

TRANSFORMADA DE *WAVELET* UTILIZANDO SINAIS ELETROMIOGRÁFICOS DO MÚSCULO MASSETER PRÉ E PÓS - INDUÇÃO DE FADIGA

**Ingrid Solange Sepúlveda Muñoz^{1,2}, Carlos Alberto Kelencz², Renata Amadei Nicolau²,
Maurício José Alves Bolzan³, Renato Amaro Zângaro²**

¹Graduação em Engenharia Biomédica, Universidade do Vale do Paraíba - UNIVAP,
Av: Shishima Hifumi, 2911 - Bairro Urbanova. CEP 12244-000. São José dos Campos, São Paulo - Brasil.
e-mail: ingrid@univap.br

²Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento - IP&D, Laboratório de Biomodulação Tecidual (BIOTEC),
Universidade do Vale do Paraíba – UNIVAP.

³Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento - IP&D, Laboratório de Física e Astronomia,
Universidade do Vale do Paraíba – UNIVAP.

Resumo- O objetivo deste estudo foi coletar e analisar diferentes sinais eletromiográficos no músculo masseter, antes e após a indução de fadiga muscular, obtendo padronização estatística através da transformada de *Wavelet*. Estudou-se o músculo masseter (MM), que localiza-se na articulação temporomandibular onde veiculam informações sobre a posição da mandíbula e a força da mordida. Como instrumento de avaliação utilizou-se a eletromiografia (EMG) de superfície e para geração de fadiga duas plataformas oclusais sobrepostas. Após a contração isométrica voluntária máxima do músculo, houve um intervalo de descanso de cinco minutos. Realizou-se todos os procedimentos de coleta de EMG após período de descanso novamente. Os resultados foram processados através da transformada de *Wavelet*, gerando o GWS de forma a evidenciar os eventos de maior frequência, para posterior análise estatística. Os dados mostram maior atividade muscular do lado esquerdo pré e pós-fadiga.

Palavras-chave: Transformada de *Wavelet*, Eletromiografia, Fadiga Muscular.

Área do Conhecimento: III Engenharias

Introdução

Os músculos esqueléticos são os órgãos que permitem executar os movimentos voluntários e controlados do corpo, e têm a capacidade de criar uma força de tração e, se necessário, uma mudança em seu comprimento, enquanto a tração é mantida. Cada músculo esquelético está ligado ao esqueleto de tal forma que cruza uma ou mais articulações; uma vez que o músculo se contrai, tende a produzir movimentos nas articulações (WATKINS, 2001). Quanto maior o número de fibras musculares, utilizadas ao mesmo tempo em um mesmo músculo durante uma contração, maior será a sua força contrátil (SALES, 2005). O tecido muscular constitui cerca da metade do peso total do corpo (SPENCE, 1991) e o músculo masseter (MM) é um dos principais relacionados à potência mastigatória, onde tem origem na apófise zigomática e insere-se no ângulo da mandíbula (OKESON, 2000). A atividade muscular intensa leva muitas vezes, a um quadro de fadiga. A fadiga muscular manifesta-se pelo declínio da redução dos valores máximos de força isométrica, aparecimento de tremor muscular ou diminuição dos níveis submáximos de força e/ou velocidade de movimento (SALES, 2005). O efeito da fadiga muscular está associada com a inadequada perfusão do tecido, a deflexão das fontes de energia e a criação de catabólitos (YAVICH, 2001).

Com a eletromiografia (EMG) pode-se investigar os efeitos da fadiga sobre o padrão de

controle da contração muscular, a partir do sinal mioelétrico, através da sua raiz média quadrática (RMS), nas frequências médias e com frequência mediana utilizando padrões estatísticos (GARCIA, 2004). A EMG pode indicar o começo e o fim da atividade muscular, caracterizando unidades motoras ativas e a frequência com que são disparados os potenciais de ação (AMORIN, 2003; CABRAL, 2005), através da análise do sinal elétrico gerado durante a contração muscular (AMORIN, 2003; AMORIN, 2005). Considerando sinais fornecidos pela EMG do MM, como não estacionários por ser um sistema natural, usa-se uma ferramenta matemática conhecida como transformada de *Wavelet* (TW) para compreensão dos fenômenos físicos que estão agindo neste sistema (BOLZAN, 2004). A TW ou Ondeletas associa-se à idéia de “pequenas ondas” (REGIS, 1997; DOMINGUES, 2004). A Teoria *Wavelet* foi formalizada na década de 80, por J. Morlet (REGIS, 1997; BOLZAN, 2004), que introduziu a TW, na qual o tamanho da janela é variável (ODILON, 2003), permitindo que eventos de alta frequência possam ser localizados com uma maior resolução temporal, sendo a base matemática de suas idéias formalizada pelo físico teórico Alex Grossmann. Estudos de vários campos de pesquisa, como análise e compressão de sinais, processamento de sinais (BOLZAN, 2004), astronomia, acústica, música, fractais (REGIS, 1997), geofísica, matemática e física, o que tem despertado um grande interesse dos cientistas (ODILON, 2003),

demonstrando uma ortogonalidade deste operador matemático com segurança (MEYER, 1990; BOLZAN, 2004). Considerando que o uso desta ferramenta associada aos dados eletromiográficos, o objetivo deste trabalho é coletar e analisar diferentes sinais eletromiográficos no músculo masseter, antes e após-indução de fadiga muscular, obtendo padronização estatística através da TW.

Materiais e Métodos

O trabalho foi submetido ao comitê de ética da UNIVAP. Participaram deste estudo oito (8) voluntários, com idade entre 19 e 25 anos. Como critério de inclusão, foram relacionados voluntários totalmente dentados que não apresentavam queixa de dor ou disfunção na ATM. Para registro dos sinais EMG, utilizou-se o sistema de 4 canais USB da marca EMG SYSTEM DO BRASIL LTDA. Para captação dos sinais EMG foram utilizados eletrodos de superfície de marca Fastrace®4, com 2,2 cm de largura e 3,5 cm de comprimento, descartáveis, onde foram posicionados no ponto médio do MM (Figura 1), paralelo ao sentido das fibras, seguindo as referências anatômicas e procedimentos de acordo com Vitti e Basmajian (1977).

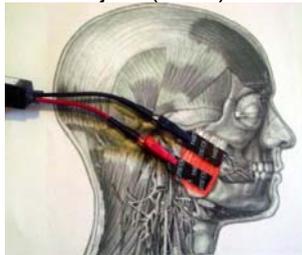


Figura 1: Posicionamento dos eletrodos (NETTER, 2006 modificado por KELENCZ, 2006).

Para medir a força oclusal, foram utilizadas duas plataformas sobrepostas (mod. K2) revestidas com borracha, higienizadas com detergente enzimático, que após a secagem foram revestidas com filme de PVC. Os voluntários tiveram um fio terra colocado próximo ao processo estilóide da ulna direita. As plataformas foram acopladas a uma célula de carga com capacidade de 500 kgf. A atividade EMG com frequência de amostragem de 2000 Hz por canal, foi coletada dos MM direito e esquerdo em contração voluntária isométrica máxima (CVIM) durante sessenta segundos (60). Ao final da primeira coleta os voluntários permaneceram em repouso por 5 minutos. Logo após, repetiu-se a coleta dos sinais EMG dos MM direito e esquerdo durante sessenta segundos, conforme descrito anteriormente. Os sinais EMG foram analisados estatisticamente com o programa *GraphPad Prism Versão II*, e aplicados na TW através do pacote de softwares *Wavelab* – em programação *Matlab*. A TW mãe considerada, foi desenvolvida por Morlet (BOLZAN, 2004; BARBOSA, 2005). Com este programa foi possível

obter o *Global Wavelet Spectrum* (GWS) ou Espectro de Ondeletas Global, a partir do cálculo das variâncias em cada série, identificando assim os períodos de maior energia (BOLZAN, 2004), sendo este uma forma similar do espectro de energia obtido via Transformada Rápida de Fourier.

Resultados

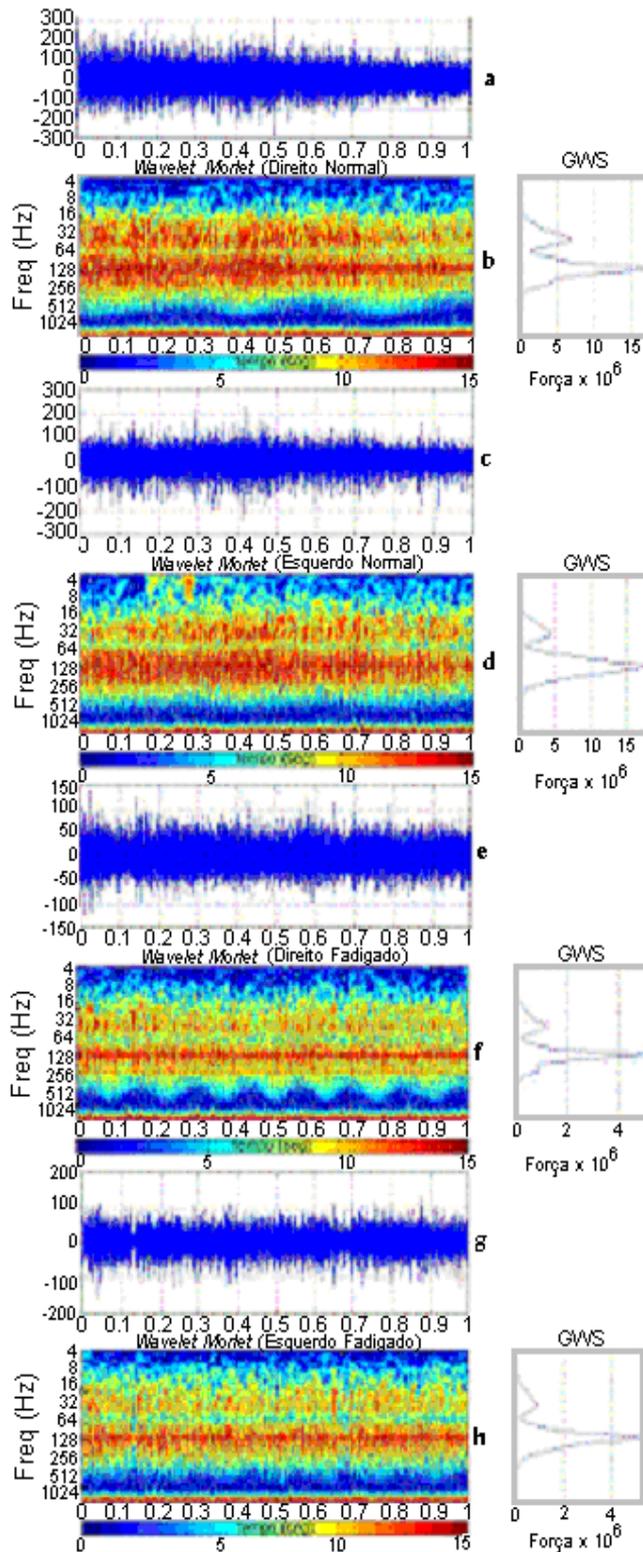


Figura 2: **a** = sinais EMG da atividade do músculo masseter direito normal; **b** = periodograma da TW da atividade do músculo masseter direito normal; **c** = sinais EMG da atividade do músculo masseter esquerdo normal; **d** = periodograma da TW da atividade do músculo masseter esquerdo normal; **e** = sinais EMG da atividade do músculo masseter direito fadigado; **f** = periodograma da TW da atividade do músculo masseter direito fadigado; **g** = sinais EMG da atividade do músculo masseter esquerdo fadigado; **h** = periodograma da TW da atividade do músculo masseter esquerdo fadigado.

Os sinais EMG das atividades do MM direito e esquerdo dos oito (8) voluntários, pré e pós-indução da fadiga, foram organizados conforme a figura 2. A partir do GWS, gráfico localizado ao lado direito de cada periodograma da figura 2, foram determinadas as médias e o desvio padrão de cada músculo e a partir destes dados foi feita a análise estatística, conforme figura 3. Observa-se diferença significativa entre: MMD vs MME com $P < 0,001$ (***) ; MMD vs MMDF com $P < 0,01$ (**); MME vs MMEF com $P < 0,001$ (***) ; MMDF vs MMEF com $P > 0,05$ (*).

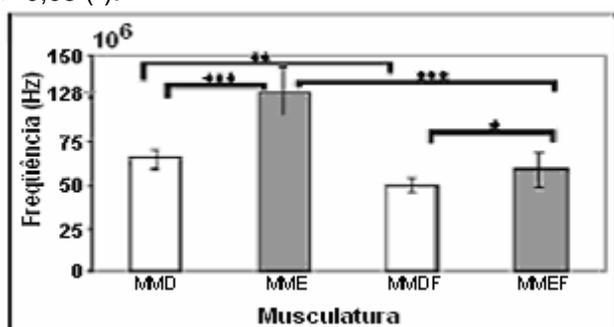


Figura 3: Média das máximas frequências para oito voluntários da atividade EMG do MM direito e esquerdo pré e pós-indução de fadiga, MMD= MM direito; MME= MM esquerdo; MMDF= MM direito fadigado; MMEF= MM esquerdo fadigado.

A partir dos sinais EMG e com o auxílio da TW, observa-se mais facilmente o recrutamento de fibras musculares, apresentado na cor vermelho escuro (figura 2), tendo seu evento de maior frequência em 128 Hz (figura 3).

Discussão

Christensen (1981), estipulou trinta segundos (30 s) como o tempo necessário para o músculo masseter fadigar, neste estudo foi adotado sessenta segundos (60 s) de contração máxima, desta forma garante-se a indução da fadiga, bem como a análise de toda a sua dinâmica. Para avaliação do músculo masseter a técnica da eletromiografia tem sido utilizada e se mostrado efetiva (AMORIN, 2003), pois, permite estimar e quantificar a resposta mioelétrica dos músculos e, sobretudo, analisar a função mastigatória. O estudo

estatístico complementar, realizado a partir da transformada de *Wavelet*, devido à aplicabilidade em sinais não-estacionários (BOLZAN, 2004), apresenta-se como uma ferramenta de séries-temporais. Analisando a CVIM do MM esquerdo observou-se um maior recrutamento de fibras (Figura 2), culminando em aumento de atividade elétrica do mesmo, resultado este corroborado pelo estudo de Zaro (2002). O estudo de Rahal (2004), comparou a atividade eletromiográfica dos músculos masseteres durante a fase oral da deglutição e também obteve no desvio padrão uma média de maior valor para o masseter esquerdo. Pancherz (1980), demonstrou haver correlação positiva entre os valores da atividade eletromiográfica durante a mordida com força máxima e a mastigação para os músculos masseter tanto nos indivíduos com disfunção temporomandibular como indivíduos normais. Este estudo pode servir para uma identificação de indivíduos com músculos masseteres na posição de lateralidade, conforme descrito no trabalho de Belser (1985), que avaliou os efeitos após alterações da oclusão, havendo um maior recrutamento da atividade nos músculos masseteres esquerdo. Kelencz (2006), observou em um estudo eletromiográfico, que, os músculos do lado esquerdo da coxa de todas as voluntárias apresentaram atividade elétrica maior do lado não dominante (esquerdo), durante todas as fases do movimento. O mesmo fato foi observado com relação ao MM esquerdo, o que foi compensado por uma maior mobilização de unidades motoras deste músculo, mantendo assim o equilíbrio na CVIM, conforme evidenciado na figura 2, onde a cor vermelho escuro demonstra maior atividade elétrica (RASCH, 1998; HAMILL, 1999).

Conclusão

Com a coleta e a análise de diferentes sinais no músculo masseter, pré e pós-indução da fadiga muscular, foi possível observar uma mobilização maior de unidades motoras do MM esquerdo para uma possível compensação de uma diferença de força existente entre o músculo masseter direito e esquerdo, possibilitando o equilíbrio da força máxima dos músculos. Isto possibilitou fazer uma correlação dos sinais de EMG com a transformada de *Wavelet*, demonstrando que esta ferramenta matemática, é adequada para a análise de sinais com características não-estacionárias.

Agradecimentos

Ao Prof. MSc. Carlos José de Lima, pelo apoio na minha iniciação científica, ao Prof. MSc. César Ferreira Amorin da EMG System do Brasil; e a FAPESP, pelo apoio à pesquisa.

Referências

- AMORIN, L. J. "Estudo Eletromiográfico de Força de Prensão em Indivíduos sadios", Tese de Mest.,UNIVAP, SJC, 60 p. 2003.
- AMORIN, C; FREITAS, T. H.; CAMPOS, A.; KELENCZ, C. A.; VILLAVERDE, A. B.; PACHECO, M. T., ZÂNGARO, R. "Estudo da Força de Reação no Solo através da plataforma de força sub-aquática e eletromiográfica de superfície durante movimento de agachamento" **Terapia Manual**, Londrina, V.3, n.13, p. 523-526, Jul./St. 2005.
- BARBOSA, E. B. M; ROSA, R. R.; VIJAYKUMAR, N. L.; BOLZAN, M. J. A.; TOMASSELA, J. "Caracterização por Ondeletas de Processos Físicos não-Lineares na Micro-bacia Amazônica". Cong. Mat. Apl. SP, Brasil, 12 a 15 de Set. 2005.
- BELSER, V. C.; HANNAM, A. G. "The influence of altered working – side occlusal on masticatory muscles and related jaw movement." **J Prosthet Dent**, St. Louis, v. 53, n.3, p. 406-413, Mar. 1985.
- BOLZAN, M. J. A. "Análise da transformada em ondeletas aplicada em sinal geofísico". **Rev. Bras. de Ensino de Física**, v. 26, n. 1, p. 37-41. 2004.
- CABRAL, D. G.; GRACIANI, Z.; KELENCZ, C. A.; AMORIN, C. F. "Análise eletromiográfica das diagonais de tronco da técnica de facilitação neuromuscular proprioceptiva na lesão medular" **Ter. Man.**, Lond., V. 3, n.13, p. 527, Jul/St. 2005.
- CHRISTENSEN, L. V. "Jaw muscle fatigue and pains induced by experimental tooth clenching: a review" **J. oral Rehab**, v8, n1, p. 27-36, Jan. 1981.
- DOMINGUES, M. O.; JR., O. M. C., ARACY, M. "On wavelet techniques in atmospheric sciences". INPE, SJC, 8th September. 2004.
- ODILON, D. F. "Utilização da Transformada da *Wavelet* para caracterização de distúrbios na qualidade da energia elétrica"; Diss. Mest. Eng. Elétrica – Univ. de São Carlos. 2003.
- GARCIA, M. A. C.; MAGALHÃES, J.; IMBIRIBA, L. A. "Comportamento temporal da velocidade de condução de potenciais de ação de unidades motoras sob condições de fadiga muscular". **Rev Bras Med Esp**. vol.10 n°.4 Niterói July/Aug. 2004.
- HAMILL, J.; KNUTZEN, K.M. "Bases biomecânicas do movimento humano", SP:Manole,p212-213,1999.
- KELENCZ, C. A. "Análise Eletromiográfica do Exercício Agachamento, nos Ângulos de 90° e 130° de Flexão dos Joelhos Utilizando a Transformada de Wavelet". Dis Mest Eng Biom, UNIVAP. 2006.
- MEYER, Y.; "Ondelettes et Operateurs I"; Cambridg University Press, Cambridge. 1990.
- NETTER, F. H. "**Atlas de Anatomia Humana**". Ed. Artmed. Terceira Edição –Porto Alegre. 2006
- OKESON, J.P; "Trat. as desordens temporomand. e oclusão". In: p.91-92, 4ª. Ed., 2000.
- PANCHERZ, H. "Activity of the temporal and masseter muscles in class II, division 1 malocclusions: na electromyographic investigation" **Am J. Orthod**. 77:679-88. 1980.
- RAHAL, A.; LOPASSO, P. F. "Electromyography of the masseter and suprahyoid muscles in female patients with either normal occlusion or ANGLE's Class I malocclusion, during oral phase of swallowing" **Rev CEFAC**, v.6, n.4, 370-5, 2004.
- RASCH, P..J. Cinesiologia e Anatomia Aplicada. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan. 1998.
- REGIS, R. A. F. "Aplicação de *Wavelets* na Análise de Gestos Musicais em Timbres de Instrumentos Acústicos Tradicionais". Tese de Mestr. Esc. Polit. da Univ. São Paulo. 1997.
- SALES, R. P., MINE, C. E. C., FRANCO A. D., RODRIGUES, E. L., PELÓGIA, N. C. C., SILVA R. S., COGO, J. C., MARTINS, R. A. B. L., OSÓRIO, R. L.; RIBEIRO, W. "Efeitos da suplementação aguda de aspartato de arginina na fadiga muscular em voluntários treinados". **Rev Bras Med Esporte**. Vol. 11, Nº 6 – Nov/Dez. 2005.
- SPENCE, ALEXANDER P. "**Anatomia Humana Básica**". 2 ed. São Paulo: Manole. 1991.
- VITTI, M.; BASMAJIAN, J. V. "Integrated action of masticatory muscles: simultaneous EMG from eight intramuscular electrodes". **Anat. Rec.**; v.187, n.2, p. 173-89, feb., New York, 1977.
- WATKINS, J. "Estrutura e função do sistema musculoesquelético".Porto Alegre: Artmed. 2001.
- YAVICH, L.G. "Eletromiografia de Superfície no Diagnóstico e Controle do Tratamento das disfunções temporomandibulares". **JBA**, v.1, n.3,p.193-198, Jul./Set. 2001.
- ZARO, M. A.; BALBINOT, A. "Sistema experimental, assistido por computador, desenvolvido para medições do período de silêncio de pessoas com problemas na articulação temporomandibular" **Rev. Medcenter: Informática aplicada à odontologia**. 2002