

Instrumentação em Eletromiografia

Paulo Henrique Marchetti & Marcos Duarte

**Laboratório de Biofísica, Escola de Educação Física e Esporte, Universidade
de São Paulo. Av. Prof. Mello de Moraes, 65, 05508-030, São Paulo/SP**

Resumo

A eletromiografia é uma ferramenta importante na análise clínica da marcha e bastante utilizada para revelar informações relacionadas ao estado de ativação do músculo

Este capítulo tem como objetivo revisar conceitos relevantes à instrumentação e utilização da eletromiografia como ferramenta para a análise da marcha. De forma didática, o dividimos em duas sessões distintas: aquisição do sinal eletromiográfico e análise do sinal eletromiográfico. Introduzimos ainda, sessões informativas a respeito da padronização sobre instrumentação, tipos de eletromiógrafos e sites de pesquisa.

Sumário

1	ELETROMIOGRAFIA	3
1.1	AQUISIÇÃO DO SINAL ELETROMIOGRÁFICO	4
1.1.1	<i>Frequência de amostragem</i>	4
1.1.2	<i>Eletrodos</i>	4
1.1.3	<i>Amplificadores</i>	8
1.1.4	<i>Filtros</i>	11
1.1.5	<i>Conversor Analógico/Digital</i>	14
1.2	ANÁLISE DO SINAL ELETROMIOGRÁFICO	16
1.2.1	<i>Análise no domínio do tempo</i>	16
1.2.1.1	<i>Retificação</i>	16
1.2.1.2	<i>Envoltório Linear</i>	16
1.2.1.3	<i>Root mean square (RMS)</i>	17
1.2.1.4	<i>Integração</i>	18
1.2.2	<i>Normalização</i>	19
1.2.3	<i>Análise no domínio de frequências</i>	22
1.2.3.1	<i>Transformada Rápida de Fourier e Densidade Espectral de Energia</i>	22
2	RECOMENDAÇÕES DO ISEK	24
3	SITES DE PESQUISA NA INTERNET	27
4	REFERÊNCIAS	28

1 Eletromiografia

Eletromiografia é 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 (EMG) 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 dos sinais (ENOKA, 2000).

A eletromiografia é uma ferramenta importante na análise clínica da marcha, fornecendo informações relevantes sobre o *timing* de ativação da musculatura envolvida no movimento, a intensidade de sua ativação, a duração de sua atividade e a variabilidade ciclo a ciclo.

Deste modo, este capítulo tem como objetivo revisar conceitos relevantes à instrumentação e utilização da eletromiografia como ferramenta para a análise da marcha. De forma didática, o dividimos em duas sessões distintas: aquisição do sinal eletromiográfico e análise do sinal eletromiográfico. Introduzimos ainda, sessões informativas a respeito da padronização sobre instrumentação, tipos de eletromiógrafos e sites de pesquisa.

1.1 Aquisição do sinal eletromiográfico

O sinal EMG é adquirido por um eletromiógrafo que tipicamente está acoplado a um computador. O sinal EMG captado no corpo humano é um sinal analógico (um sinal contínuo no tempo) que então deve ser convertido para sinal digital (um sinal discreto, que é definido somente para certos intervalos de tempo), para poder ser registrado pelo computador. Para tanto, certos parâmetros devem ser ajustados na aquisição do sinal EMG, dependendo da tarefa e objetivos para posterior análise. Os principais parâmetros são: frequência de amostragem, componentes como eletrodo, amplificadores, filtro, conversor analógico/digital, além do equipamento de armazenagem dos dados (computador).

1.1.1 Frequência de amostragem

O SENIAM (acrônimo para o consórcio europeu *Surface EMG for the Non-Invasive Assessment of Muscles*) define amostragem como sendo a 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 analógico. Um sinal analógico, reproduzido digitalmente com uma baixa frequência de amostragem, pode não conter todas as informações relevantes.

O teorema de Nyquist ou Shannon propõe que para a correta reconstrução digital do sinal EMG, deve-se utilizar uma frequência de amostragem de, no mínimo, o dobro de sua maior frequência. O sinal EMG de superfície pode ter frequências de até cerca de 400 a 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; HERMENS, FRERIKS, DISSELHORST-KLUG e RAU, 2000).

1.1.2 Eletrodos

Os eletrodos são dispositivos de entrada e saída de corrente em um sistema elétrico. O eletrodo é o local de conexão entre o corpo e o sistema de aquisição,

devendo ser colocado próximo o bastante do músculo para que este possa captar sua corrente iônica. A área da interface eletrodo-tecido é chamada de superfície de detecção, comportando-se como um filtro passa-baixa cujas características dependem do tipo de eletrodo e do eletrólito utilizado (DE LUCA, 1997).

Existem diversos tipos de eletrodos, delineados para diferentes tipos de aquisição, tarefa, natureza da pesquisa e músculo específico. Em se tratando de músculos profundos ou pequenos, utilizam-se eletrodos de fio ou de agulha, pois esses possuem pequena área de detecção e são limitados nos estudos de unidades motoras. Para análise das unidades motoras, utilizam-se eletrodos de agulha, pois possuem menor área de detecção, embora sejam críticos em atividades de contração forçada ou por influência considerável de dor (DE LUCA, 1997).

Muitos outros tipos de eletrodos têm sido confeccionados para diferentes propostas, como eletrodos de “malha” (*array*), utilizados para aquisição das características de propagação dos potenciais de ação das fibras musculares. Entretanto, neste texto serão enfatizados apenas os eletrodos superficiais, por sua aplicabilidade ao contexto em questão.

Os eletrodos superficiais são aderidos à pele, constituindo uma superfície de detecção que capta a corrente na pele através da interface pele-eletródo. São geralmente compostos por um sistema Ag-AgCL associado a um gel condutor (eletrólito). Contudo, qualquer combinação metal/gel que permita reação eletrolítica pode servir (DE LUCA, 1997).

O SENIAM (HERMENS *et al.*, 2000) recomenda a utilização de eletrodos Ag/AgCL associado a um gel condutor, que promove uma transição estável com relativo baixo ruído, possuindo, desta forma, um comportamento estável em função do tempo (reações químicas em sua interface com a pele).

O sinal EMG pode ser adquirido, não necessariamente por um simples eletrodo, mas pode resultar de uma combinação dos sinais advindos de vários detectores, podendo, deste modo, ser classificado como monopolar, bipolar e sistema multipolar (DUCHENE e GOUBEL, 1993) (FIGURA 1). A configuração monopolar é grandemente utilizada quando se adquire um sinal simples e associada a este, se faz necessária a utilização de um eletrodo de referência, longe o bastante do eletrodo ativo para evitar perturbações no campo elétrico das vizinhanças do local de aquisição. A razão sinal/ruído torna-se pobre e a seletividade dramaticamente diminuída, portanto possuem sérias implicações, principalmente em mensurações de

velocidade de propagação. Este tipo de configuração monopolar é freqüentemente utilizado em análises gerais do sinal EMG, quando o objetivo é comparar a morfologia interna e sinais externos ou mesmo, quando o músculo é muito pequeno ou estreito para configurações bipolares (DUCHENE e GOUBEL, 1993).

Eletrodos com configuração bipolar são os mais utilizados em estudos que envolvem exercícios de contração voluntária, ou sob condições de estimulação elétrica. O principal interesse em tal configuração está relacionado aos benefícios de uma alta taxa de rejeição de modo comum, para um moderno sistema de amplificação diferencial. A detecção diferencial é empregada para eliminar potencialmente grandes ruídos das linhas de força, sendo sua premissa simples. O sinal é detectado em dois locais, onde a circuitaria eletrônica subtrai e então amplifica sua diferença. Como resultado, qualquer sinal que é comum a ambos os locais de detecção será removido, e os sinais que são diferentes nos dois locais serão amplificados (DE LUCA, 1997).

Normalmente são utilizados eletrodos superficiais passivos, isto é, que não possuem amplificação no próprio eletrodo. Este tipo de eletrodo apenas detecta o sinal EMG e o envia ao condicionador (amplificador associado ao filtro analógico). Entretanto, em atividades dinâmicas, onde se adiciona o ruído advindo do movimento dos cabos, faz-se interessante o uso de eletrodos ativos, que realizam a amplificação do sinal detectado antes de ser enviado ao condicionador. Esses eletrodos possuem um pré-amplificador diferencial que subtrai e amplifica o sinal EMG, tornando, desta forma, o movimento dos cabos menos significativo.

A geometria do eletrodo é um outro aspecto crítico do aparato eletrônico utilizado na obtenção do sinal EMG.

Dois pontos principais devem ser considerados quanto à escolha do eletrodo, sendo a primeira relacionada à distância entre as superfícies de detecção. Esta distância inter-eletrodos é definida como a distância de centro a centro entre as áreas condutivas dos mesmos, afetando o comprimento de banda das freqüências e a amplitude do sinal EMG. Uma pequena distância altera o comprimento de banda para altas freqüências e diminui a amplitude do sinal EMG. Por esta razão, a distância pode ser fixada para comparações quantitativas entre aquisições feitas dentro ou entre músculos. Preferivelmente, a superfície de detecção pode ser montada em uma plataforma fixa, não sendo necessário separar as superfícies de detecção por grandes espaços (DELSYS, 2006). A recomendação da distância entre

eletrodos proposta pelo SENIAM (HERMENS *et al.*, 2000) é de 20 mm (de centro a centro).

O segundo ponto a ser considerado é o tamanho e a forma das superfícies de detecção. 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 *cross-talk* de outros músculos (DELSYS, 2006; HERMENS *et al.*, 2000).

Em se tratando da qualidade de aquisição do sinal EMG por parte dos eletrodos, faz-se necessário minimizar a influência da impedância pele/eletrodo. Deste modo, certos cuidados devem ser tomados, tais como limpeza da pele, remoção dos pêlos e leve abrasão para remoção de células mortas (WINTER, 1990; HERMENS *et al.*, 2000).

O local e posicionamento dos eletrodos podem ter grande interferência na qualidade do sinal EMG. Portanto, se faz relevante a discussão de tais aspectos, considerados fundamentais:

- **Localização do eletrodo com relação ao ponto motor.** Define-se ponto motor como o local no músculo onde a introdução de mínima corrente elétrica causa um perceptível estímulo nas fibras musculares superficiais. Este ponto, usualmente, mas não sempre, corresponde a parte da zona de inervação em um músculo possuindo grande densidade neural, dependendo da anisotropia do músculo nesta região. Sob o ponto de vista da estabilidade do sinal EMG, um ponto motor fornece um péssimo local para a detecção do sinal EMG (para eletrodos diferenciais), pois nesta região os potenciais de ação viajam em ambas as direções, assim, as fases positivas e negativas dos potenciais de ação podem ser subtraídos, cancelando-se. O SENIAM (HERMENS *et al.*, 2000) propõe que o eletrodo seja colocado entre o ponto motor e o tendão distal do músculo avaliado.
- **Formas de Interferência do sinal EMG.** Existem três formas principais de interferência do sinal EMG, que estão relacionadas ao batimento cardíaco, aquisição do sinal EMG de músculos vizinhos (*cross-talk*) e artefatos eletromecânicos (movimentos do equipamento/cabo e influência da rede elétrica).
- **Direção do eletrodo em relação às fibras musculares.** 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 EMG (HERMENS *et al.*, 2000). Quando assim arranjadas, ambas as superfícies de detecção interacionam-se, com a maioria dessas mesmas fibras musculares.

- **Eletrodo de referência.** Quanto ao eletrodo de referência, o SENIAM (HERMENS *et al.*, 2000) recomenda que sejam utilizadas, dependendo dos músculos analisados, as regiões do punho, tornozelo ou processo espinal C7.

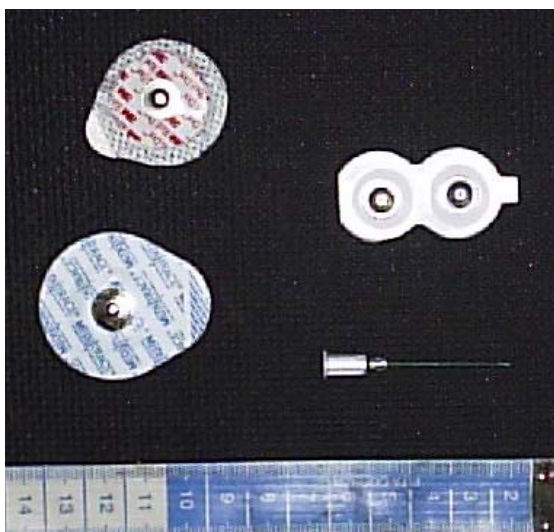


FIGURA 1. Diferentes tipos de eletrodos comerciais.

1.1.3 Amplificadores

Em função da baixa amplitude do sinal EMG durante a aquisição, faz-se necessário amplificar o sinal para posterior processamento. Entretanto, cuidados devem ser tomados para que não se modifique suas características. 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 de modo comum, impedância de entrada, *input bias current* e largura de banda.

O **ruído** é qualquer sinal EMG não desejado ao longo do sinal detectado e pode resultar de fontes distantes, tais como linhas de força, outros aparelhos e músculos vizinhos. A detecção bipolar fornece um método de remover o ruído, desde que o sinal ruidoso possa idealmente ser idêntico em ambos os eletrodos. A redução do nível de ruído também pode ser alterada pela redução da impedância da pele, permitindo menor impedância de entrada. Eletrodos associados a

amplificadores (eletrodos ativos) podem reduzir a contaminação do sinal EMG, principalmente em tarefas dinâmicas.

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) (FIGURA 2).

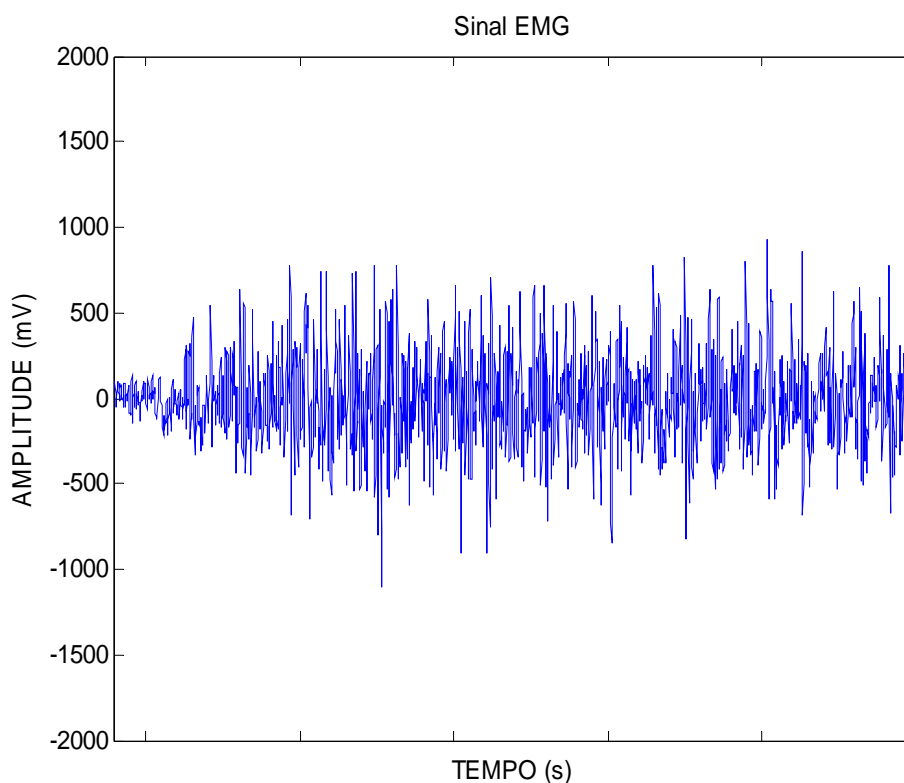
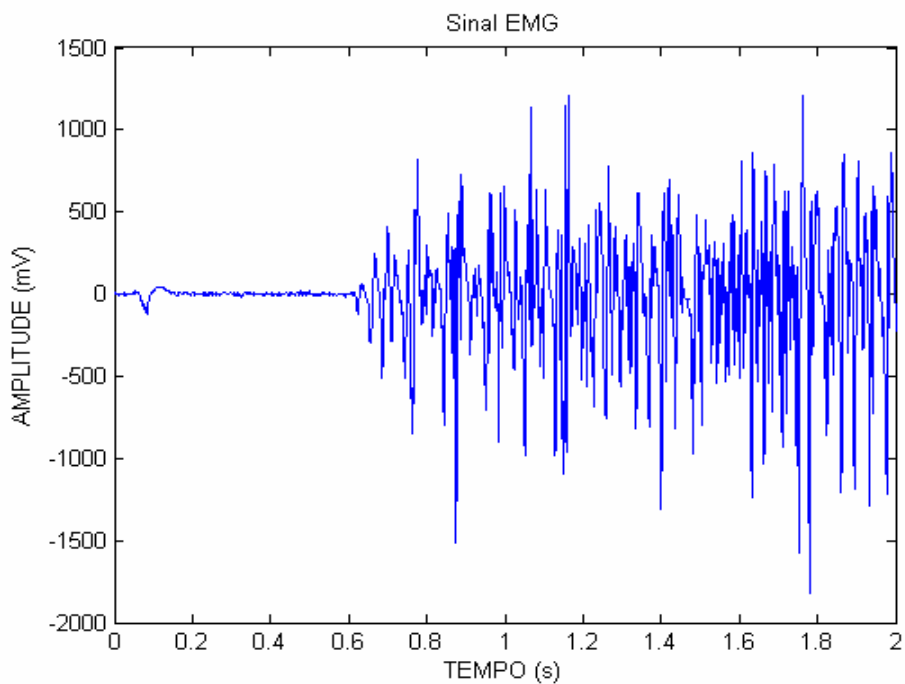


FIGURA 2. Exemplo de sinal EMG com um boa razão sinal/ruído (acima), e com um sinal EMG ruidoso com baixa razão sinal/ruído (abaixo).

O **ganho** caracteriza-se pela quantidade de amplificação aplicada ao sinal EMG. Todos os amplificadores possuem limites em sua variação de freqüências. A região de freqüências de trabalho é denominada de largura de banda do amplificador, portanto, os sinais EMG dentro desse intervalo de freqüências são adquiridos, enquanto que outras freqüências são suprimidas ou eliminadas. Em movimentos rápidos, por exemplo, pode ser necessário aumentar as freqüências de corte, porque os artefatos do movimento podem conter componentes de alta freqüência. Isto pode ser feito sem eliminar o sinal EMG útil, desde que com freqüências 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).

A mensuração da habilidade de um amplificador diferencial em eliminar o sinal de modo comum chama-se **taxa de rejeição de modo comum** (*common mode rejection ratio*, CMRR). O sinal de modo comum é aquele detectado em ambos os eletrodos, tais como interferências da rede elétrica, músculos distantes ou batimentos cardíacos, considerados ruídos. Quanto mais alta a CMRR, melhor o cancelamento do sinal de modo comum. Um CMRR de 32.000 vezes ou 90 decibéis¹ (dB) é geralmente suficiente para suprimir ruídos elétricos (DELSYS, 2006).

Pelo corpo possuir alta condutância devido às concentrações de íons movendo-se livremente, os tecidos causam uma variação da resistência de 100 a 1000 Ω , e podem ser consideradas fontes de impedância. O **input bias current** é a mínima corrente constante requerida para manter o amplificador ativo, e qualquer corrente do sinal EMG menor que essa não é amplificada (DELSYS, 2006).

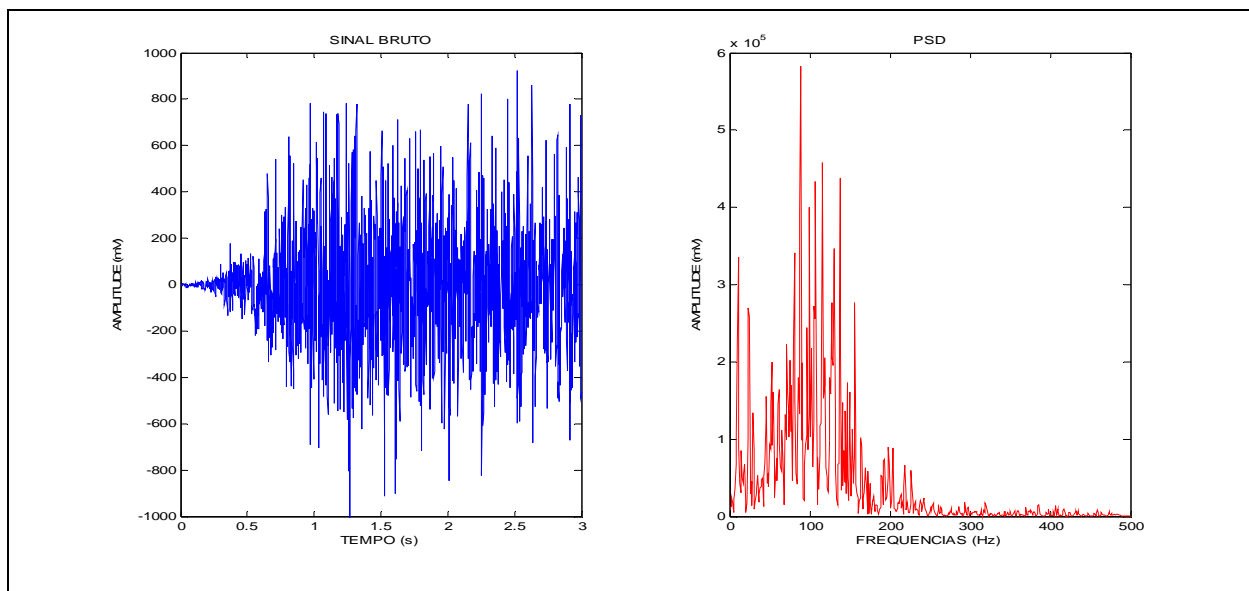
¹ Decibel: escala de medida logarítmica. A amplitude A de um sinal em relação a uma amplitude de referência A_0 pode ser expressa em decibel como $\text{dB} = 20\log(A/A_0)$, onde log é o logaritmo na base 10. Por exemplo, se $A = 1.000.000$ é a amplitude de saída do sinal em um amplificador e $A_0 = 10$ é a amplitude de entrada do sinal no amplificador, o fator de amplificação em decibel é dado por $20\log(1.000.000/10) = 100 \text{ dB}$.

1.1.4 Filtros

O filtro é um dispositivo designado para atenuar variações específicas de freqüências (FIGURA 3). Os filtros 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 do sinal é utilizada quando este foi distorcido de alguma forma. Portanto, a proposta dos filtros é permitir a passagem de algumas freqüências inalteradas e atenuar outras (KONRAD, 2005).

Os filtros podem ser analógicos ou digitais, e podem ser implementados tanto em sinais analógicos (variação de voltagem), quanto em digitais, onde os sinais analógicos são amostrados e representados por uma matriz numérica.

Os filtros analógicos são baratos, rápidos, possuem grande variação dinâmica em amplitude e freqüências, e são relacionados ao condicionamento do sinal. Estes são caracterizados como circuitos eletrônicos e seus componentes fundamentais são os resistores, capacitores e indutores. O uso adicional de amplificadores é utilizado comumente para aumentar a *performance* dos filtros. Entretanto, os filtros digitais são superiores em seu nível de *performance* e muito requisitados para a análise dos dados após sua digitalização (KONRAD, 2005; DELSYS, 2006).



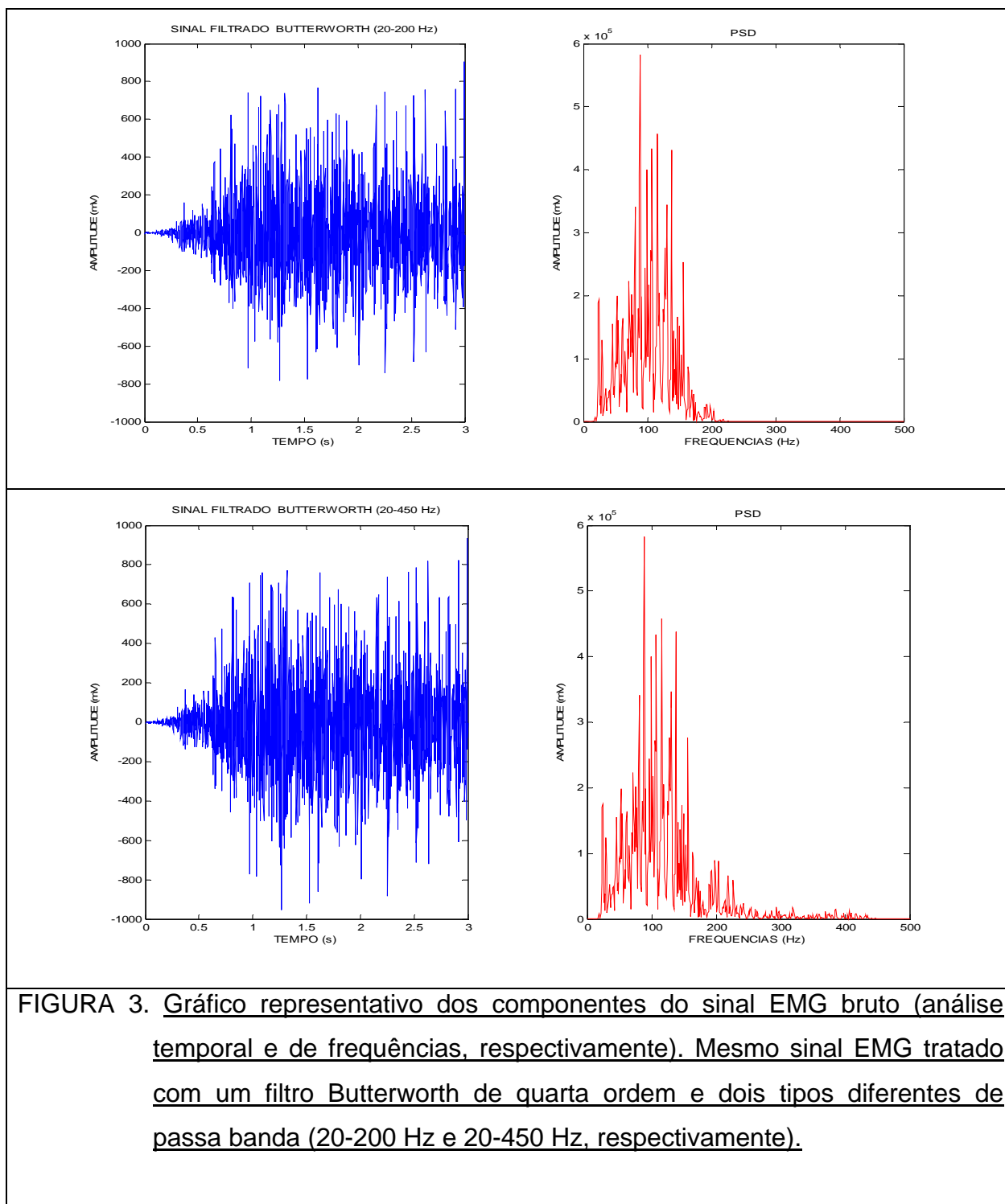


FIGURA 3. Gráfico representativo dos componentes do sinal EMG bruto (análise temporal e de freqüências, respectivamente). Mesmo sinal EMG tratado com um filtro Butterworth de quarta ordem e dois tipos diferentes de passa banda (20-200 Hz e 20-450 Hz, respectivamente).

Em geral, há quatro comportamentos de filtro que podem ser utilizados em eletromiografia: filtros passa-alta (*high pass*), onde todas as freqüências abaixo da freqüência de corte (F_c) são atenuadas a zero; filtros passa-baixa (*low pass*), onde todas as freqüências maiores que F_c são atenuadas a zero; filtro rejeita banda (*stop band*), onde todas as freqüências maiores que F_{c1} e menores que F_{c2} são atenuadas a zero; e filtros passa-banda (*band pass*), que permitem que as

freqüências menores que $Fc1$ e maiores do que $Fc2$ sejam atenuadas a zero (DELSYS, 2006).

Para a seleção de um filtro apropriado, deve-se observar o limite de variação de freqüências 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).

Um fundamento adicional que descreve as características do comportamento do filtro é o comprimento de sua banda de transição (*transition band*), que pode ser caracterizada por sua ordem (DELSYS, 2006). A ordem do filtro define o rigor do mesmo, que é caracterizado pela sua banda de transição. O filtro de primeira ordem atenua bandas de transição com valores de sinal de entrada de 20 dB/década (para cada alteração de dez vezes dos valores de freqüência). Portanto, este filtro pode reduzir a amplitude do sinal de entrada em 1/10 para cada década de aumento de freqüências. A mesma atenuação da curva pode ser expressa como 6 dB/oitava, onde oitava refere-se quando os valores de freqüência dobram. Um filtro de segunda ordem atenua 40 dB/década ou 12 dB/oitava. Geralmente, o filtro analógico de segunda ordem é composto de dois filtros de primeira ordem em série.

Para o processamento dos sinais EMG, utiliza-se com maior freqüência certos tipos de filtros, escolhidos em função dos diferentes parâmetros que podem aperfeiçoar certas características a expensas de outras. O termo *ripple*, utilizado na caracterização dos filtros reais, é definido por uma zona de transição da amplitude de freqüências das extremidades e das bandas.

Na prática, freqüentemente são utilizados diferentes tipos de filtros, alguns envolvidos com o próprio condicionamento do sinal (implicando o uso de filtros analógicos que variam sua voltagem) e, outros, necessários para a análise dos dados, uma vez que estes foram digitalizados (filtro digital, onde os sinais analógicos são amostrados e representados por uma matriz numérica). O filtro analógico desempenha importante papel na circuitaria analógica, sendo importante notar que estes filtros são comumente usados em estágios de condicionamento do sinal, antes de qualquer digitalização. O condicionamento do sinal refere-se à modificação do sinal para a proposta de facilitar sua interação com outros componentes, circuitos e sistemas. Geralmente, isto pode envolver a retirada do ruído ou a redução do comprimento de banda para simplificar qualquer processo de análise (DELSYS, 2006).

Uma consideração importante quanto ao uso dos filtros para o alisamento do sinal EMG baseia-se em um atraso de fase gerado pelo processamento, que pode ser removido se realizada a filtragem e depois, o procedimento repetir-se em sua ordem inversa. Somado a isso, filtros digitais distorcem os dados em seu início e final, portanto, para minimizar tais distorções, é ideal coletar um tempo maior do sinal EMG (ROBERTSON, 2004; STERGIOU, 2004).

Quanto aos tipos de filtro comumente utilizados pode-se citar o *Butterworth* que é o melhor filtro para a máxima resposta plana na transmissão do passa-banda e minimiza seu *ripple*. Esse filtro é mais bem ajustado para aplicações que requerem a preservação da linearidade da amplitude na região de passa-banda, sendo, portanto, um candidato ideal ao condicionamento do sinal EMG. Esse filtro é completamente especificado pelo seu ganho máximo do passa-banda, frequência de corte e ordem do filtro. O filtro *Chebyshev* possui uma vantagem a expensas de um visível *ripple* nas regiões de passa-banda. O filtro *Elíptico*, comparado aos anteriores, mantém a inclinação da curva de corte para as menores ordens do filtro. A magnitude de resposta do filtro *Bessel* é monotônica e alisada, sem *ripples* em sua banda de transmissão ou *stop band*. A principal vantagem desse filtro é sua excepcional linearidade de fase (DELSYS, 2006).

As recomendações do SENIAM (HERMENS *et al.*, 2000) com relação à utilização dos filtros analógicos são:

- Passa-Baixa: com frequência de corte de 500 Hz, aplicado para promover uma atenuação dos componentes de frequências e ruído.
- Passa-Alta: com frequência de corte menor que 10 Hz para a análise espectral e 10-20 Hz para a análise do movimento.

Entretanto, o padrão recomendado pela DELSYS (2001) é de um filtro passa-banda de 20-450 Hz, para a aquisição do completo espectro do sinal EMG.

1.1.5 Conversor Analógico/Digital

A maioria dos sinais encontrados na natureza são contínuos. Conversores analógico / digitais (ADC) e digitais / analógicos (DAC) são processos que permitem computadores digitais registrarem e gerarem estes sinais. A informação digital é diferente do sinal contínuo, pois possui dois componentes importantes, sua

amostragem e sua quantização. Ambos restringem o quanto de informação um sinal digital pode conter (KONRAD, 2005).

O processo de digitalização de um sinal EMG analógico é realizado por conversores analógico / digital (*analog-to-digital converter*, ADC). Estes dispositivos são componentes comuns dos equipamentos eletrônicos e são utilizados para capturar sinais de voltagem (analógico) e expressar a informação em formato numérico (digital). Uma vez digitalizada, a informação pode ser processada pelo *software* e *hardware* para alcançar objetivos específicos. O processo de digitalização impõe limites inerentes ao grau de precisão, contudo, se a tarefa é representar corretamente o sinal original, este então, pode ser reconstruído sem perda de informação (DELSYS, 2006).

Utiliza-se o conceito de quantização quando os valores dos dados podem ser representados por um limitado número de dígitos. No caso de computadores, estes valores são descritos como dígitos binários (*bits*²). Todos os ADC possuem um número fixo de *bits* para quantificar a voltagem do sinal de entrada detectado. O mais comum é a utilização de resoluções em torno de 8, 12 e 16 *bits*. A digitalização do sinal de voltagem (analógico) é especificada por um intervalo particular, definido por uma voltagem de entrada máxima e mínima. Por definição, este intervalo é dado pelo esquema de quantização *n-bit*, e a precisão ou resolução do ADC pode ser caracterizado pela seguinte equação:

$$V \text{ resolução} = V \text{ intervalo} / (2^n)$$

Esta inerente limitação do esquema de representação de números discretos é considerada como erro de quantização da mensuração do processo, sendo importante garantir que este erro não interfira na acurácia do sinal avaliado. Portanto, a escolha do ADC deve levar em consideração três fatores determinantes: o ganho do sistema, o ruído de entrada e a voltagem máxima de saída do sistema (DELSYS, 2006).

² Bit – dígito binário, algarismo do sistema binário que somente pode assumir as formas de 0 e 1.

1.2 Análise do sinal eletromiográfico

Uma vez adquirido o sinal EMG, existem muitos métodos de processamento que podem ser utilizados para a interpretação dos dados. Duas importantes características do sinal EMG são a frequência e a amplitude. Duas formas comuns para representar tais informações contidas nos sinais podem ser chamadas de análise no domínio temporal e no domínio de frequências (ROBERTSON, 2004).

1.2.1 Análise no domínio do tempo

A informação representada no domínio temporal descreve quando algo ocorre e qual a amplitude de sua ocorrência. Cada amostra do sinal indica o que está acontecendo em determinado instante, e o nível de tal evento. A amplitude é um indicador da magnitude da atividade muscular, produzida predominantemente por aumentos na atividade das unidades motoras e em sua taxa de disparo (ROBERTSON, 2004).

O sinal EMG adquirido durante uma atividade, em função do tempo, pode ser quantificado por diversas formas de processamento, entre elas o envoltório linear, retificação, RMS e integração (DE LUCA, 1997).

1.2.1.1 Retificação

A retificação consiste em tomar o valor absoluto do sinal EMG, ou seja, rebater as fases negativas (*full-wave*) ou remover os valores negativos do sinal bruto (*half-wave*). Pela retificação em *full-wave* utiliza-se o valor absoluto do sinal EMG, retendo sua energia (FIGURA 4).

1.2.1.2 Envoltório Linear

Quando o nível de atividade está sendo investigado, o sinal retificado pode ser alisado por um filtro passa-baixa para suprimir flutuações de alta frequência, permitindo uma avaliação clara da amplitude do sinal EMG (envoltório linear) (FIGURA 4).

O envoltório linear é um tipo de média móvel que indica a magnitude do sinal EMG. A exata seleção das frequências de corte são arbitrárias e dependem de sua aplicação, embora existam recomendações entre 3 a 50 Hz (ROBERTSON, 2004). Em atividades de curta duração, geralmente usa-se frequências de corte em torno de 10 Hz, embora a resolução das características das altas frequências do sinal seja atenuada.

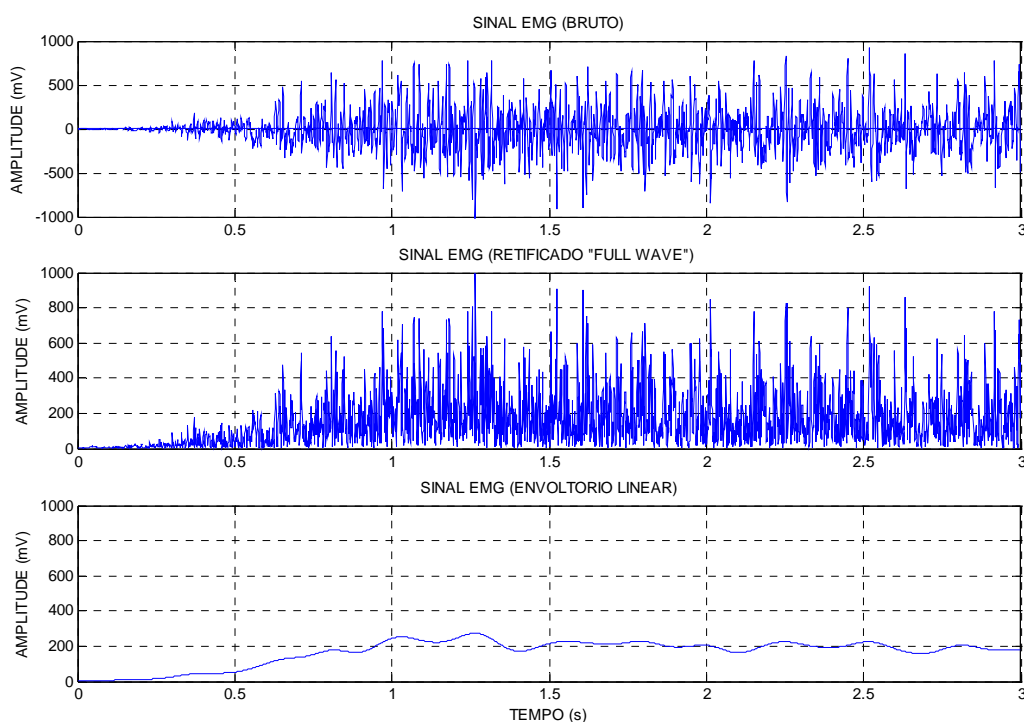


FIGURA 4. Gráfico representativo do sinal EMG bruto, retificado (full wave) e o envoltório linear (5 Hz).

1.2.1.3 Root mean square (RMS)

Uma das técnicas que avalia o nível de atividade do sinal EMG é chamado de *root mean square* (RMS). Esta forma de processamento não requer retificação, pois a amplitude do sinal EMG é elevada ao quadrado.

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i^2}$$

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) (FIGURA 5).

A recomendação feita pelo SENIAM (HERMENS *et al.*, 2000) para a determinação das janelas (para contrações não dinâmicas) é definida pela ativação muscular associada pelo percentual da contração voluntária máxima (CVM):

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

1.2.1.4 Integração

Um integrador é um equipamento (ou algoritmo computacional) que soma a atividade em um período de tempo. Caso o equipamento não seja ajustado à zero (reset), os totais continuam a se acumular. O sinal EMG integrado (IEMG) é também utilizado para avaliar o nível de atividade. O IEMG é a área sobre a curva retificada (FIGURA 5). Entretanto, o IEMG não discrimina ruído ou sinal EMG, e a retificação que antecede a integração distorce a informação (ROBERTSON, 2004).

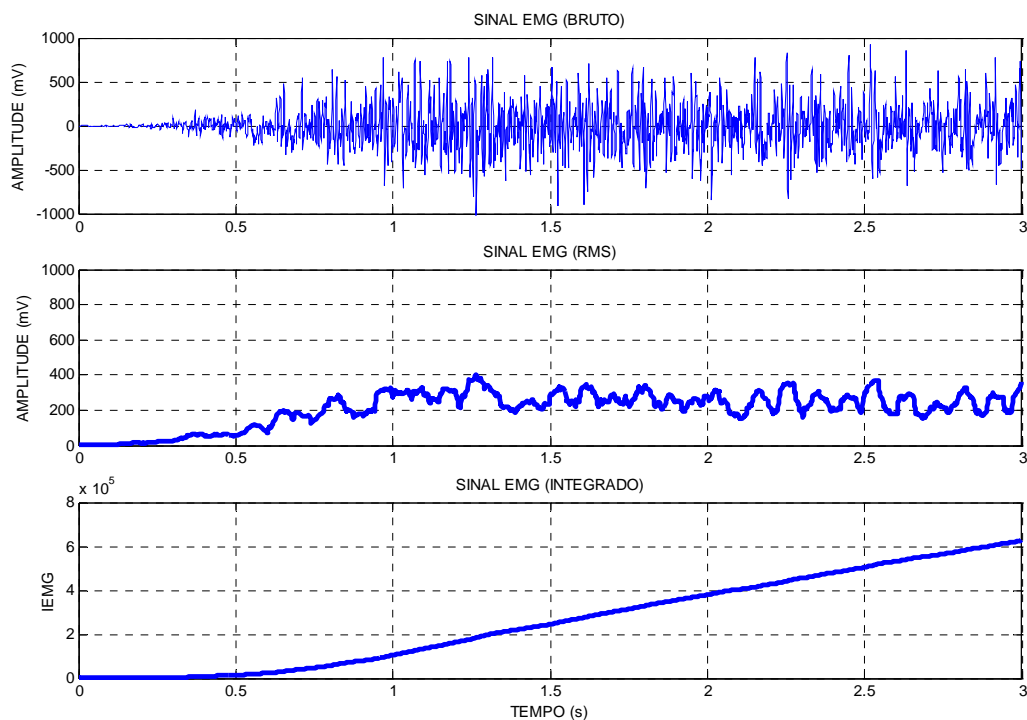


FIGURA 5. Gráfico representativo do sinal EMG bruto, RMS (janela de 100 ms) e integrado.

1.2.2 Normalização

As características da amplitude e frequência do sinal EMG de superfície têm se mostradas sensíveis a fatores intrínsecos (tipo de fibra muscular, profundidade, diâmetro, localização dos eletrodos, quantidade de tecido entre o músculo e o eletrodo) e extrínsecos (localização, orientação da área e forma dos eletrodos, assim como a distância entre eles). Portanto, a amplitude do sinal EMG não pode ser analisada diretamente.

Para se analisar e comparar sinais EMGs de diferentes indivíduos, músculos ou aquisições, faz-se necessário a utilização de técnicas de normalização, sendo esta uma 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).

Pela conhecida variabilidade do sinal, não somente entre sujeitos, mas também entre tentativas, técnicas diferentes de normalização têm sido desenvolvidas para reduzi-lo. Existem diversas formas de se normalizar a amplitude do sinal EMG:

1. **Contração Voluntária Máxima Isométrica (CVMI)** – utiliza-se como referência para normalização o maior valor encontrado em uma contração isométrica máxima, para o músculo em questão (WINTER, 1990; BURDEN e BARLETT, 1999).
2. **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-se 100%, então, todo o sinal EMG é normalizado por esse valor. Robertson (2004) cita que esta seria a melhor forma para se normalizar contrações dinâmicas.
3. **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).
4. **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).

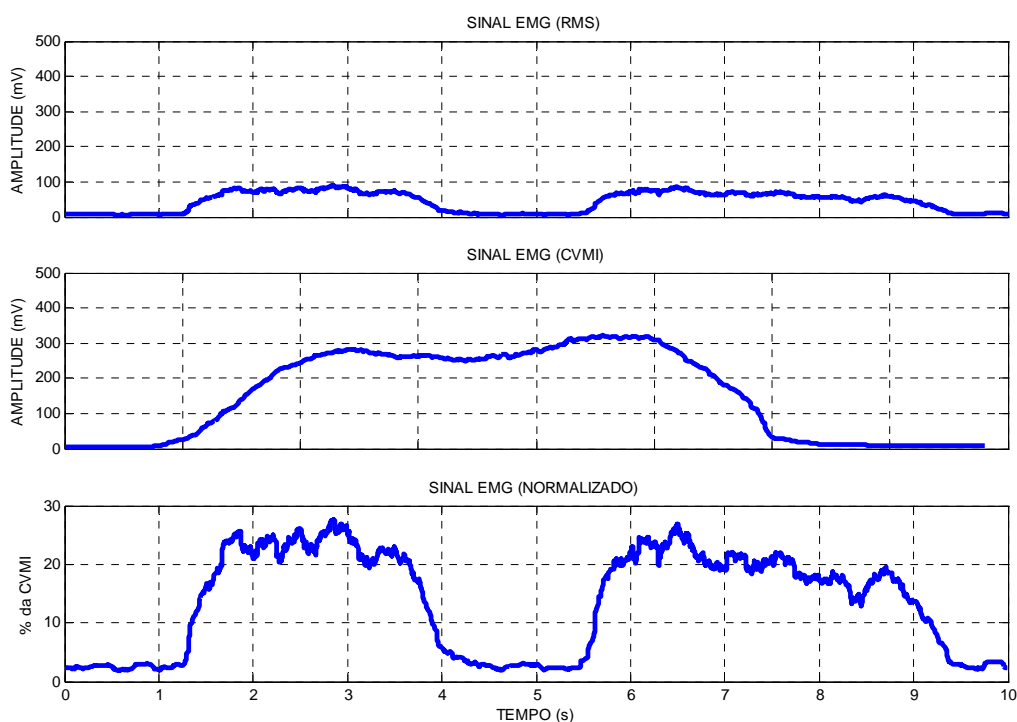


FIGURA 6. Gráfico demonstrativo do sinal EMG, o sinal EMG da Contração Voluntária Máxima Isométrica (CVMI) e o sinal EMG normalizado pelo valor máximo da CVMI.

Para movimentos cíclicos, como a marcha, 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 Barlett (1999) citam que em tarefas dinâmicas como a marcha, tem-se utilizado a CVMI como valor de referência. Contudo, é reconhecido que o valor de uma CVMI é menos confiável do que o valor obtido de uma contração isométrica submáxima. A FIGURA 7 apresenta o sinal EMG sendo normalizado de diferentes formas (pelo pico do sinal EMG, pela média do sinal EMG e através da CVMI).

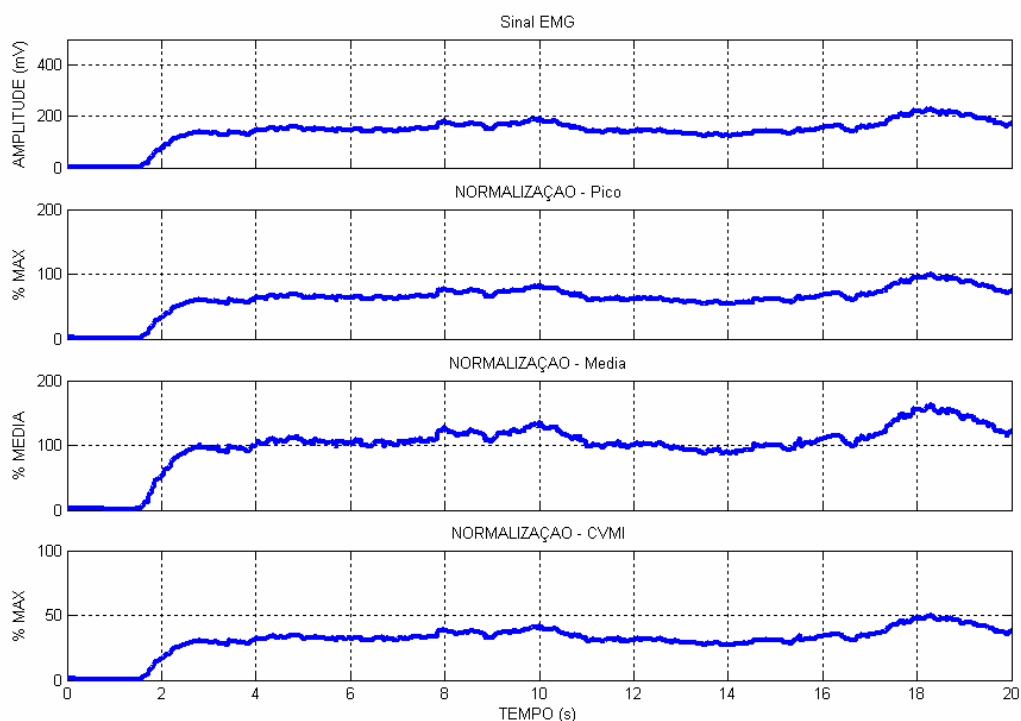


FIGURA 7 . Gráfico representativo do sinal EMG (filtrado e RMS) e diferentes formas de normalização (pico do sinal EMG, média do sinal EMG e pela contração voluntária máxima isométrica – CVMI).

1.2.3 Análise no domínio de freqüências

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

Enoka (2000) apresenta três características que influenciam o conteúdo de freqüências caracterizadas por: 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 freqüências do sinal EMG varia entre 1-500 Hz. Uma das principais razões para os potenciais de ação alterarem sua forma, são as diferentes distâncias entre as fibras ativas e o eletrodo. Quando a forma dos potenciais de ação se alteram, suas freqüências também mudam. Isto acontece freqüentemente em contrações até a fadiga, com um declínio dos potenciais de ação em amplitude e aumento em sua duração, alterando desta forma para a esquerda, o espectro de densidade de potência (*power spectrum density, PSD*), e conseqüentemente, modificando a média e a mediana das freqüências (ENOKA, 2000; HERMENS *et al.*, 2000).

1.2.3.1 Transformada Rápida de Fourier e Densidade Espectral de Energia

Geralmente, a análise de freqüências envolve a determinação do espectro de freqüências via Transformada Rápida de Fourier (FFT), e então obter a análise de densidade espectral de energia (PSD) (FIGURA 8). O PSD pode ser utilizado para calcular as freqüências médias e medianas e o comprimento de banda do sinal EMG (DE LUCA, 1997).

Técnicas de análise espectral são freqüentemente utilizadas para descrever as características das freqüências do sinal EMG. Para sinais EMG de superfície, as

freqüências do espectro possuem uma média de aproximadamente 120 Hz, e um valor da mediana em torno de 100 Hz (ROBERTSON, 2004) (FIGURA 8).

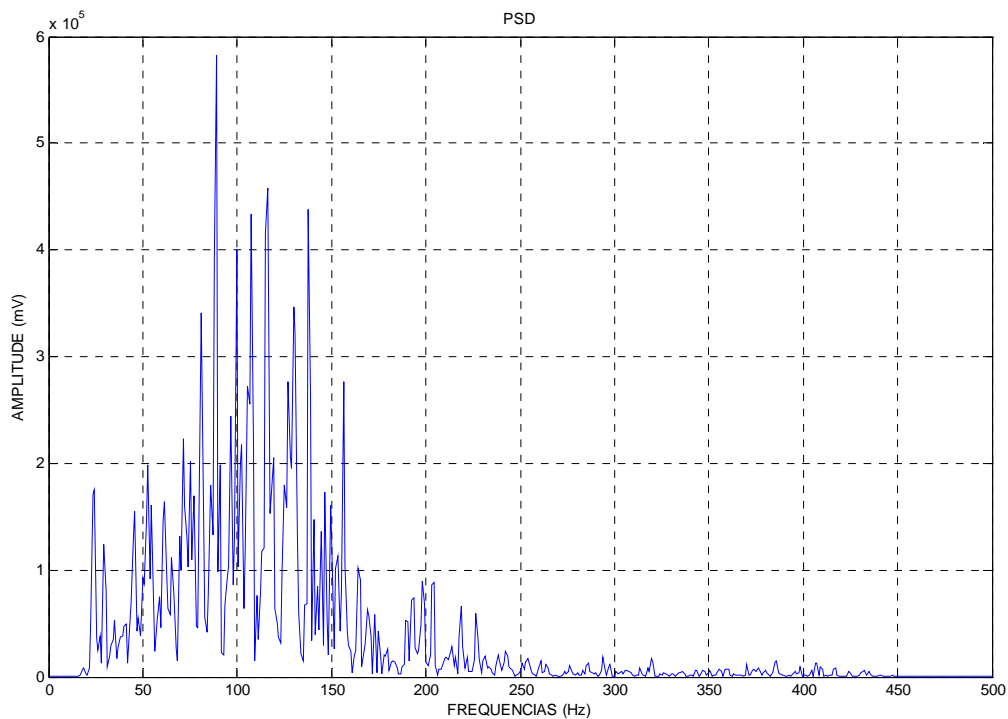


FIGURA 8. Gráfico representativo do PSD de um sinal EMG de superfície.

2 Recomendações do ISEK

A ISEK (International Society of Electrophysiology and Kinesiology) criou um documento denominado “Padrões para reportar os dados eletromiográficos”. Tais recomendações estão também publicadas no Journal of Electromyography and Kinesiology. A seguir estas recomendações são descritas.

ELETRODOS

ELETRODOS DE SUPERFÍCIE:

1. Material do eletrodo (Al/AgCl);
2. Forma do eletrodo (barra, disco, retangular, etc);
3. Tamanho (diâmetro, raio, largura x comprimento);
4. Uso de gel ou pasta, aplicação de álcool para limpeza da pele, abrasão da pele, remoção dos pêlos;
5. Distância entre eletrodos;
6. Localização dos eletrodos, orientação sobre os músculos com relação ao tendão, ponto motor e direção das fibras musculares.

ELETRODOS INTRAMUSCULARES (DE FIO):

1. Material do fio;
2. Único ou múltiplos fios;
3. Material de isolamento;
4. Comprimento da região exposta;
5. Método de inserção (agulha hipodérmica, etc);
6. Profundidade de inserção;
7. Localização da inserção no músculo;
8. Distância intereletrodos;
9. Tipo de eletrodo de referência utilizado, localização.

ELETRODOS INTRAMUSCULARES (DE AGULHA):

Tais eletrodos e suas aplicações podem ser descritos de acordo com o protocolo clínico padrão. O uso de eletrodos de agulha não padronizados pode ser totalmente

descrito incluindo material, tamanho, número e tamanho dos contatos condutivos na ponta, profundidade de inserção e localização no músculo.

DETEÇÃO DO SINAL EMG:

1. Monopolar, diferencial, bidiferencial, etc;
2. Impedância de entrada;
3. Taxa de rejeição de modo comum (Common Mode Rejection Ratio, CMRR);
4. Relação sinal – ruído (SNR);
5. Ganho utilizado;
6. Tipo de filtro (Butterworth, Chebyster, etc);
7. Freqüências de corte (passa alta e passa baixa);
8. Inclinação dos cortes.

RETIFICAÇÃO:

Pode ser especificado se o sinal analógico foi retificado por onda completa ou meia onda.

AMOSTRAGEM DO SINAL EMG PARA O COMPUTADOR:

1. É aconselhável que o sinal EMG bruto (após amplificação e filtragem) seja armazenado no computador para o processamento digital. A amostragem mínima aceitável é o dobro da maior freqüência de corte da banda do filtro utilizado.
2. Se a retificação e o alisamento com um filtro passa baixa é realizado com hardware antes da amostragem e armazenamento dos dados no computador, a freqüência de amostragem pode ser drasticamente reduzida porque o comprimento de banda é reduzido pelo envelope linear.
3. Número de bits, modelo, fabricante do conversor A/D.

NORMALIZAÇÃO:

1. Tipo de normalização (contração voluntária máxima, pico do RMS, etc);
2. Como os sujeitos foram treinados para obter a contração voluntária máxima;
3. Ângulo articular e/ou comprimento muscular;
4. Condições e ângulos de articulações associadas;
5. Taxa de aumento da força;

6. Velocidade de encurtamento e alongamento;
7. Variação angular articular ou comprimento muscular em contrações não isométricas;
8. Cargas aplicadas em contrações não isométricas.

PROCESSAMENTO DO SINAL EMG NO DOMÍNIO DE FREQUÊNCIAS (PSD):

1. Período de tempo utilizado para cada estimativa espectral;
2. Tipo de janela utilizada para a transformada de Fourier (retangular, Hamming, etc);
3. Algoritmo utilizado (FFT);
4. Adição de zeros, *zero padding*, (se houver) e a resolução da frequência resultante;
5. Equação utilizada para calcular a frequência mediana, frequência média;
6. Outras técnicas de processamento devem ser acompanhadas por total descrição científica.

3 Sites de Pesquisa na Internet

EMPRESAS	
NORAXON	http://www.noraxon.com
DELSYS	http://www.delsys.com
EMG System do Brasil	http://www.emgsystem.com.br
B & L Engineering	http://www.bleng.com
Mega Electronics Ltd.	http://www.meltd.fi
Motion Lab Systems, Inc.	http://www.motion-labs.com
Nicolet Biomedical/VIASYS Healthcare	http://www.viasyshc.com
RUN Technologies	http://www.runtech.com
Bortec Biomedical Ltd	http://www.bortec.ca
SOCIEDADES, UNIVERSIDADES E LABORATÓRIOS	
International Society of Electrophysiology and Kinesiology	http://isek.bu.edu
International Society of Biomechanics	http://www.isbweb.org
Laboratório de Biofísica - EEFEUSP	http://lob.incubadora.fapesp.br/portal
Boston University Medical Campus	http://www.bumc.bu.edu/Dept/Content.aspx?DepartmentID=60&PageID=8412

4 Referências

- BURDEN, A.; BARTLETT, R. Normalisation of EMG amplitude: an evaluation and comparison of old and new methods. **Medical Engineering & Physics**. 21:247-257. 1999.
- DE LUCA, C. J. Surface electromyography: detection and recording. 2002.
- 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 2006.
- 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.
- ENOKA, R. M. **Bases neuromecânicas da cinesiologia**. São Paulo: Manole. 2000.
- HERMENS, H. J.; FRERIKS, B. (2000). Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. **J Electromyogr Kinesiol**. 10(5): 361-74.
- KONRAD, P. The ABC of EMG. A practical introduction to kinesiological electromyography. Noraxon Inc. USA. 2005.
- ROBERTSON, D.G.E.; CALDWELL, G.E.; HAMILL, J.; KAMEN, G.; WHITTLESEY, S.N. **Research methods in biomechanics**. United States: Human Kinetics. 2004.
- STERGIOU, N. **Innovative analyses of human movement**. United States: Human Kinetics. 2004.

WINTER, D. A. **Biomechanics and motor control of human movement.** 2.ed.

Toronto: Wiley Interscience. 1990.