

Eletromiografia: uma breve revisão sobre os procedimentos de aquisição do sinal.

Electromyography: a brief review of the data acquisition procedures.

Paulo Henrique Marchetti ^(1,2), Marcos Duarte ⁽³⁾.

Resumo

Introdução: A eletromiografia é uma ferramenta importante na análise clínica e esportiva, e bastante utilizada para revelar informações relacionadas ao estado de ativação do músculo. **Objetivo:** O objetivo do presente estudo foi revisar os conceitos técnicos referentes aos procedimentos para aquisição do sinal eletromiográfico. **Método:** Foi conduzida uma revisão sistemática da literatura utilizando as seguintes palavras-chave: eletromiografia, processamento de sinais e instrumentação. **Conclusão:** Conclui-se que a eletromiografia é uma importante ferramenta para análise clínica e esportiva em diferentes condições estáticas e dinâmicas. Entretanto, cuidados com o correto processo de aquisição das informações, para cada condição, é fundamental para a fidedignidade das informações adquiridas.

Palavras-Chave: eletromiografia, instrumentação, controle motor.

Abstract

Introduction: Electromyography is a valuable tool in clinical analysis and sports, and commonly used to reveal information related to the muscle activation. **Objective:** The aim of the present study was to review the technical concepts related to the procedures for EMG signal acquisition. **Method:** We conducted a systematic review of the literature using the following key words: electromyography, instrumentation and signal processing. **Conclusion:** We concluded that electromyography is an important tool for clinical analysis and sports in both conditions (static and dynamic). However, it is fundamental, for the reliability of the acquired information, to deal with the data acquisition procedures very carefully in each experimental condition.

Keywords: Electromyography, instrumentation, motor control.

Artigo recebido em 17 de novembro de 2010 e aceito em 30 maio de 2011

1. Grupo de Pesquisa em Neuromecânica do Treinamento de Força (GNTF), Faculdade de Educação Física de Sorocaba, Sorocaba, Brasil;

2. Curso de Educação Física, Universidade Nove de Julho, Brasil;

3. Escola de Educação Física e Esporte, Universidade de São Paulo, Brasil.

Endereço para correspondência:

Paulo H. Marchetti. Rua Miguel Vaiano, 75 casa 17. São Paulo/SP, Brasil, 18055-340. Tel: 55 11 7823 1626. E-mail: dr.pmachetti@gmail.com

INTRODUÇÃO

Eletromiografia é uma técnica de monitoramento da atividade elétrica das membranas excitáveis, representando a medida da somatória dos potenciais de ação do sarcolema em voltagem em função do tempo⁽¹⁾. A eletromiografia é uma ferramenta importante em análises clínicas (ex: marcha), ergonômicas e esportivas, fornecendo informações relevantes sobre o instante de ativação da musculatura envolvida no movimento, a intensidade de sua ativação, a duração de sua atividade, fadigabilidade e a variabilidade ciclo a ciclo⁽¹⁾. A eletromiografia inclui técnicas associadas à captação, amplificação, filtragem, aquisição por computador, quantificação, análise e interpretação da atividade elétrica muscular⁽²⁻⁴⁾.

O sinal eletromiográfico (EMG) é somação algébrica de todos os sinais detectados em certa área, podendo ser afetado por propriedades musculares, anatômicas e fisiológicas^(5, 6), assim como pelo controle do sistema nervoso periférico e a própria instrumentação utilizada para a aquisição dos sinais^(7, 8). Portanto, cuidados com o correto processo de aquisição das informações, para cada condição, é fundamental para a fidedignidade das informações adquiridas. Assim, o presente trabalho teve como objetivo revisar os conceitos técnicos referentes aos procedimentos para aquisição do sinal eletromiográfico.

MÉTODO

O presente trabalho foi realizado a partir de uma revisão bibliográfica. Para a elaboração do presente texto, foram selecionados artigos nacionais e internacionais; sem restrição de data. Os termos-chave utilizados no idioma português foram: eletromiografia, processamento de sinais e instrumentação. Os mesmos termos foram traduzidos para o inglês.

REVISÃO DE LITERATURA

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 no 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).

Frequência de amostragem

O SENIAM (acrônimo para o consórcio europeu "Surface EMG for the Non-Invasive Assessment of Mus-

cles) define amostragem como sendo a leitura de um valor do sinal em certo instante específico. A definição da frequência de amostragem possui 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^(9, 10).

O teorema de amostragem Nyquist-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. Tipicamente, 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^(9, 11).

Eletrodos

Em geral, eletrodos são dispositivos de entrada e saída de corrente em um sistema elétrico; no caso da eletromiografia, eletrodos são apenas para captação (entrada) de sinais. Segundo De Luca (1997) 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. O local exato de localização do eletrodo sobre o músculo é crítico para melhor captação e deve ser próxima ao ponto motor deste músculo, embora não deva ficar exatamente sobre o ponto motor⁽¹¹⁾. A área de 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⁽¹²⁾.

Existem diversos tipos de eletrodos, delineados para diferentes tipos de aquisição, tarefa, natureza de 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 aos estudos de unidades motoras individuais⁽²⁾. 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⁽¹²⁾. 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.

Os eletrodos superficiais são aderidos à pele, constituindo uma superfície de detecção que capta a corrente na pele através da interface pele-eletrodo. São geralmente compostos por um sistema Ag-AgCl associado a um gel condutor (eletrólito). Contudo, qualquer com-

binção metal/gel que permita reação eletrolítica pode servir⁽¹²⁾. O SENIAM⁽¹¹⁾ 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⁽¹³⁾. A configuração monopolar é 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, visando 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 utilizada 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⁽¹³⁾. 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. 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⁽¹²⁾.

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, é 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 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 mes-

mos, afetando o comprimento de banda das frequências e a amplitude do sinal EMG. Uma pequena distância altera o comprimento de banda para altas frequências 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^(9, 10). A recomendação da distância entre eletrodos proposta pelo SENIAM⁽¹¹⁾ 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^(11, 12). 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^(11, 14, 15). O local e posicionamento dos eletrodos podem ter grande interferência na qualidade do sinal EMG. Portanto, é 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⁽¹¹⁾ 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 visando a melhor obtenção do sinal EMG⁽¹¹⁾. Quando assim arrançadas, ambas as superfícies de detecção se inter-seccionam, com a maioria dessas mesmas fibras musculares.

• **Eletrodo de referência.** Quanto ao eletrodo de referência, o SENIAM ⁽¹¹⁾ recomenda que sejam utilizadas, dependendo dos músculos analisados, as regiões do punho, tornozelo ou processo espinhal C7.

Amplificadores

Em função da baixa amplitude do sinal EMG durante a aquisição, se faz necessário amplificar o sinal para posterior processamento. Entretanto, cuidados devem ser tomados para que suas características não sejam modificadas. 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^(9, 10).

O ganho caracteriza-se pela quantidade de amplificação aplicada ao sinal EMG. Todos os amplificadores possuem limites em sua variação de frequências. A região de frequências de trabalho é denominada de largura de banda do amplificador, portanto, os sinais EMG dentro desse intervalo de frequências são adquiridos, enquanto que outras frequências são suprimidas ou eliminadas. Em 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 de 400-500 Hz para eletrodos superficiais⁽⁹⁾.

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 decibéis (dB) é geralmente suficiente para suprimir ruídos elétricos^(9, 10). 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⁽⁹⁾.

Filtros

Segundo Konrad (2005) filtro é um dispositivo desenhado para atenuar variações específicas de frequências. 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 frequências inalteradas e atenuar outras⁽⁶⁾.

Os filtros podem ser analógicos ou digitais, e podem ser implementados tanto em sinais analógicos, quanto em digitais. O uso adicional de amplificadores é utilizado para aumentar o desempenho dos filtros. Entretanto, os filtros digitais são superiores em seu nível de desempenho e muito requisitados para a análise dos dados após sua digitalização^(6, 9).

Em geral, há quatro comportamentos de filtro que podem ser utilizados em eletromiografia: filtros passa-alta (*high pass*), onde todas as frequências abaixo da frequência de corte (F_c) são atenuadas a zero; filtros passa-baixa (*low pass*), onde todas as frequências maiores que F_c são atenuadas a zero; filtro rejeita banda (*stop band*), onde todas as frequências maiores que F_{c1} e menores que F_{c2} são atenuadas a zero; e filtros passa-banda (*band pass*), que permitem que as frequências menores que F_{c1} e maiores que F_{c2} sejam atenuadas a zero⁽¹⁰⁾. Para a seleção de um filtro apropriado, deve-se observar o limite de variação de frequências do sinal específico analisado. A melhor técnica para o ajuste das características do filtro é analisar os dados, e então adaptar a largura de banda do filtro ao do sinal⁽⁹⁾. Um fundamento adicional que descreve as características do comportamento do filtro é a largura de sua banda de transição, que pode ser caracterizada por sua ordem⁽⁹⁾. 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 frequência). Portanto, este filtro pode reduzir a amplitude do sinal de entrada em 1/10 para cada década de aumento de frequências. A mesma atenuação da curva pode ser expressa como 6 dB/oitava, onde oitava refere-se quando os valores de frequência dobram. Um filtro de segunda ordem atenua 40 dB/década ou 12 dB/oitava. Geralmente, o filtro analógico de segunda ordem é com-

posto de dois filtros de primeira ordem em série. Para o processamento dos sinais EMG, utiliza-se com maior frequência 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 frequências das extremidades e das bandas. Na prática, frequentemente 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⁽⁹⁾. 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^(16,17).

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⁽⁹⁾.

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 quantização. Ambos restringem o quanto de informação um sinal digital pode conter⁽⁶⁾.

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⁽⁹⁾.

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*). 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, 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 caracterizada 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⁽⁹⁾.

CONCLUSÃO

Conclui-se que a eletromiografia é uma importante ferramenta para análise clínica e esportiva em diferentes condições estáticas e dinâmicas. Entretanto, cuidados com o correto processo de aquisição das informações, para cada condição, é fundamental para a fidedignidade das informações adquiridas.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Staudenmann, D., K. Roeleveld, D.F. Stegeman, J.H. Van Dieen. *Methodological aspects of SEMG recordings for force estimation - A tutorial and review*. Journal of Electromyography and Kinesiology. v. 20, p. 375-387, 2010.
2. Kohn, A.F., R.A. Mezzarane. *Métodos em Eletromiografia*. 1-16, 2001.
3. Hall, S.J. *Basic Biomechanics*. Vol: McGraw-Hill Companies. 1999
4. Hamill, J., K.M. Knutzen. *Biomechanics basis of human movement*. Vol: Lippincott Williams & Wilkins. 2003
5. Farina, D., C. Cescon, R. Merletti. *Influence of anatomical, physical, and detection-system parameters on surface EMG*. Biol Cybern. v. 86, 6, p. 445-56, 2002.
6. Konrad, P. *The ABC of EMG. A practical introduction to kinesiological electromyography.*, 2005.
7. Enoka, R.M. *Bases neuromecânicas da cinesiologia*, ed. Manole. Vol, São Paulo. 2000
8. Marchetti, P.H., M. Duarte. *Instrumentação em eletromiografia*. www.lob.iv.fapesp.br/publications, 2007.
9. DELSIS. *Manual de Eletromiografia*. v., 2001.
10. DELSIS, *EMG Tutorial*, University, B., Editor. 2006, Neuromuscular Center.: Boston.
11. Hermens, H.J., B. Freriks, C. Disselhorst-Klug, G. Rau. *Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures*. J Electromyogr Kinesiol. v. 10, 5, p. 361-74, 2000.
12. De Luca, C.J. *The use of surface electromyography in biomechanics*. Journal of Applied Biomechanics. v. 13, p. 135-163, 1997.
13. Duchene, J., F. Goubel. *Surface electromyogram during voluntary contraction: processing tools and relation to physiological events*. Crit Rev Biomed Eng. v. 21, 4, p. 313-97, 1993.
14. Winter, D.A. *Biomechanics and motor control of human movement*, ed. Publication, A.W.I. Vol, USA. 1990
15. Winter, D.A. *A.B.C. (Anatomy, Biomechanics and Control) of balance during standing and walking*. Vol, Canada: Waterloo Biomechanics. 1995
16. Robertson, D.G.E., G.E. Caldwell, J. Hamill, G. Kamen, S.N. Whittlesey. *Research methods in biomechanics*. Vol, 1, United States: Human Kinetics. 2004
17. Stergiou, N. *Innovative analyses of human movement*. Vol, United States: Human Kinetics. 2004