

ASPECTOS METODOLÓGICOS DA ELETROMIOGRAFIA DE SUPERFÍCIE: CONSIDERAÇÕES SOBRE OS SINAIS E PROCESSAMENTOS PARA ESTUDO DA FUNÇÃO NEUROMUSCULAR*

Dr. ARTHUR DE SÁ FERREIRA

Fisioterapeuta, doutor em ciências em engenharia biomédica
Professor adjunto do Centro Universitário Augusto Motta (Unisuam),
Laboratório de Análise do Movimento Humano –
Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação – Unisuam (Rio de Janeiro – Brasil)
E-mail: arthur_sf@ig.com.br

Dr. FERNANDO SILVA GUIMARÃES

Fisioterapeuta, doutor em ciências
Professor adjunto do Centro Universitário Augusto Motta (Unisuam),
Laboratório de Desempenho dos Sistemas Cardiovascular e Respiratório –
Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação – Unisuam (Rio de Janeiro – Brasil)
E-mail: fguimaraes_pg@yahoo.com.br

Dr. JULIO GUILHERME SILVA

Fisioterapeuta, doutor em saúde mental – aprendizagem motora
Professor adjunto do Centro Universitário Augusto Motta (Unisuam),
Laboratório de Análise do Movimento Humano –
Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação – Unisuam (Rio de Janeiro – Brasil)
E-mail: jglsilva@terra.com.br

RESUMO

O objetivo deste trabalho é apresentar informações sobre o eletrograma e sumarizar processamentos e análises no contexto biomédico. Dentre as ferramentas utilizadas destacam os estimadores de amplitude (lineares ou quadráticos), estimadores estatísticos (média, mediana), estimadores espectrais (frequências média e mediana), filtros, retificação de onda, função de correlação e a adição de zeros ao sinal temporal amostrado. A seleção dos processamentos a serem aplicados depende fortemente das informações fisiológicas que se pretende obter, tais como a coativação de músculos durante uma tarefa motora, a ocorrência de fadiga e a adaptação de fibras musculares ao exercício.

PALAVRAS-CHAVE: Eletromiografia; processamento de sinais digitais; instrumentação.

* O presente trabalho não contou com apoio financeiro de nenhuma natureza para sua realização, tampouco houve conflitos de interesses para a sua realização.

INTRODUÇÃO

A eletromiografia de superfície (EMGS) compreende o exame dos potenciais elétricos dos músculos voluntários e possui destaque entre os métodos não invasivos para avaliação da atividade da musculatura esquelética (ROBINSON; SNYDER-MACKLER, 2001; MERLETTI; PARKER, 2004). A EMGS permite avaliar o grau e a duração da atividade muscular, a ocorrência de fadiga, a alteração da composição das Unidades Motoras (UM) resultante de programas de treinamento muscular, assim como as estratégias neurais de recrutamento (SODERBERG; KNUTSON, 2000; MACISAAC; PARKER; SCOTT, 2001; STASHUK, 2001; HOGREL, 2003; FARINA; MERLETTI; ENOKA, 2004; RAU; SCHULTE; DISSELHORST-KLUG, 2004). Em virtude das características do sinal de EMGS e da dependência da sua morfologia com a tarefa motora em estudo, o eletromiograma bruto quase não apresenta utilidade no estudo eletrofisiológico. Assim, pesquisas têm sido realizadas na busca por métodos para extração de informações associadas a processos fisiológicos.

A quantificação de parâmetros clínicos é possível por meio da seleção de técnicas de processamento e análise direcionadas para a interpretação dos resultados. O processamento de sinais consiste em um grupo de técnicas matemáticas que podem ser aplicadas para extrair informações de sinais, inclusive os de origem biomédica (LJUNG; 1987). As ferramentas para processamento podem ser divididas de acordo com o domínio: tempo, frequência ou tempo-frequência (idem). Os critérios de seleção dos processamentos baseiam-se principalmente na informação que se pretende obter e nas associações entre os resultados da análise do sinal e os eventos fisiológicos em estudo (ROBINSON; SNYDER-MACKLER, 2001; MERLETTI; PARKER, 2004). Tradicionalmente, o aspecto matemático dos processamentos não era enfatizado pelos profissionais das ciências do movimento. O advento de sistemas digitais robustos propiciou um aumento na qualidade da interpretação do eletromiograma de superfície baseado no conhecimento das bases matemáticas da análise do sinal. Assim, o conhecimento sobre as características do sinal eletromiográfico e as ferramentas de processamento e análise precisam ser familiares aos usuários desse exame eminentemente pela sua utilidade.

Do ponto de vista fenomenológico, o sinal de EMGS (amostrado durante força constante, ângulo constante e contrações não fatigáveis) pode ser considerado a realização de um processo estocástico estacionário com função densidade de probabilidade Gaussiana $N(0, \sigma)$ limitada à banda espectral de 10-400 Hz (CLANCY; HOGAN, 1999). Em contrações sustentadas, o sinal pode tornar-se não estacionário e modulado em amplitude e frequência (FARINA; MERLETTI, 2000; MERLETTI; PARKER, 2004; MAHMOUD et al., 2006). O sinal gravado pode então ser interpretado como

realizações estocásticas (ruído de instrumentação, ruído de quantização, disparos neurais) somadas a eventos determinísticos (ocorrência dos Potenciais de Ação das UM – Paum) (LJUNG, 1987).

Revisões recentes (KLEISSEN et al., 1998; SODERBERG; KNUTSON, 2000; OCARINO et al., 2005; GIMENES et al., 2006) abordaram aplicações clínicas, mas não o efeito das técnicas de processamento no eletromiograma. Portanto, o objetivo deste trabalho é apresentar informações sobre o eletromiograma e sumarizar processamentos e análises mais robustos no contexto biomédico, discutindo suas aplicações associadas aos parâmetros clínicos por meio de simulações computacionais. Pretende-se assim contribuir para a padronização e utilização dos instrumentos de EMGS disponíveis.

MÉTODOS

Para demonstrar a execução dos processamentos no domínio do tempo, o eletromiograma de superfície foi simulado utilizando o modelo fenomenológico proposto por Merletti e Parker (2004). Um sinal estocástico com distribuição Gaussiana $N(0, \sigma_1)$ foi filtrado (topologia Butterworth, 10ª ordem) com limitação de banda 10-400Hz e modulado em amplitude por pulsos de amplitude unitária de modo que fossem gerados dois eventos de atividade mioelétrica bem definidos. Ao sinal foi adicionado outro sinal de distribuição Gaussiana $N(0, \sigma_2)$ para representar o ruído de instrumentação, com variâncias σ_1 e σ_2 estipuladas para se obter uma relação sinal-ruído de 10dB (STAUDE et al., 2001). O sinal simulado teve duração de 5s a uma frequência de amostragem de 1,0kHz. O sinal assim simulado adquire a característica de uma contração isométrica voluntária máxima (CIVM), geralmente utilizada para normalização do eletromiograma (MERLETTI; PARKER, 2004). Para apresentar os processamentos no domínio da frequência, o eletromiograma de superfície foi gerado por 30s a uma frequência de amostragem de 1,0kHz a partir do modelo fenomenológico proposto por Shwedyk, Balasubramanian e Scott (1977). As bandas de frequências iniciais e finais do modelo – correspondentes à faixa de maior potência do sinal simulado – foram ajustadas para 50-150Hz e 30-60Hz, respectivamente. A amplitude do espectro foi normalizada para que as variáveis estimadas fossem dependentes da compressão espectral (ÖSTLUND; YU; KARLSSON, 2004). O sinal assim simulado possui a característica não estacionária da EMGS observada durante contrações voluntárias sustentadas.

Consideram-se variáveis da EMGS as informações que podem ser calculadas, reportadas ou transmitidas em formato numérico e calculadas em um intervalo finito de amostras denominado época. Sua duração deve ser suficiente de modo que preserve as características quase-estacionárias do sinal (FARINA; MERLETTI, 2000). Durações das

épocas utilizadas na literatura variam entre 0,250-2,000s e os valores correspondentes são apresentados como uma amostra centrada na época (MERLETTI; PARKER, 2004). Neste trabalho foram estudados os seguintes processamentos (Apêndice I):

1. Raiz Quadrática Média (*Root Mean Square – RMS*) e Valor Retificado Médio (*Average Rectified Value – ARV*) (FARINA; MERLETTI, 2000);
2. Retificação de meia onda e de onda completa (SODERBERG, 1992);
3. Média Móvel (MM) (STAUDE et al., 2001) e Filtro Mediano (FM) (RESTREPO; CHACON, 1994);
4. Envelope Linear (EL) (SODERBERG, 1992);
5. Integração Numérica (IN) (SODERBERG, 1992);
6. Autocorrelação (AC) e correlação cruzada (CC) (FARINA; MERLETTI, 2000);
7. Normalização em amplitude (NA) (SODERBERG, 1992);
8. Frequência Média (*Mean Frequency – MNF*), Frequência Mediana (*Median Frequency – MDF*) e Índice MNF/MDF (FARINA; MERLETTI, 2000);
9. Adição de zeros ao sinal temporal amostrado (MERLETTI, PARKER, 2004);
10. Filtração digital (MERLETTI, PARKER, 2004).

Cada processamento foi aplicado ao eletromiograma simulado e o aspecto resultante é descrito e ilustrado para avaliação. As simulações e os processamentos foram simulados no programa SuiteMYO® (PhD² Consultoria e Sistemas Ltda, RJ, Brasil) para Windows XP® (Microsoft® Corporation).

DESENVOLVIMENTO

1) Domínio do tempo

Processamentos são aplicados para estimação da amplitude do sinal bruto de EMGS, uma vez que suas características estocásticas não permitem o cálculo analítico (LJUNG, 1987). Como os histogramas de eletromiogramas experimentais ajustam-se adequadamente às distribuições Gaussiana e Laplaciana (ABBINK; VAN DER BILT; VAN DER GLAS, 1998; CLANCY; HOGAN, 1999), as variáveis RMS e ARV podem ser calculadas mesmo sem qualquer pré-processamento dos dados (FARINA; MERLETTI, 2000). Tais processamentos produzem um perfil suavizado do eletromiograma quando aplicados em épocas móveis e representam os valores numéricos correspondentes à atividade elétrica muscular da época do sinal em estudo. Pode-se observar na Figura 1 que ambas as variáveis são capazes de acompanhar o perfil do sinal, porém a resolução temporal é reduzida em função das épocas.

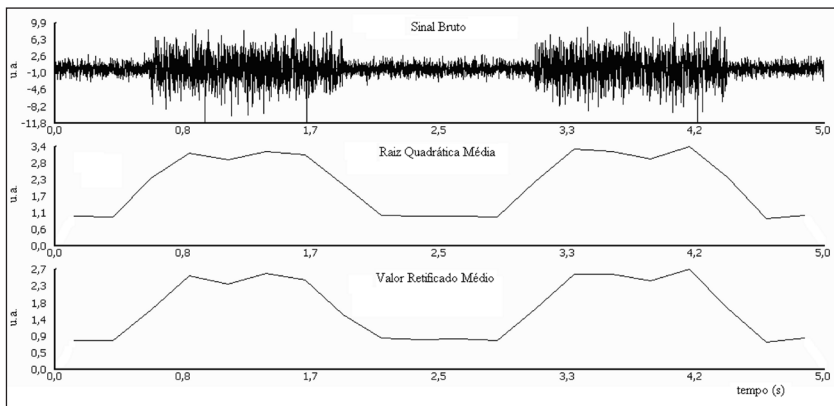


Figura 1: Superior: eletromiograma bruto simulado com duas contrações isométricas. Centro: raiz quadrática média calculada em épocas móveis. Inferior: valor retificado médio calculado em épocas móveis. A duração das épocas foi de 0,250s. Perfis de ativação similares são encontrados com os dois processamentos com menor resolução temporal.

A retificação de meia onda converte valores negativos em valores nulos; a retificação de onda completa converte valores negativos em valores positivos (Figura 2). Esta última tem sido preferida na literatura por preservar a energia do eletromiograma (SODERBERG, 1992). Ambos os processamentos geralmente são utilizados antes da aplicação de uma época móvel para suavização do sinal (Figura 2). Diversos estimadores podem ser utilizados para obtenção de valores do eletromiograma retificado, tais como a MM, o FM e a IN. A MM executa uma suavização do sinal por meio da média de amostras em uma época do sinal, preservando a média da época como resultado. Sua aplicação envolve a redução dos efeitos decorrentes de processos aleatórios na EMGS. O FM pode ser definido como uma época móvel que preserva a mediana da época como resultado. Esse processamento não linear preserva variações e amostras vizinhas constantes, remove valores extremos em virtude da interferência e coerência entre sinais defasados e não aumenta a variação do sinal (RESTREPO; CHACON, 1994). O envelope linear consiste na retificação de onda completa seguida de filtragem com passa-baixa (SODERBERG, 1992). A frequência de corte do filtro é selecionada para suavizar o sinal de modo que acompanhe sua envoltória. IN efetua a soma das amostras durante um intervalo de tempo, correspondendo à atividade total do músculo na época (SODERBERG, 1992). Esse intervalo pode ser a duração total do sinal gravado, ou épocas determinadas, após as quais a IN é reiniciada. Pode-se notar que os processamentos descritos produzem efeitos diferentes no perfil do sinal, com variações na determinação do início e fim dos eventos de contração (Figura 2).

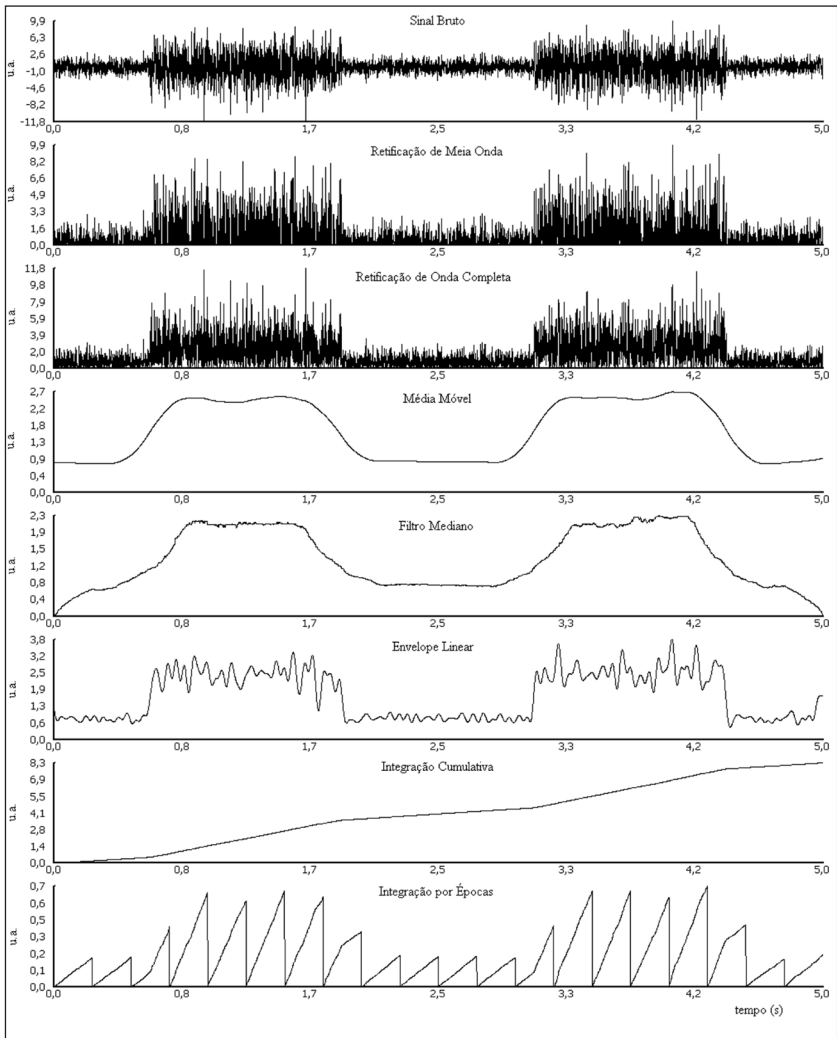


Figura 2: Superior a inferior: sinal bruto simulado com duas contrações isométricas, retificação de meia onda e retificação de onda completa. Os processamentos a seguir foram aplicados ao sinal retificado de onda completa: média móvel, filtro mediano, envelope linear, integração cumulativa e integração por épocas. A duração das épocas foi de 0,250s. A frequência inferior do filtro Butterworth 10ª ordem passa-baixa foi de 20Hz. Observar os diferentes efeitos dos processamentos na geração do perfil de atividade elétrica.

A função de correlação quantifica a similaridade entre os sinais, ou seja, a ocorrência de trechos de amostras semelhantes entre si (LJUNG, 1987). Quanto maior o valor absoluto da função de correlação, mais forte é a semelhança entre os eventos. Quando essa similaridade é avaliada no mesmo sinal, denomina-se de função de autocorrelação (AC); quando efetuada entre sinais diferentes, denomina-se função de correlação cruzada (CC). A presença de oscilações na função de AC significa a presença de eventos periódicos no sinal (ciclos de atividade muscular); pode-se observar a presença de oscilações (picos em $t=0$ e $t=2,5$ s) na Figura 3. A CC entre dois sinais avalia o atraso temporal que precisa ser aplicado a um sinal para minimizar o erro quadrático médio deste com outro sinal (FARINA; MERLETTI, 2000). Esse processamento pode ser aplicado a sinais pré-processados, tais como a retificação de onda completa seguida de suavização por MM (Figura 3).

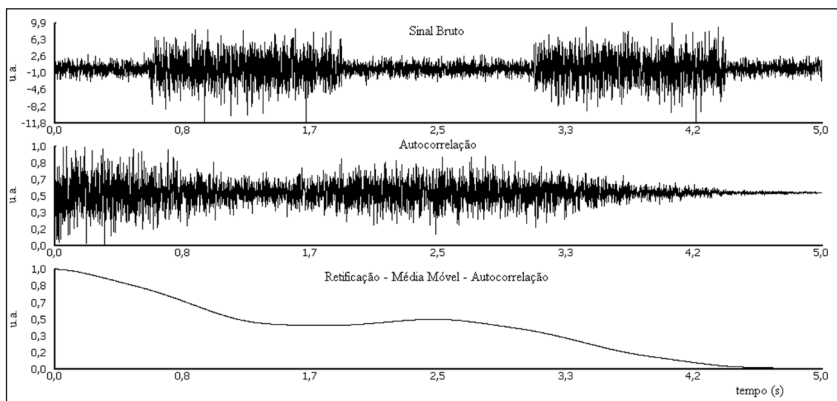


Figura 3: Superior: sinal bruto simulado com duas contrações isométricas. Centro: função de autocorrelação aplicada diretamente ao sinal bruto. Inferior: função de autocorrelação aplicada ao sinal retificado com onda completa e suavizado com média móvel. A duração das épocas foi de 0,250s. A ocorrência de oscilações (neste caso, duas) na função de autocorrelação sugere a ocorrência de dois eventos de contração no sinal bruto.

A normalização em amplitude do eletromiograma consiste na conversão dos valores do sinal no intervalo desejado (mínimo e máximo), permitindo a comparação entre músculos, tarefas e indivíduos (SODERBERG, 1992). Para efetuar a normalização em amplitude, extraem-se os valores mínimo e máximo de um eletromiograma de referência (por exemplo: CIVM ou tarefas motoras específicas – marcha, subir e descer escadas, levantar e sentar) e aplica-se essa amplitude como fator de conversão no sinal a ser normalizado. O uso da CIVM assume que a atividade elétrica

do músculo varia diretamente com a força produzida e que o indivíduo consegue desenvolver o máximo de sua força. Tarefas motoras específicas atendem mais especificamente às tarefas de contrações isotônicas, nas quais a relação quase linear amplitude-força não pode ser considerada (SODERBERG, 1992).

2) Domínio da frequência

O espectro de densidade de potência (*Power Spectrum Density – PSD*, Figura 4) é definido como a Transformada de Fourier (TF) da função de AC do sinal temporal (SODERBERG, 1992). Espectros podem ser promediados a partir de épocas do sinal para reduzir a variância, mas com perda de resolução espectral (LJUNG, 1987). Os estimadores espectrais podem ser baseados na TF ou em modelos paramétricos; ambos os estimadores assumem que o sinal é estacionário e invariante no tempo. Além disso, estimadores baseados na TF consideram o sinal periódico além da época de observação, enquanto os modelos paramétricos requerem hipóteses sobre os modelos geradores do sinal. Épocas entre 0,250-1,000s podem ser consideradas estacionárias e a janela retangular tem sido a mais utilizada para a obtenção do PSD. Nos casos em que as características estatísticas do sinal variam com o tempo, outros métodos são mais indicados para a estimação de variáveis espectrais, tais como a Transformada Rápida de Fourier (TRF) (FARINA; MERLETTI, 2000; MERLETTI; PARKER, 2004).

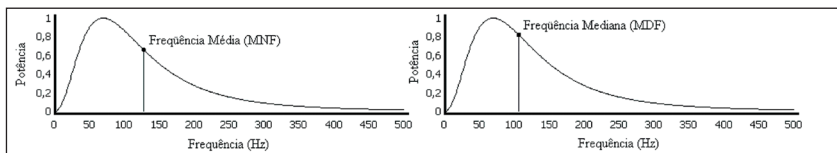


Figura 4: Espectro de densidade de potência da primeira época do sinal de fadiga simulado. Esquerda: frequência média, representando a média de todas as frequências do espectro. Direita: frequência mediana, dividindo o espectro em duas bandas espectrais de mesma área.

As variáveis espectrais mais utilizadas compreendem a MNF e a MDF (Figura 4), as quais representam respectivamente a média de todas as frequências do PSD e a divisão do PSD em duas bandas espectrais de mesma área, respectivamente. A razão MNF/MDF expressa a simetria do espectro do sinal, que se comprime em direção às baixas frequências durante contrações sustentadas em razão da fadiga (SODERBERG, 1992; FARINA; MERLETTI, 2000; ÖSTLUND; YU; KARLSSON, 2004). Valores constantes da relação MNF/MDF ao longo do tempo de contração significam escalamento espectral sem modificação de distribuição do espectro (MERLETTI; PARKER,

2004). A adição de zeros ao sinal temporal amostrado aumenta a resolução do PSD apresentado e pode ser utilizada para fazer aumentar o número de amostras em cada época (até a potência de dois mais próxima) para que os estimadores espectrais sejam obtidos por meio da TRF. Observa-se que com a sustentação da atividade muscular, a RMS e o ARV elevam-se, enquanto a MNF e a MDF se reduzem, mantendo o índice MNF/MDF praticamente constante (Figura 5). A taxa de decaimento dos estimadores espectrais e de aumento dos estimadores de amplitude é variável com a intensidade da CIVM (SODERBERG, 1992; MERLETTI; PARKER, 2004).

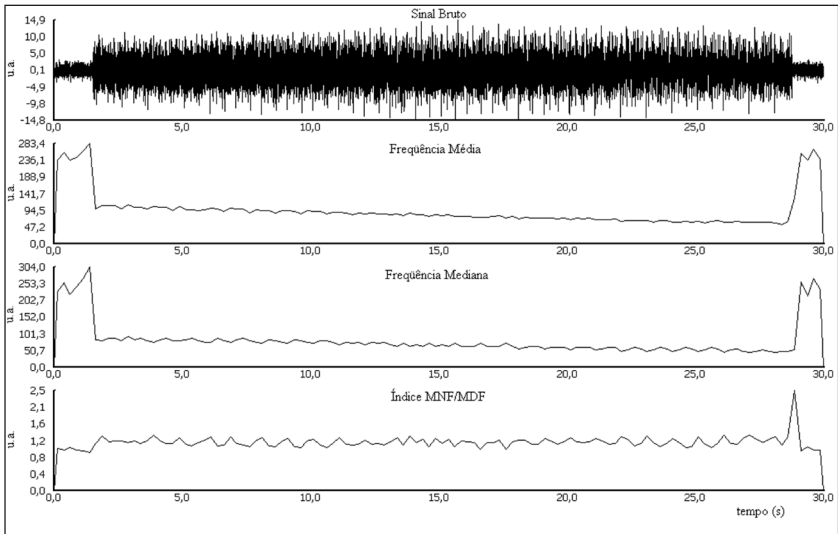


Figura 5: Superior a inferior: sinal bruto simulado em contração sustentada, frequência média, frequência mediana e índice de frequências média/mediana. A duração das épocas foi de 0,250s com janela retangular sem adição de zeros. Observe a tendência negativa dos valores de frequência média e mediana ao longo do tempo e a estabilidade do índice, indicando compressão espectral sem modificação na forma do espectro.

A filtração digital atenua componentes de frequência do PSD indesejáveis no sinal. Os filtros podem ser designados como passa-baixa, passa-alta, passa-banda ou rejeita-banda, de acordo com o efeito esperado no PSD. No eletromiograma podem estar presentes, entre outros: artefatos de movimentos provenientes das interfaces pele-eletrodo-cabo; ruído de 60Hz de linhas de alimentação; e o eletrocardiograma do próprio sujeito. Artefatos de movimento são removíveis com filtro passa-alta com frequência inferior de 15-20Hz, com possível perda de

informação sobre as taxas de disparo das UM (MERLETTI; PARKER, 2004). Filtros rejeita-banda com frequências de corte inferior-superior de 58-62Hz, respectivamente, reduzem o ruído da alimentação. Outra opção para redução do ruído de alimentação é a aplicação sequencial de filtros com topologia Butterworth: passa-alta em 10Hz (2ª ordem); passa-baixa em 400Hz (8ª ordem); filtros rejeita-banda centrados em 60Hz e harmônicos até 360Hz. O filtro deve ser aplicado no sentido direto e reverso do sinal para evitar distorções de fase (MELLO; OLIVEIRA; NADAL, 2007). Entre outras técnicas para reduzir os ruídos nos sinais, encontra-se a subtração espectral do ruído de instrumentação adquirido durante períodos de inatividade muscular (BARATTA et al., 1998). O eletrocardiograma pode ser suficientemente reduzido com filtro passa-alta Butterworth de 4ª ordem com frequência inferior de 30Hz (DRAKE; CALLAGHAN, 2006). Caso o sinal de ECG seja adquirido simultaneamente com o eletromiograma, as respostas impulsivas dos sinais gravados em repouso podem ser obtidas e os canais contaminados com ECG são subtraídos dos sinais de ECG. Finalmente, aplicam-se os filtros passa-alta usuais de 20 ou 30Hz (HOF, 2009).

3) Domínios tempo-frequência

Contrações isotônicas implicam a variação da atividade muscular, contrapondo-se à suposição de sinal estacionário utilizada pela maioria dos processamentos apresentados. Assim, a estimação da amplitude e do espectro na mesma época do sinal representa uma valiosa técnica de estudo não invasivo da fisiologia neuromuscular. Nessa análise, os eventos fisiológicos de produção de força, fadiga, redução de força e recuperação podem ser respectivamente associados aos padrões de variação da MDF e RMS: elevação de RMS e MDF; elevação de RMS e redução de MDF; redução de RMS e MDF; redução de RMS e elevação de MDF (MERLETTI; PARKER, 2004; MAHMOUD et al., 2006).

Outra técnica empregada para estimação de variáveis espectrais variantes no tempo é a *wavelet*. Entre suas vantagens sobre a TRF estão a possibilidade de analisar épocas de curta duração do sinal com menores erros de estimação, por meio da variação da resolução nos domínios tempo-frequência (KARLSSON; YU; AKAY, 1999; PATTICHIS; PATTICHIS, 1999).

4) Aplicações nas ciências do movimento

Existem diversas aplicações da EMGS nas ciências do movimento, incluindo análise cinesiológica, estudo da fisiologia neuromuscular, testes relacionados a procedimentos diagnósticos e controles protéticos (TÜRKER, 1993; KLEISSEN et al., 1998; SODERBERG; KNUTSON, 2000; OCARINO et al., 2005; GIMENES et al., 2006).

Identificação de atividade e repouso muscular. A aplicação mais comum da EMGS é a determinação dos períodos de atividade e repouso do músculo voluntário baseado na EMGS. Geralmente, os autores baseiam seus algoritmos nas características do sinal em estudo, dificultando a comparação entre métodos. Mesmo o método visual por usuários experientes não pode ser recomendado como padrão-ouro, uma vez que seus resultados divergem dos obtidos com os métodos matemáticos (BROMBERG; SMITH; BAUERLE, 1999). Os princípios gerais da detecção de atividade têm sido a determinação de limiares simples (amplitude), limiares duplos (amplitude-duração) e de classificadores estatísticos. Os métodos de detecção podem ser aplicados a eletromiogramas brutos ou a sinais pré-processados com retificação de onda completa e suavização por MM, FM ou IN por épocas (HODGES; BUI, 1996; BONATO; D'ALESSIO; KNAFLITZ, 1998; STAUDE et al., 2001; WILEN; SISTO; KIRSHIBLUM, 2002).

Eletromiograma cinesiológico. O perfil de atividade elétrica do músculo tem sido utilizado para descrever tarefas motoras no contexto cinesiológico. Geralmente, o sinal é retificado e suavizado com os estimadores de amplitude (RMS, ARV, MM, EL ou FM) a épocas fixas e diversos ciclos de atividade são promediados para gerar um padrão de repetição do movimento. Métodos adaptativos da duração da época também foram propostos para sinais provenientes de contrações estáticas ou dinâmicas (D'ALESSIO; CONFORTO, 2001).

Geração de força. A força gerada pelo músculo associa-se com a amplitude do EMGS em razão das estratégias de recrutamento da UM (FARINA; MERLETTI; ENOKA, 2004). A força produzida é elevada de forma quase-linear em contrações isométricas em virtude do recrutamento progressivo de UM e da elevação da taxa de recrutamento, bem como da amplitude do Paum (ZHOU; RYMER, 2004). Entretanto, outros fatores interferem nessa relação, destacando-se a variabilidade do posicionamento das UM entre indivíduos e a participação da musculatura sinergista, a qual produz força apesar de não contribuir com o eletromiograma. Em conjunto, parece improvável a obtenção de uma relação geral força-EMGS em contrações isométricas sustentadas ou isotônicas, mas pode-se obter uma associação válida sujeito a sujeito, músculo a músculo. As variáveis utilizadas para estudar essa relação são a RMS e o ARV, nas épocas já descritas anteriormente (MERLETTI; PARKER, 2004). Entretanto, estudos recentes têm demonstrado que a utilização de filtros passa-alta (>250Hz) permite a estimação de momentos musculares mais precisos no estudo da biomecânica muscular (POTVIN; BROWN, 2004; STAUDENMANN et al., 2007).

Resistência à fadiga. Descritores espectrais variam durante atividades extenuantes; o espectro do eletromiograma também é comprimido em direção às baixas frequências, preservando seu formato. Portanto, a MNF e a MDF podem informar

sobre a ocorrência de fadiga muscular, por meio de ajustes polinomiais à série de valores das variáveis espectrais em função do tempo. O sinal é normalizado em amplitude pelo valor inicial para quantificação da variação percentual ao longo da contração sustentada (MERLETTI; LO CONTE; ORIZIO, 1991; LOWERY; O'MALLEY, 2003; MERLETTI; PARKER, 2004). Outra forma de avaliação da fadiga é o cálculo dos estimadores espectrais durante testes de fadiga (% CIVM) e de recuperação (CIVM pós-fadiga) para cálculo do índice de recuperação muscular (SANTOS et al., 2008). Dimitrova et al. (2009) sugeriram novos índices baseados na ordem espectral para detecção de fadiga. Entretanto, seus resultados somente foram avaliados no bíceps braquial e portanto não é possível ainda generalizar sua aplicação para outros músculos.

Velocidade de condução. Pode-se estimar a velocidade de condução da fibra muscular dividindo-se a distância entre eletrodos pelo intervalo de tempo que o sinal leva para percorrer tal distância. A CC, entre outras técnicas, permite estimar o intervalo de tempo entre sinais similares e tem sido utilizado para estudar essa propriedade tecidual (FARINA; MERLETTI, 2000; LANGE; VAN WEERDEN; VAN DER HOEVEN, 2002). A interpolação de amostras para aumento da resolução temporal precisa ser efetuada de modo que reduza o erro de estimação, principalmente quando a distância entre eletrodos é pequena (ARABADZHIEV; DIMITROV; DIMITROVA, 2004).

Determinação do tipo de fibra muscular. Como existe correlação negativa entre o tempo de contração e a velocidade de condução, pode-se utilizar esse parâmetro como indicador geral do tipo de fibra muscular. Outras variáveis com uso potencial para essa determinação são a MNF e MDF (KUPA et al., 1995; MERLETTI; PARKER, 2004).

Estudo da dor. A EMGS tem sido utilizada no estudo da dor com o objetivo de caracterização da função muscular e identificação de fatores associados à dor – força, fadiga e sequência de contração entre diferentes músculos. Muitos estudos têm se concentrado na avaliação da atividade muscular do tronco e sua relação com a dor lombar (AROKOSKI et al., 2004; KRAMER et al., 2005). Uma revisão sobre EMGS para dor lombar está disponível para verificação dos diversos processamentos utilizados na investigação da dor lombar, no qual se observa que todos os estimadores de amplitude e espectrais podem estar alterados em indivíduos com dor lombar (GEISSER et al., 2005).

DISCUSSÃO

Este trabalho apresentou os processamentos mais utilizados na EMGS e ilustrou suas repercussões em sinais simulados. Pesquisadores em fisiologia do exercício, reabilitação e ergonomia talvez não precisem dos detalhes matemáticos, mas podem considerar útil este estudo para suas aplicações específicas. Para o relato dos procedimentos em pesquisas, recomendações mínimas foram estabelecidas para permitir a

reprodutibilidade dos estudos (MERLETTI, 1997). Para aplicação clínica, observa-se que a literatura utiliza roteiros compostos por processamentos em sequência, objetivando melhorar a qualidade e relevância da informação clínica obtida. Diversos sistemas comerciais não incorporam ferramentas avançadas de processamentos (BROMBERG; SMITH; BAUERLE, 1999); mesmo os recursos clássicos são bastante limitados na sua operação, fazendo com que o usuário programe rotinas em outras linguagens de computação para obter resultados nas suas aplicações específicas (HODGES; BUI, 1996). Essa lacuna nos programas pode ser decorrente do conhecimento limitado dos usuários sobre a existência/utilidade dessas técnicas, o que, em contrapartida, limita o desenvolvimento de novas aplicações clínicas para elas.

Apesar do amplo uso da EMGS, algumas limitações e aproximações precisam ser abordadas. Qualquer variável computada a partir do sinal em uma época representa uma estimativa do valor real dessa variável com variância e viés associados, os quais dependem da duração da época e do estimador usado. Para sinais com distribuição Gaussiana, a RMS é um estimador mais bem comparado ao AVR, o qual é mais indicado para sinais com distribuição Laplaciana (FARINA; MERLETTI, 2000). Também pode ser demonstrado que a variância da MDF é teoricamente maior que a MNF, mas é menos influenciada pelo ruído (BALESTRA; KNAFLITZ; MERLETTI, 1988). Diversos estimadores assumem que o sinal é estacionário e invariante no tempo, o que não é verdade para longos trechos de contração muscular. Entretanto, para épocas maiores que 0,250s as diferenças entre os pares RMS-AVR e MDF-MNF não são relevantes para aplicações clínicas (FARINA; MERLETTI, 2000).

Além do processamento do eletromiograma, diversos aspectos metodológicos interferem no resultado final da variável estimada. Rau, Schulte e Disselhorst-Klug (2004) afirmaram que é um desafio utilizar os processamentos digitais para obter resultados detalhados, informativos, reprodutíveis e confiáveis. Farina, Merletti e Enoka (2004) descreveram os seguintes fatores: anatomia individual (ex.: espessura do tecido subcutâneo), sistema de detecção (ex.: localização dos eletrodos sobre o músculo), geometria muscular (ex.: encurtamento durante contração), físicos (ex.: condutibilidade elétrica do tecido), propriedades da membrana celular (ex.: aspecto do Paum) e propriedades da UM (ex.: sincronismo de UM). Igualmente importante, a frequência de amostragem do sinal deve ser pelo menos o dobro da frequência mínima significativa observada no eletromiograma de superfície (500Hz) sob pena de obter estimadores matemáticos imprecisos e interpretações fisiológicas equivocadas (IVES; WIGGLESWORTH, 2003). Assim, para que o exame eletromiográfico tenha utilidade clínica, faz-se necessária a combinação de métodos adequados para aquisição dos sinais e sistemas de análise que permitam flexibilidade no processamento dos eletromiogramas.

CONSIDERAÇÕES FINAIS

A partir da EMGS são extraídas informações fisiológicas quando processamentos apropriados são aplicados ao sinal bruto. O desenvolvimento de novas técnicas de processamento associadas aos estudos clínicos pode tornar a aplicabilidade da EMGS um procedimento de uso clínico em larga escala.

Methodological aspects of surface electromyography: signal composition and processing for neuromuscular function assessment

ABSTRACT: The aim of this paper is to present information about electromyogram and summarize methods for signal processing in the biomedical context. Amplitude estimators (linear and quadratic), statistical estimators (mean, median), spectral estimators (mean and median frequencies), digital filters, full- and half-wave rectification, correlation function, and zero padding are presented. The selection of processing tools strongly depends on the physiological aspects under investigation, such as coactivation of muscle during motor activities, fatigue occurrence, and muscle adaptations to exercise.

KEY WORDS: Electromyography; digital signal processing; instrumentation.

Aspectos metodológicos de electromiografía de superficie: consideraciones sobre los señales y procesamientos para lo estudio de la función neuromuscular

RESUMEN: El objetivo es presentar las informaciones sobre el electromiograma y discutir los procesamientos y análisis en lo contexto biomédico. Entre las herramientas utilizadas podemos destacar: los estimadores de amplitud (lineares o cuadrático), los estimadores estadísticos (media, mediana) y espectrales (frecuencias media y mediana), los filtros, la rectificación de señal, la función de correlación y la adición de ceros al señal temporal amostrado. La selección de los procesamientos para aplicación depende intensamente de informaciones fisiológicas que pretenderse obtener. Por ejemplo, la coactivación muscular a lo largo de la tarea motora, lo momento de la fatiga y la adaptación de fibras musculares al ejercicio.

PALABRAS CLAVES: Electromiografía; procesamiento de señales digitales; instrumentación.

REFERÊNCIAS

ABBINK, J. H.; VAN DER BILT, A.; VAN DER GLAS, H. W. Detection of onset and termination of muscle activity in surface electromyograms. *Journal of Oral Rehabilitation*, v. 25, p. 365-369, 1998.

ARABADZHIEV, T. I.; DIMITROV, G. V.; DIMITROVA, N. A. The cross-correlation and phase-difference methods are not equivalent under noninvasive estimation of the motor unit propagation velocity. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 14, n. 3, p. 295-305, 2004.

AROKOSKI, J. P.; VALTA, T.; KANKAANPÄÄ, M.; AIRAKSINEN, O. Activation of lumbar paraspinal and abdominal muscles during therapeutic exercises in chronic low back pain patients. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, v. 85, p. 823-832, 2004.

BALESTRA, G.; KNAFLITZ, M.; MERLETTI, R. Comparison between myoelectric signal mean and median frequency estimates. In: ANNUAL CONFERENCE OF THE IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY, 10., 1988. *Proceedings...* S.l.: s.ed., 1988. p. 1.708-1.709.

BARATTA, R. V.; SOLOMONOW, M.; ZHOU, B.-H.; ZHU, M. Methods to reduce the variability of EMG power spectrum estimates. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 8, p. 279-285, 1998.

BONATO, P.; D'ALESSIO, T.; KNAFLITZ, M. A Statistical method for the measurement of muscle activation intervals from surface myoelectric signal during gait. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 45, n. 3, p. 287-299, 1998.

BROMBERG, M. B.; SMITH, G. A.; BAUERLE, J. A comparison of two commercial quantitative electromyographic algorithms with manual analysis. *Muscle & Nerve*, v. 22, n. 9, p. 1.244-1.248, 1999.

CLANCY, E. A.; HOGAN, N. Probability density of the surface electromyogram and its relation to amplitude detectors. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 46, n. 6, p. 730-739, 1999.

D'ALESSIO, T.; CONFORTO, S. Extraction of the envelope from surface EMG signals. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 20, n. 6, p. 55-61, 2001.

DIMITROVA, N. A.; ARABADZHIEV, T. I.; HOGREL, J.-Y.; DIMITROV, G. V. Fatigue analysis of interference EMG signals obtained from biceps brachii during isometric voluntary contraction at various force levels. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 19, p. 252-258, 2009.

DRAKE, J. D. M.; CALLAGHAN, J. P. Elimination of electrocardiogram contamination from electromyogram signals: An evaluation of currently used removal techniques. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 16, n. 2, p. 175-187, 2006.

FARINA, D.; MERLETTI, R. Comparison of algorithms for estimation of EMG variables during voluntary isometric contractions. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 10, p. 337-349, 2000.

_____; ENOKA, R. M. The extraction of neural strategies from the surface EMG. *Journal of Applied Physiology*, v. 96, p. 1.486-1.495, 2004.

GEISSER, M. E.; RANAVAYA, M.; HAIG, A. J.; ROTH, R. S.; ZUCKER, R.; AMBROZ, C.; CARUSO, M. A meta-analytic review of surface electromyography among persons with low back pain and normal, healthy controls. *The Journal of Pain*, v. 6, p. 711-726, 2005.

GIMENES, R. O.; COSIALLS, A. M. H.; GIGLIO, R. H. C.; BACHI, P. M. A utilização da eletromiografia de superfície na avaliação e tratamento das disfunções musculoesqueléticas: uma revisão da literatura. *Cadernos*, v. 12, n. 4, p. 59-67, 2006.

HODGES, P. W.; BUI, B. H. A comparison of computer-based methods for the determination of onset of muscle contraction using electromyography. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, v. 101, p. 511-519, 1996.

HOGREL, J. Y. Use of surface EMG for studying motor unit recruitment during isometric linear force ramp. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 13, p. 417-423, 2003.

HOF, A. L. A simple method to remove ECG artifacts from trunk muscle EMG signals. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 19, p. e554-e555, 2009.

IVES, J. C.; WIGGLESWORTH, J. K. Sampling rate effects on surface EMG timing and amplitude measures. *Clinical Biomechanics*, v. 18, p. 543-552, 2003.

KARLSSON, S.; YU, J.; AKAY, M. Enhancement of spectral analysis of myoelectric signals during static contractions using Wavelet methods. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 46, n. 6, p. 670-684, 1999.

KLEISSEN, R. F. M.; BUURKE, J. H.; HARLAAR, J.; ZILVOLD, G. Electromyography in the biomechanical analysis of human movement and its clinical application. *Gait & Posture*, v. 8, p. 143-158, 1998.

KRAMER, M.; EBERT, V.; KINZL, L.; DEHNER, C.; ELBEL, M.; HARTWIG, E. Surface electromyography of the paravertebral muscles in patients with chronic low back pain. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, v. 86, p. 86-31, 2005.

KUPA, E. J.; ROY, S. H.; KANDARIAN, S. C.; DE LUCA, C. J. Effects of muscle fiber type and size on EMG median frequency and conduction velocity. *Journal of Applied Physiology*, v. 79, n. 1, p. 23-32, 1995.

LANGE, F.; VAN WEERDEN, T. W.; VAN DER HOEVEN, J. H. A new surface electromyography analysis method to determine spread of muscle fiber conduction velocities. *Journal of Applied Physiology*, v. 93, p. 759-764, 2002.

LJUNG, L. *System identification: theory for the user*. New Jersey: Prentice-Hall, 1987.

LOWERY, M. M.; O'MALLEY, M. J. Analysis and simulation of changes in EMG amplitude during high-level fatiguing contractions. *IEEE Transaction on Biomedical Engineering*, v. 50, n. 9, p. 1.052-1.062, 2003.

MACISAAC, D.; PARKER, P. A.; SCOTT, R. N. The short-time Fourier transform and muscle fatigue assessment in dynamic contractions. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 11, p. 439-449, 2001.

- MAHMOUD, S. S.; HUSSAIN, Z. M.; COSIC, I.; FANG, Q. Time-frequency analysis of normal and abnormal biological signals. *Biomedical Signal Processing and Control*, v. 1, p. 33-43, 2006.
- MELLO, R. G. T.; OLIVEIRA, L. F.; NADAL, J. Digital Butterworth filter for subtracting noise from low magnitude surface electromyogram. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, v. 87, p. 28-35, 2007.
- MERLETTI, R. Standards for reporting EMG data. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 7, n. 2, p. 1-11, 1997.
- _____.; LO CONTE, L. R.; ORIZIO, C. Indices of muscle fatigue. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 1, n. 1, p. 20-33, 1991.
- MERLETTI, R.; PARKER, P. A. *Electromyography: physiology, engineering and noninvasive applications*. S.l.: IEEE Press, 2004.
- OCARINO, J. M.; SILVA, P. L. P.; VAZ, D. V.; AQUINO, C. F.; BRÍCIO, R. S.; FONSECA, S. T. Eletromiografia: interpretação e aplicações nas ciências de reabilitação. *Fisioterapia Brasil*, v. 6, n. 4, p. 305-310, 2005.
- ÖSTLUND, N.; YU, J.; KARLSSON, J. S. Improved maximum frequency estimation with application to instantaneous mean frequency estimation of surface electromyography. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 51, n. 9, p. 1.541-1.546, 2004.
- PATTICHIS, C. S.; PATTICHIS, M. S. Time-scale analysis of motor unit action potentials. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 46, n. 11, p. 1.320-1.329, 1999.
- POTVIN, J. R.; BROWN, S. H. M. Less is more: high pass filtering, to remove up to 99% of the surface EMG signal power, improves EMG-based biceps brachii muscle force estimates. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 14, p. 389-399, 2004.
- RAU, G.; SCHULTE, E.; DISSELHORST-KLUG, C. From cell to movement: to what answers does EMG really contributes? *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 14, p. 611-617, 2004.
- RESTREPO, A.; CHACON, L. A smoothing property of the median filter. *IEEE Transactions on Signal Processing*, v. 42, n. 6, p. 1.553-1.555, 1994.
- ROBINSON, A. J.; SNYDER-MACKLER, L. *Eletrofisiologia clínica: eletroterapia e teste eletrofisiológico*. 2. ed. Porto Alegre: Artmed, 2001.
- SANTOS, M. C. A.; SEMEGHUINI, T. A.; AZEVEDO, F. M.; COLUGNATI, D. B.; NEGRÃO FILHO, R. F.; ALVES, N.; ARIDA, R. M. Análise da fadiga muscular localizada em atletas e sedentários através de parâmetros de frequência do sinal eletromiográfico. *Revista Brasileira de Ciências do Esporte*, v. 14, p. 509-512, 2008.

SHWEDYK, E.; BALASUBRAMANIAN, R.; SCOTT, R. A non-stationary model for the electromyogram. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 24, p. 417-424, 1977.

SODERBERG, G. L. (ed.). *Selected topics in surface electromyography for use in the occupational setting: expert perspective*. Rockville: US Dept of Health and Human Services, Public Health Service, 1992.

SODERBERG, G. L.; KNUTSON, L. M. A guide for use and interpretation of kinesiological electromyographic data. *Physical Therapy*, v. 80, n. 5, p. 485-498, 2000.

STASHUK, D. EMG signal decomposition: how can it be accomplished and used? *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 11, p. 151-173, 2001.

STAUDE, G.; FLACHENECKER, C.; DAUMER, M.; WOLF, W. Onset determination in surface electromyography signals: a systematic comparison of methods. *Journal on Applied Signal Processing*, v. 2, p. 67-81, 2001.

STAUDENMANN, D.; POTVIN, J. R.; KINGMA, I.; STEGEMAN, D. F.; VAN DIEEN, J. H. Effects of EMG processing on biomechanical models of muscle joint systems: sensitivity of trunk muscle moments, spinal forces, and stability. *Journal of Biomechanics*, v. 40, p. 900-909, 2007.

TÜRKER, K. S. Electromyography: some methodological problems and issues. *Physical Therapy*, v. 73, p. 698-710, 1993.

WILEN, J.; SISTO, S. A.; KIRSHIBLUM, S. Algorithm for the detection of muscle activation in surface electromyograms during periodic activity. *Annals of Biomedical Engineering*, v. 30, p. 97-106, 2002.

ZHOU, P.; RYMER, W. Z. Factors governing the form of the relation between muscle force and the EMG: a simulation study. *Journal of Neurophysiology*, v. 92, p. 2.878-2.886, 2004.

APÊNDICE

Equações para processamento e análise do eletromiograma de superfície

Raiz Quadrática Média (*Root Mean Square – RMS*) e Valor Retificado Médio (*Average Rectified Value – ARV*):

$$(1a) \text{ RMS}_i = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i^2}$$

$$(1b) \text{ ARV}_i = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |x_i|$$

Retificação de meia onda (*Half-wave Rectification – HWR*) e de onda completa (*Full-wave Rectification – FWR*):

$$(2a) \text{ HWR}_i = \begin{cases} x_i & \text{se } x_i \geq 0 \\ 0 & \text{se } x_i < 0 \end{cases}$$

$$(2b) \text{ FWR}_i = |x_i|$$

Média Móvel (MM) e Filtro Mediano (FM):

$$(3a) \text{ MM}_i = \text{MÉDIA}(x_{i-r}, x_{i-r+1}, \dots, x_{i-1}, x_i, x_{i+1}, \dots, x_{i+r-1}, x_{i+r})$$

$$(3b) \text{ FM}_i = \text{MEDIANA}(x_{i-r}, x_{i-r+1}, \dots, x_{i-1}, x_i, x_{i+1}, \dots, x_{i+r-1}, x_{i+r})$$

Integração Numérica (IN):

$$(4) \text{ IN}_i = \frac{1}{6} \sum_{j=0}^i (x_{j-1} + 4x_j + x_{j+1}) dt$$

Autocorrelação (AC) e correlação cruzada (CC):

$$(5a) \text{ AC}_j = \sum_{k=0}^{N-1} x_k x_{j+k}$$

$$(5b) \text{ CC}_j = \sum_{k=0}^{N-1} x_k y_{j+k}$$

Normalização em amplitude (NA):

$$(6) NA_j = \frac{x_j}{Y_{\max}}$$

Frequência Média (*Mean Frequency* – MNF), Frequência Mediana (*Median Frequency* – MDF) e Índice MNF/MDF:

$$(7a) MNF = \frac{\sum_{i=1}^M f_i P_i}{\sum_{i=0}^{M-1} P_i}$$

$$(7b) MDF = f_{\text{mediana}} \quad \text{com} \quad \sum_{i=1}^{f_{\text{med}}} P_i = \sum_{f_{\text{med}}}^M P_i = \frac{1}{2} \sum_{i=1}^M P_i$$

$$(7c) \text{Índice} = \frac{f_{\text{média}}}{f_{\text{mediana}}}$$

Adição de zeros ao sinal temporal amostrado:

$$(8) y_i = \begin{cases} x_i & \text{se } |m| < N/2 \\ 0 & \text{se } |m| \geq N/2 \end{cases}$$

Recebido: 19 nov. 2008

Aprovado: 9 nov. 2009

Endereço para correspondência

Arthur de Sá Ferreira

Laboratório de Análise do Movimento Humano (LAMH), Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação, Centro Universitário Augusto Motta (Unisuam)

Av. Paris, 72 – Bonsucesso

Rio de Janeiro-RJ

CEP 21041-020