	90,1	86,8	89,6	85,4	87,2	89,2	93,0	88,3
		97,5	96,8	95,6	94,9	78,2	70,0	77,9	25,3	96,9	98,0	96,5	95,8
		53,3	80,9	54,7	78,8	93,3	91,3	85,8	94,3	65,8	72,0	66,5	78,0
100%	direita	96,8	92,5	93,7	93,7	96,1	95,9	97,1	96,7	89,5	95,2	93,9	80,1
		98,0	98,5	96,7	96,9	96,8	97,8	97,5	99,0	97,5	94,5	96,8	98,6
		90,3	82,1	76,1	82,8	93,9	96,6	95,2	95,9	85,4	91,3	88,0	98,6
	esquerda	89,4	84,2	87,3	83,9	97,1	98,1	97,8	98,5	88,8	78,1	86,6	93,8
		99,1	97,8	99,2	98,4	98,7	97,4	98,4	98,5	98,6	98,2	98,9	97,0
		49,3	87,1	85,5	89,0	95,2	84,3	95,5	98,1	87,5	96,5	78,3	90,2

TD - temporal direito, TE - temporal esquerdo, MD - masséter direito, ME - masséter esquerdo

A nível de confiabilidade estatística de 99,9%, o método mostrou-se independente do ponto de aplicação da força, significando que, na utilização do método, não há necessidade de medir-se a força de mordida do lado direito e esquerdo do paciente, podendo-se optar, por exemplo, pelo lado que não possua perdas dentárias, ou ainda, evitar um exame desconfortável em casos de patologias dentárias.

A nível de confiabilidade estatística de 95%, o método mostrou-se dependente do nível de força empregado, mostrando uma melhor correlação entre a força e o eletromiograma, quanto maior for a força empregada. Isso pode ser atribuído ao fato do número

de unidades motoras recrutadas aumentar à medida que cresce a força empregada pelo músculo, e conseqüentemente o sinal mioelétrico captado a nível de superfície também. Sendo o eletromiograma "uma média" dos potenciais individuais das inúmeras fibras ativas no músculo, quanto maior for o número de fibras contribuindo para esse somatório, melhor será a representação do trabalho muscular. Esse resultado indica que, ao usar o método proposto, deve-se solicitar ao paciente fazer o máximo esforço possível, ou seja, uma contração voluntária máxima.

Uma das principais aplicações diretas do método seria extrapolar o valor de força, a partir do sinal eletromiográfico, para situações

onde não é possível medir a força diretamente, como durante a deglutição ou mastigação. Seria de grande utilidade para os profissionais da área de odontologia possuírem uma idéia da magnitude da força empregada nas situações funcionais do sistema estomatognático, pois teriam melhores condições de avaliação, preparo e controle de restaurações, próteses, aparelhos ortodônticos, implantes, entre outros. Para tal, existem ainda algumas limitações. A medida de força durante o teste, sobre a célula de carga, é feita em condições musculares isométricas, enquanto que a mastigação, por exemplo, é feita em condições dinâmicas. Um fator relevante que minimiza essa diferença se deve ao fato de que o ciclo mastigatório, apesar de envolver uma situação dinâmica, utiliza a principal parcela de força apenas no final da etapa de fechamento da boca, durante a trituração do bolo alimentar, em uma contração "quase" isométrica. O Gnatodinamômetro possui uma altura de 15 mm, fazendo com que a medida de força durante o teste, seja efetuada em um comprimento muscular diferente daquele que seria extrapolada a força durante a mastigação. Como não foi possível medir a força diretamente em pequenas aberturas de boca, ou mesmo com os dentes em oclusão, não é possível avaliar a diferença entre as duas situações de comprimento muscular. A utilização de filmes piezoelétricos talvez seja o melhor caminho para essa finalidade, uma vez que apresentam uma espessura praticamente desprezível, permitindo medidas de força em diferentes comprimentos musculares.

Existe a necessidade do aprimoramento do método para que possa ser utilizado em uma ampla faixa de forças de mordida, não se limitando a valores elevados, o que iria contribuir para tornar o exame mais confortável para o paciente. Esse é outro fator extremamente importante no que se refere a extrapolação do resultado para a situação de mastigação, pois de um modo geral, o indivíduo utiliza valores muito aquém dos testes de contração voluntária máxima (que os resultados apontam como apresentando melhor correlação entre a força e a eletromiografia). Seria de grande interesse o estudo da aplicação do método em outros grupos musculares com características fisiológicas diferentes (fibras longitudinais, bipenadas, fibras rápidas, fibras lentas etc). Poder-se-ia, inclusive, avaliar a influência da variação do comprimento muscular sobre o método.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ARATOW M; BALLARD, R.E.; CRENSHAW, A.G.; STYF, J.; WATENPAUGH, D.E.; KAHAN, N.J.; HARGENS, A.R. Intramuscular pressure and electromyography as indexes of force during isokinetic exercise. *J. Appl. Physiol.* v.74, n.6, p.2634-2640, 1993.
- BAKKE, M.; MICHLER, L.; HAN, K.; MÖLLER, E. Clinical significance of isometric bite force versus electrical activity in temporal and masseter muscles. *Scand J Dent Res*, v.97, p.539-551, 1989.
- ERHARDSON, S.; SHEIKHOESLAM, A.; FORSBERG, C.M.; LOCKOWANDT, P. Vertical forces developed by the jaw elevator muscles during unilateral maximal clenching and their distribution on teeth and condyles. *Swed DentJ.*, v.17, p.23-34, 1993.
- GUIMARÃES, A.C.; HERZOG, W.; ALLINGER, T.L.; ZHANG, Y.T. The EMG-force relationship of the cat soleus muscle and its association with contractile conditions during locomotion. *The Journal of Experimental Biology*. v.98, p.975-987, 1995.
- HYLANDER, W.L.; JOHNSON, K.R. The relationship between masseter force and masseter electromyogram during mastication in the monkey macaca fascicularis. *Archs oral Biol.*, v.34, n.9, p.713-722, 1989.
- KRANZ, H.; CASSEL, J.F.; INBAR, G.F. Relation between electromyogram and force in fatigue. *J. Appl. Physiol.* v.59, 0.3, p.821-825, 1985.
- KADEFORS, R. Myo-electric signal processing as an estimation problem. *New Developments in Electromyography and Clinical Neurophysiology*, p.519-552, 1973.
- KADEFORS, R.; PETERSEN, I.; BROMAN, H. Spectral analysis of events in the electromyography. *New Developments in Electromyography and Clinical Neurophysiology*, p.628-637, 1973.
- LAWRENCE, J.H.; DE LUCA, C.J. Myoelectric signal versus force relationship in different human muscles. *J. Appl. Physiol* v.54, n.5, p. 1653-1659, 1983.
- LINDSTROM, L.; KADERFORS, R.; PETERSEN, I. An electromyographic index for localized muscle fatigue. *Journal of Applied Physiology*, v.43, p.750-754, 1977.
- LOSS, J. F. Correlação entre a Força de Mordida e o Sinal Eletromiográfico dos Músculos Mastigatórios. Porto Alegre : UFRGS, 1996. (Dissertação de Mestrado). *Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica*, UFRGS, 1996.
- MACLEOD, W. EMG instrumentation in biomechanical studies: amplifiers, recorder and integrators. J. E. Desmedt. *New Developments in Electromyography and Clinical Neurophysiology*, p.511-518, 1973.
- SATO, H.; Functional characteristics of human skeletal muscle revealed by spectral analysis of the surface electromyogram. *Electromyography and Clinical Neurophysiology*, v.22, p.459-516, 1982.
- STALBERG, E.; STALBERG, S.; MELANDER, M.; AKIMURA, K. A personal computer based system used in electromyography for interpretation and reporting. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, v.34, p.219-227, 1991.

Uma das principais aplicações diretas do método seria extrapolar o valor de força, a partir do sinal eletromiográfico, para situações onde não é possível medir a força diretamente, como durante a deglutição ou mastigação.

ZARO, M. A.; COUTINHO, L. F.; THOMAS, C. K.; BLANCO, R. L.; GODOLPIM, B. H. Projeto e construção de célula de carga à base de strain gages para medição de cargas mastigatórias. In: Encontro Regional de Automação e Instrumentação, Espírito Santo, 1988.

UNITERMOS

Eletromiograma; força de mordida; músculos mastigatórios.

**Jefferson Loss é professor assistente e Mestre da ESEF/UFRGS; trabalha no Laborató-*

rio de Pesquisa do Exercício — LAPEX/ESEF — UFRGS.

***Milton Zaro trabalha no Laboratório de Medições Mecânicas — UFRGS.*

****Ben Hur Godolphim trabalha na Clínica de Ortodontia Ortoben Ltda.*

*****Bernardo Godolphim trabalha na Clínica de Ortodontia Ortoben Ltda.*

******Cláudia Michel trabalha na Clínica de Ortodontia Ortoben Ltda.*