

# **O ABC DA ELETROMIOGRAFIA DE SUPERFÍCIE E SUA APLICAÇÃO NA ERGONOMIA**

**Leandro Vilanova Tredicci**, Fisioterapeuta, Pós Graduado em Ergonomia e Saúde do Trabalhador, Itajubá - MG

**Áurea Maria de Ponte**, Profa MSC Fisioterapia, Workes Ergonomia, Poços de Caldas - MG

ergonomiaworkes@gmail.com

## **1. Introdução**

Hoje a avaliação do risco de desenvolvimento das doenças relacionadas ao trabalho, é uma das maiores necessidades para o profissional na área de ergonomia, para que possa avaliar e quantificar determinada situação e atuar previamente, priorizando as soluções a serem adotadas. E para se definir se um determinado caso de lesão tem ou não umnexo causal com o trabalho, e em processos periciais de indenização pelo dano, para se verificar se a condição de trabalho pode ter sido a causadora de determinada lesão (COUTO, 1998).

Os fisioterapeutas são os usuários mais comuns da eletromiografia como método de avaliação da função e disfunção do sistema neuromuscular. A (EMG) tem sido utilizada para estudar a resposta muscular em relação ao início e término da atividade, tipo de contração muscular e a posição articular frente aos exercícios terapêuticos (PORTNEY e ROY, 2004).

## **2. Objetivo**

Rever conceitos relevantes à instrumentação e utilização da eletromiografia de superfície (EMG), bem como demonstrar algumas aplicações desta técnica na ergonomia.

## **3. Metodologia**

Esse artigo é uma pesquisa analítica, desenvolvida com base nos artigos e livros-textos que apresentam os métodos de utilização da EMG e sua função. Outro critério utilizado para elaboração do artigo foi a seleção dos periódicos a partir da análise dos resumos, sendo utilizados os que continham os descritores EMG e Ergonomia.

## **4. Resultados**

A eletromiografia permite estudar a atividade muscular em ações dinâmicas, sendo aplicado na análise biomecânica de um gesto, a análise da marcha, em estudos de fadiga muscular e de rendimento desportivo e em áreas como a medicina laboral e a ergonomia (MASSÓ, et AL 2010). Fisiologicamente as fibras musculares são constituídas de células vivas, estas são envolvidas por uma membrana transportadora e seletiva de íons de sódio e potássio. Existe então um potencial de repouso de membrana de ordem de 70 a 90 milivolts (mV) para o axônio de uma fibra muscular como parte externa positiva em relação a parte interna da membrana. A despolarização de uma célula a um valor limiar, inicia um potencial de ação á medida que a permeabilidade da membrana se altera. Quando gerado em um neurônio motor, o potencial de ação nervoso se propaga ao longo do axônio celular até a placa motora. Durante uma somação desses potenciais o impulso é transmitido por mediadores químicos para as fibras musculares (CHAFFIN e ANDERSSON, 2001).

Ao se colocar um eletrodo intramuscular ou de superfície na pele, esses potenciais podem ser registrados. A EMG consiste em uma técnica de monitoramento da atividade elétrica das membranas excitáveis, representando a medida dos potenciais de ação do sarcolema, como efeito de voltagem em função do tempo. O sinal eletromiográfico é a somação algébrica de todos os sinais detectados em certa área, podendo ser afetado por propriedades musculares, anatômicas e fisiológicas, assim como pelo controle do sistema nervoso periférico e a instrumentação utilizada para a aquisição de sinais (ENOKA, 2000).



## Instrumentação

Para obter a informação correta dos registros eletromiográficos, a técnica utilizada tem que ser projetada para minimizar artefatos e ruídos. De acordo com Soderberg e Cook (1984), a instrumentação em EMG está relacionada com 4 itens distintos: a origem do sinal; o sensor utilizado na detecção do sinal; o amplificador e o circuito de processamento do sinal.

Se tratando da qualidade de aquisição do sinal EMG pôr parte dos eletrodos, faz-se necessário minimizar a influência da impedância pele-eletrodo. Deste modo, certos cuidados devem ser tomados, tais como a limpeza da pele, remoção de pêlos e leve abrasão para remoção de células mortas (HERMES; MERLETTI; FRERIKS, 2000);

Eletrodos são aderidos á pele, constituindo uma superfície de detecção que capta a corrente na pele através da interface pele-eletrodo. Recomenda-se a utilização de eletrodos Ag/AgCl associado a um gel condutor, que promove uma transição estável com baixo ruído, possuindo, desta forma, um comportamento adequado em função do tempo (reações químicas em sua interface com a pele);

Quanto maior o tamanho da superfície de detecção, maior a amplitude do sinal EMG detectado e menor o ruído elétrico que será gerado na interface entre a pele e a superfície de detecção, entretanto, este deve ser pequeno o bastante para evitar o crosstalk de outros músculos (DELSYS, 2006);

A distância inter-eletrodos é definida como a distância de centro a centro entre as áreas condutivas dos mesmos, afetando o comprimento de banda das frequências e amplitude do sinal. Uma pequena distância altera o comprimento de banda para altas frequências e diminui a amplitude do sinal eletromiográfico. Pôr essa razão, a distância pode ser fixada para comparações quantitativas entre aquisições feitas dentro ou entre músculos. A recomendação da distância entre eletrodos proposta pôr SENIAM (acrônimo para consórcio europeu Surface EMG for the Non-Invasive Assessment Of Muscle, 2006) é de 10 mm.

Conforme descrito por FORTI e GUIRRO (2005) estando sobre o ventre muscular, não há um local mais indicado para a colocação dos eletrodos, porém diferentes posicionamentos apresentam diferentes comportamentos do sinal, devendo, dessa forma, padronizar o sítio de detecção. Como o potencial de ação possui trajetória no mesmo sentido das fibras musculares, o eletrodo deve ser alinhado em tal sentido para a melhor obtenção do sinal eletromiográfico (HERMES; MERLETTI; FRERIKS, 2000);

### Detecção do sinal EMG:

O sinal eletromiográfico pode ser adquirido, não necessariamente pôr um simples eletrodo, mas pode resultar de uma combinação dos sinais advindos de vários detectores, podendo, deste modo, ser classificado como monopolar, bipolar e multipolar (DUCHENE e GOUBEL, 1993). Na técnica monopolar um eletrodo é colocado sobre o feixe muscular de interesse e o outro eletrodo (terra ou referência) é colocado num ponto não afetado pela atividade do feixe muscular, mede-se então a diferença do potencial entre estes dois pontos.

A técnica bipolar consiste em colocar dois eletrodos sobre a região que se deseja estudar, e o terceiro (terra) é colocado num local não afetado pela atividade da região de interesse.

Para a compreensão de como o amplificador modifica as características do sinal EMG, os seguintes pontos devem ser observados: características do ruído, razão sinal-ruído, ganho, taxa de rejeição comum, impedância de entrada e largura de banda.

- o Relação sinal-ruído: existem três formas principais de interferência do sinal EMG, que estão relacionadas ao batimento cardíaco, aquisição do sinal de músculos vizinhos e artefatos eletromecânicos (movimentos do equipamento/cabo e influência da rede elétrica); a qualidade do sinal EMG amplificado pode ser mensurada qualitativamente através da razão sinal/ruído, onde quanto maior a razão, maior a redução do ruído (DELSYS, 2006);
- o Ganho utilizado: caracteriza-se pela quantidade de amplificação aplicada ao sinal EMG. Todos os amplificadores possuem limites em sua variação de frequências. A região de frequência de trabalho é denominada de largura de banda do amplificador, portanto, os sinais EMG dentro desse intervalo de frequências são movimentos rápidos, por exemplo, pode ser necessário aumentar as frequências de corte, porque os artefatos do movimento podem conter componentes de alta frequência. Isto pode ser feito sem eliminar o sinal EMG útil, desde que com frequências menores que 20 Hz, pois tendem a ser instáveis ou oscilarem. O limite superior pode ser ajustado em valores ligeiramente acima do sinal desejado. O menor valor deste ajuste geralmente é 400-500 Hz para eletrodos superficiais (DELSYS, 2006);
- o Taxa de rejeição de modo comum: é a mensuração da habilidade de um amplificador diferencial em eliminar o sinal de modo comum, que é aquele detectado em ambos os eletrodos. Quanto mais alta a CMRR, melhor o cancelamento do sinal de modo comum. Um CMRR de 32.000 vezes ou 90 decibéis (dB) é geralmente suficiente para suprimir ruídos elétricos (DELSYS, 2006);



- **Tipo de filtro:** filtros são dispositivo designado para atenuar variações específicas de frequências. Possuem duas utilidades importantes, ou seja, de separação e restauração do sinal. A separação do sinal é necessária quando este for contaminado com alguma interferência, ruído ou outro sinal. A restauração é utilizada quando este foi distorcido de alguma forma. Portanto, a proposta dos filtros é permitir a passagem de algumas frequências inalteradas e atenuar outras (KONRAD, 2005);
- Em geral, há dois comportamentos de filtro que podem ser utilizados em EMG; filtros passa-alta, onde todas as frequências abaixo da frequência de corte são atenuadas a zero e filtro passa-baixa, onde todas as frequências maiores são atenuadas. Para a seleção de um filtro apropriado, deve-se observar o limite de variação de frequência do sinal específico analisado. A melhor técnica para o ajuste das características do filtro é analisar os dados, e então adaptar o comprimento de banda do filtro ao do sinal (DELSYS, 2006).

### **Amostragem**

O SENIAM (2006) define amostragem como sendo uma leitura de um valor do sinal em certo instante específico. A definição da frequência de amostragem possui um papel crítico para a correta reprodução digital do sinal EMG análogo. O teorema de Nyquist ou Shannon propõe que para a correta reconstrução digital do sinal EMG, deve-se utilizar uma ferramenta de amostragem de no mínimo, o dobro de sua maior frequência. O sinal EMG de superfície pode ter frequências de até cerca de 400 e 500 Hz (a frequência máxima é afetada por fatores como tipo de unidade motora e contração, tamanho do eletrodo e distância entre eletrodos e músculos, entre outros fatores). Portanto, considera-se como frequência de amostragem mínima para o sinal EMG superficial da ordem de 1000 Hz ou mais. (DELSYS, 2006 e HERMES; MERLETTI; FRERIKS, 2000).

### **Análise do sinal EMG**

BASMAJIAN e De LUCA (1985) recomendam que a leitura do sinal seja feita Root Mean Square (RMS) na unidade de micro volts ( $\mu\text{V}$ ), por ser o parâmetro que melhor contempla as variáveis do sinal EMG pôr expressar o potencial de ação muscular, que é bifásico (LATEVA e BURGAR, 1996). E esta forma de processamento não requer retificação, pois a amplitude do sinal EMG é elevada ao quadrado.

Associar a técnica de RMS a um intervalo de tempo determinado constitui o RMS móvel, utilizado para observar as alterações do sinal EMG em função do tempo. Para se criar um RMS móvel, a janela no tempo é movida ao longo do sinal adquirido e o RMS é calculado. Esta janela pode ser sobreposta ou não. A sobreposição permite uma grande continuidade do sinal EMG. A janela típica para o RMS móvel é de 100 a 200 ms, que se correlaciona com o tempo de resposta muscular (De LUCA, 1997). A recomendação feita pelo SENIAM para a determinação das janelas (para contrações dinâmicas) é definida pela ativação muscular associada pelo percentual da contração voluntária máxima (CM):

Sinais maiores que 50% CVM - janela de 0,25 a 0,5 segundos.  
Sinais menores que 50% CVM - janela de 1 a 2 segundos.

### **Normalização**

Para analisar e comparar os sinais EMG de diferentes indivíduos, músculos ou aquisições faz-se necessário a utilização de técnicas de normalização, sendo esta forma de transformação dos valores absolutos da amplitude em valores relativos referentes a um valor de amplitude caracterizada como 100%. Entretanto, fatores como posição do membro, envolvimento de músculos sinérgicos e esforço voluntário podem interferir (De LUCA, 1997):

01. Contração voluntária máxima isométrica (CVIM): utiliza-se como referência para normalização o maior valor encontrado em uma contração isométrica máxima, para o músculo em questão (BURDEN e BARLETT, 1999);
02. Pico máximo do sinal EMG: este valor é caracterizado pelo pico do sinal EMG encontrado no movimento ou ciclo estudado (método do pico dinâmico) (BURDEN e BARLETT, 1999). A este atribui 100%, então, e todo o sinal EMG é normalizado pôr este valor. De acordo com ROBERTSON (2004) este é a melhor forma para se normalizar contrações dinâmicas;
03. Valor Médio do sinal EMG: utiliza-se como referência para normalização o valor médio do sinal EMG da contração (método da média dinâmica) (BURDEN e BARLETT, 1999);
04. Valor fixo do sinal EMG: para se normalizar desta forma, pode-se citar como valor de referência: uma



contração submáxima ou uma contração isométrica submáxima (ROBERTSON, 2004).

Para movimentos cíclicos, o valor de normalização pode ser definido como o pico de cada tentativa ou seu nível médio, sendo este ajustado como 100% (ROBERTSON, 2004). Entretanto, BURDEN e BARLETTI (1999) citam que em tarefas dinâmicas tem-se utilizado a CVIM como valor de referência.

### **Análise do domínio de frequência**

A informação representada no domínio de frequência é um método alternativo caracterizado pela determinação do conteúdo das frequências do sinal EMG. Este método geralmente envolve a determinação do espectro de frequência através da transformada de *Fourier*. Qualquer sinal contínuo real pode ser expresso em uma combinação de senos e co-senos, necessários para duplicar o sinal. Como os sinais biológicos associados ao movimento humano não são funções puras de seno e co-seno, faz-se necessário combinar várias funções diferentes para representar o sinal EMG (DELSYS, 2006; HERMES; MERLETTI; FRERIKS, 2000).

ENOKA (2000) apresenta três características que influenciam o conteúdo de frequências caracterizadas pela taxa de disparo das unidades motoras (UMs), tempo relativo de disparo dos potenciais de ação por diferentes UMs e forma dos potenciais de ação. O mais significativo fator é a forma dos potenciais de ação, pois a taxa de disparo tem mínima influência. Pelo fato do sinal EMG possuir uma grande quantidade de potenciais de ação variando em forma, o conteúdo de frequência do sinal EMG varia entre 1-500 Hz.

## **5. Discussão e Conclusão**

A eletromiografia vem sendo empregada como forma de avaliação das respostas biomecânicas das extremidades superiores e tronco, identificando os padrões de atividade muscular, os músculos mais solicitados, a tensão, carga osteomuscular e fadigabilidade. Assim como, na identificação dos fatores do ambiente de trabalho com potencial de risco para a ocorrência das lesões osteomusculares (Oliveira GS., et AL, 2013).

Durante a jornada de trabalho, um trabalhador pode assumir centenas de posturas diferentes. Em cada tipo de postura, um diferente conjunto da musculatura é acionado. Muitas vezes, no comando de uma máquina, pode haver mudanças rápidas de uma postura para outra. Uma simples observação visual não é suficiente para analisar essas posturas detalhadamente, sendo necessário empregar técnicas especiais de registro e análise dessas posturas. Pôr exemplo, para a análise de posturas dorsais, os diversos músculos envolvidos na sustentação de cada postura podem ser submetidos à EMG. Naturalmente aqueles que exigem tensões maiores dos músculos apresentarão mais atividade elétrica. Assim, pode-se pesquisar aquelas posições que exigem menos atividade muscular e que são, portanto, menos fadigante. (IDA, 2005).

ESTEVA et al, 2012, analisaram o padrão de contração muscular durante a digitação em computador e em máquinas de escrever, participaram 20 voluntários deste estudo, sendo separados em 2 grupos (10 digitavam na máquina de escrever e 10 digitavam no teclado de computador). Os registros eletromiográficos foram registrados em 20 segundos: 5 segundos de repouso e 10 segundos em digitação, depois mais 5 segundos de repouso. A digitação em computador diferenciou-se para os músculos extensores direito e esquerdo e para músculos flexores direito e esquerdo, conclui-se que o padrão de ativação muscular, tanto para os músculos extensores quanto para os flexores, foi maior para os usuários que utilizaram o computador.

O padrão de atividade muscular de trabalhadores do setor de limpeza também foi investigado, sendo que nesta atividade os músculos mais solicitados foram o deltoíde, infraespinhoso e trapézio (Laursen B, Sogaard K, Sjogaard G, 2013). Verificou-se fadiga de músculos eretores espinhais na postura inclinada e desconforto na postura alpendre em músculos isquiotibiais durante a atividade profissional de agricultores (Meyer RH, Radwin RG, 2007).

Salienta-se ainda o trabalho dos carregadores industriais que realizam atividades de levantamento repetitivo de cargas. Investigação evidenciou que a carga espinhal variou significativamente de uma tarefa para outra, embora ambas sendo idênticas. A variabilidade cinética e de carga na coluna vertebral foram influenciadas por fatores do local de trabalho, podendo ser considerados fatores de risco para dor nas costas (Granata KP, Marras WS, Davis KG, 1999).

A EMG de superfície tem sido uma importante ferramenta para a avaliação do trabalho na ergonomia, pois diferentes parâmetros de análise podem ser extraídos a partir do seu sinal. Contudo requer entendimento e bom senso na sua aplicação, pois em todas as situações os resultados e as conclusões, são fortemente dependentes das variáveis analisadas e da instrumentação utilizada para a captação do sinal eletromiográfico.



## 6. Referências Bibliográficas

- Basmajian J.V.; De Luca C.J. Muscle alive: their function revealed by electromyography. 5<sup>th</sup> Ed. Williams & Wilkins, Baltimore, 1985.
- Burden A.; Bartletti R. Normalisation of EMG amplitude: an evaluation and comparison of old and new methods. Medical Engineering & Physics. 21:24-257.1999.
- Couto H. Como Gerenciar as questões da LER/DORT.: lesões por esforços repetitivos, distúrbios osteomusculares relacionados ao trabalho. Ergo, 1998.
- Chaffin D.B.; Andersson G.B.J. Occupational Biomechanics. Nova Iorque: Wiley interscience, 2001.
- Duchene J.; Goubel F. Surface electromyogram during voluntary contraction: processing tools and relation to physiological events. Critical Reviews in Biomedical Engineering. New York, v.21,n.4,p.313-397,1993.
- De Luca C.J. The use of surface electromyography in biomechanics. Journal of Applied Biomechanics, Champaign, v.13, p.135-163, 1997.
- Delsys. Neuromuscular Research Center Boston University. Disponível em: <<http://www.delsys.com/library/papers>>. Acesso em 31: março de 2006.
- Enoka R.M. Bases Neuromecânicas da Cinesiologia. São Paulo: Manole. 2000.
- Estevan D. O. Análise Eletromiográfica do Padrão de Contração Muscular Durante a Digitação em Computador e em Máquina de Escrever. Ciência Et Praxis, v6, n10, 2012.
- European Applications of surface electromyography, Proceeding of the second general SENIAM workshop, Stockholm, Sweden, 2006, is a publication of the SENIAM project, published by Roessing Research and Development b.v.ISBN 90-75452-06-3
- Forti F.; Guirro R.R.J. Comparação das variáveis eletromiográficas em diferentes comprimentos musculares. In: XI Congresso Brasileiro de Biomecânica, 2005 João Pessoa. Anais do XI Congresso Brasileiro de Biomecânica, 2005.p.1.
- Granata KP, Marras WS, Davis KG. Variation in spinal load and trunk dynamics during repeated lifting exertions. Clin Biomech (Bristol, Avon) [Internet]. 1999 Dec [cited 2011 Mar 16];14:367-75. Available from: [http://biodynamics.osu.edu/publication%20pdf/Clinical%20Biomechanics,%201999,%2014\(6\)%20367-375.pdf](http://biodynamics.osu.edu/publication%20pdf/Clinical%20Biomechanics,%201999,%2014(6)%20367-375.pdf).
- Hermes H.J.; Merletti R.; Freriks B. European activities on surface electromyography –Proceedings of the First SENIAM Workshop. Enschede: Roessingh Research and Development, 2000.
- Iida I. Ergonomia: projeto e produção -2ª Ed. Ver. rev. ampl. - São Paulo: Edgard Blucher, 2005.
- Konrad P. The ABC of EMG. A practical introduction to kinesiological electromyography. Noraxon Inc. USA.2005.
- Meyer RH, Radwin RG. Comparison of stoop versus prone postures for a simulated agricultural harvesting task. Appl Ergon [Internet]. 2007 Sept [cited 2011 Mar 10];38(5):549–55. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17113564>
- Oliveira GS de, Cezar-Vaz MR, Rocha LP et al. A ELETROMIOGRAFIA NA CLÍNICA DA SAÚDE DO TRABALHADOR: REVISÃO INTEGRATIVA. Rev enferm UFPE on line., Recife, 7(4):1216-24, abr., 2013
- Portney, L.; Roy, S.H. Eletromiografia e testes de velocidade de condução nervosa. Fisioterapia avaliação e tratamento. 4ª Ed. São Paulo: Manole, 2004, p. 213-256.
- Laursen B, Sogaard K, Sjøgaard G. Biomechanical model predicting electromyographic activity in three shoulder muscles from 3D kinematics and external forces during cleaning work. Clin Biomech (Bristol, Avon) [Internet]. 2003



May [cited 2011 Mar 03];18(4):287–95. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12689778>.

Lateva Z.C.;Burgar C.G. Anatomical and electrophysiological determinants of the human thenar compound muscle action potential. *Muscle & Nerve*, v.19, p.1457-68, 1996.

Massó, N.; Rey, F.; Romero, D.; Gual, G.; Costa, L.; Germán, A. Aplicaciones de La electromiografía de superficie em El deporte. Facultad de Ciencias de La Salu Blanquerna, Universitat Ramon Llull, Barcelona, España, 2010.

Robertson D.G.E.; Caldwell G.E.;Hamill J.;Kamen G.;Whittlesey, S.N. Research methods in biomechanics. United States: Human Kinetics, 2004.

Sodeberg, G.L, Cook, T.M. Eletromyography in Biomechanics. *Phys Ther*, v. 64, n. 12, p. 1813-1820, 1984.