

Revisão

Eletromiografia: interpretação e aplicações nas ciências da reabilitação

Electromyography: interpretation and applications in the rehabilitation sciences

Juliana de Melo Ocarino, M.Sc.*, Paula Lanna Pereira da Silva*, Daniela Virgínia Vaz*, Cecília Ferreira de Aquino*, Rachel Soares Brício*, Sérgio Teixeira da Fonseca, D.Sc.**

.....
*Fisioterapeutas, **Fisioterapeuta, Professor Adjunto do Departamento de Fisioterapia, Universidade Federal de Minas Gerais

Resumo

A eletromiografia (EMG) é uma técnica que permite o registro dos sinais elétricos gerados pelas células musculares, possibilitando a análise da atividade muscular durante o movimento. A compreensão de conceitos relativos a EMG é essencial para se assegurar a validade e confiabilidade desse instrumento de mensuração em pesquisas da área de reabilitação e na prática clínica de fisioterapeutas. Dessa forma, foi objetivo deste estudo discutir aspectos relevantes relacionados à coleta, processamento e análise de dados eletromiográficos de forma a facilitar a compreensão da instrumentação, aplicações e limitações da técnica. De acordo com a revisão realizada, diversos fatores que influenciam a qualidade dos dados coletados devem ser considerados, não apenas na utilização da técnica, mas também na interpretação e avaliação crítica de estudos que utilizam a EMG. Quando todos estes fatores são considerados, a EMG se torna uma ferramenta adequada para investigação da função muscular, tanto na pesquisa quanto na prática clínica de fisioterapeutas.

Palavras-chave: eletromiografia, reabilitação, função muscular

Abstract

Electromyography (EMG) is a procedure used to register the electrical activity generated by muscle cells, allowing the analysis of muscle activity during movement. The comprehension of concepts relative to EMG is essential to assure the validity and reliability of this instrument in rehabilitation research and clinical practice of physiotherapists. Therefore, the objective of this study was to discuss relevant aspects related to the acquisition, processing and analysis of electromyographic data in order to assist the comprehension of the instrumentation, applications and limitations of the technique. According to the literature review, several factors that can influence the quality of the data collected should be considered not only for the utilization of the technique but also for the interpretation and critical appraisal of studies that use EMG. Provided that all this factors are considered, EMG is an adequate instrument for the investigation of muscle function either in research or in clinical practice of physical therapists.

Key-words: electromyography, rehabilitation, muscle function.

Introdução

A eletromiografia (EMG) é uma técnica que permite o registro dos sinais elétricos gerados pela despolarização das membranas das células musculares [1]. Esta técnica possibilita o registro da atividade muscular durante o movimento, não fornecendo informações sobre o torque produzido pelos músculos analisados [2]. Desde 1940, a EMG tem sido amplamente utilizada para se compreender as funções e disfunções do sistema muscular durante o movimento humano [3]. Este recurso tem possibilitado

pesquisas em diversas áreas de interesse de fisioterapeutas e de outros profissionais que tenham como foco de interesse o movimento humano.

As aplicações específicas da EMG nas pesquisas em fisioterapia são inúmeras. Dentre elas estão a investigação de estratégias musculares de estabilização articular [4], o estudo de técnicas de alongamento utilizadas na prática fisioterapêutica que se propõem a gerar um maior relaxamento muscular [5], avaliação da atividade muscular durante atividades funcionais, como a marcha [6] e a passa-

Artigo recebido em 1 de setembro de 2004; aceito em 15 de junho de 2005

Endereço para correspondência: Cecília Ferreira de Aquino, Rua Grão Mogol, 320/601 Carmo 30310-010 Belo Horizonte MG Tel: (31) 3281-1145/9684-9822, E-mail: cferaquino@yahoo.com.br

gem de sentado para de pé [4] e caracterização da atividade muscular obtida durante a realização de exercícios terapêuticos [7]. Além disso, esta técnica pode ser utilizada para avaliação da fadiga muscular [8] e para realização de avaliações ergonômicas em condições de trabalho [9].

A EMG, além de ser utilizada nas pesquisas científicas, tem sido utilizada também na prática clínica com a função de auxiliar no treinamento de músculos específicos [10]. Este recurso, denominado biofeedback, por fornecer informações a respeito da atividade muscular durante a realização de exercícios terapêuticos, tem auxiliado vários fisioterapeutas no trabalho de reeducação muscular em diversas disfunções como hemiplegia [11], dores lombares [12] e síndrome patelo-femural [13].

A compreensão de conceitos relevantes da EMG é essencial para se obter o máximo de validade e confiabilidade na sua utilização em pesquisa e para se alcançar o máximo de vantagens deste instrumento na prática clínica [3]. Além disso, o entendimento destes conceitos é importante para possibilitar a análise crítica de dados eletromiográficos por leitores dos diversos estudos que são realizados com a utilização da EMG. Dessa forma, foi objetivo deste estudo discutir aspectos relevantes relacionados à coleta, processamento e análise de dados eletromiográficos de forma a facilitar a compreensão de sua instrumentação, de suas aplicações e de suas limitações.

Desenvolvimento

Coleta dos dados eletromiográficos

Seleção de eletrodos e impedância da pele

A energia gerada pelos músculos é a fonte do sinal eletromiográfico e é detectada primeiramente pelos eletrodos [3]. Existem diversos modelos de eletrodos que podem ser divididos, de maneira geral, em dois tipos: eletrodos de superfície e eletrodos intramusculares [14]. Estes dois tipos de eletrodos são igualmente adequados para a coleta dos sinais [2]. O fator que determina a escolha de um ou outro eletrodo é a profundidade do músculo a ser avaliado. No caso de músculos superficiais, os eletrodos de superfície devem ser utilizados, uma vez que não causam desconforto durante a coleta dos dados [1]. No entanto, no caso de músculos profundos, os eletrodos intramusculares devem ser escolhidos para avaliação muscular no intuito de evitar interferências (*cross-talk*) dos sinais dos músculos que se encontram mais superficialmente [14].

Os eletrodos de superfície podem ser do tipo passivo ou ativo [3]. No caso da utilização de eletrodos passivos, a pele constitui uma barreira entre os potenciais de ação das unidades motoras e os eletrodos [14]. Dessa forma, a impedância da pele (ou resistência imposta pela pele à passagem da corrente eletromiográfica) deve ser considerada [14]. Esta

impedância pode variar em função da umidade, quantidade de óleo e da densidade da camada córnea da pele [2]. Para que a medida eletromiográfica obtida seja adequada, valores de impedância da pele entre 5.000 e 10.000 ohms devem ser obtidos [2,14]. Para se atingir tais valores, deve-se realizar um processo de preparação da pele, que consiste de retirada dos pêlos, limpeza da pele com água e sabão e leve abrasão com álcool [2,14,15].

Os eletrodos ativos de superfície possuem um pré-amplificador que amplifica os sinais eletromiográficos assim que eles atingem o eletrodo, minimizando interferências externas [14]. Por esta razão, os cuidados para o controle da impedância da pele podem se restringir a uma limpeza com álcool [3].

Amplificação diferencial e rejeição do modo comum

A energia gerada no músculo, ou seja, a atividade elétrica muscular, tem valores muito pequenos que são medidos em microvolts. Devido a isto, para serem visualizados, os sinais eletromiográficos, uma vez detectados pelos eletrodos, devem ser amplificados. Durante a amplificação, o tamanho do sinal biológico é tornado maior e esse processo é denominado "ganho" [2].

Nas primeiras décadas de utilização da EMG, todo o sinal captado pelo eletrodo, tanto atividade muscular (sinal eletromiográfico), como atividade eletromagnética externa (ruído), era amplificado. Devido a isso, a quantidade de interferência externa era muito alta, ou seja, a proporção de ruído no sinal era muito grande [2]. Este fato exigia que as coletas fossem realizadas em locais especiais ("cooper cages"), que sofriam interferências mínimas dos sinais eletromagnéticos externos [2]. Em 1950, a engenharia biomédica introduziu o esquema de amplificação diferencial e rejeição do modo comum que fez com que a utilização da EMG não mais se restringisse às "cooper cages" [2].

Para se realizar a amplificação diferencial, três eletrodos são necessários: dois eletrodos para detecção do sinal e um de referência [2,14]. Os eletrodos de detecção são colocados no músculo de interesse, seguindo a orientação das fibras, e o de referência (denominado eletrodo terra), fazendo contato com qualquer proeminência óssea do corpo [14]. A energia biológica que atinge os eletrodos de detecção (potencial de ação das unidades motoras + sinais eletromagnéticos externos) é comparada com a energia que atinge o eletrodo de referência (sinais eletromagnéticos externos). Apenas a energia que é específica aos eletrodos de detecção (potencial de ação das unidades motoras) passa pelo processo de amplificação e registro (amplificação diferencial) [2,14].

O processo de amplificação diferencial é possível porque, quando os eletrodos são colocados paralelos às fibras musculares, o potencial de ação gerado pelas unidades motoras os alcança em tempos diferentes [2]. Dessa forma, a energia detectada por cada eletrodo é diferente. O sinal que é único a cada eletrodo é amplificado e a energia que é comum aos

dois eletrodos de detecção e ao de referência - o modo comum - é eliminado do processo [14]. O “modo comum” geralmente vem de sinais eletromagnéticos externos, como a corrente de 60 Hz, necessária para o funcionamento de lâmpadas e outros equipamentos elétricos [2,14].

Processamento do sinal eletromiográfico

Antes de serem analisados, os dados eletromiográficos passam por uma série de processamentos. Pesquisadores desenvolveram métodos de processamento com o objetivo de minimizar interferências de outras fontes que não o campo eletromagnético externo, e de permitir a quantificação do sinal eletromiográfico [3].

O primeiro nível de processamento é a filtragem do sinal. A maioria dos instrumentos de EMG de superfície possui um filtro de 60Hz, denominado “*notch filter*”. Ele pode ser encontrado no circuito eletrônico do instrumento (filtro analógico) ou no software por ele utilizado (filtro digital). O “*notch filter*” é um filtro de rejeição de uma banda de frequência específica (de 59-61Hz). O objetivo desse filtro é eliminar qualquer interferência do ambiente (60Hz) que exceda a capacidade de rejeição do modo comum [2,3,14].

Outro filtro que é muito utilizado é denominado “*band-pass filter*”, que permite a seleção de amplitudes de frequência específicas para análise [16]. Por exemplo, um típico filtro “band pass” deixa toda energia acima de 20Hz passar e se fecha para aquela que estiver acima de 300Hz. A escolha deste filtro se deve ao fato de que aproximadamente 80% da energia muscular encontra-se nesta amplitude de frequência (de 20 a 300 Hz) [2]. O ponto de corte inferior elimina sinais com frequências muito baixas que normalmente estão relacionados com a movimentação de cabos ou com outros artefatos relacionados a movimentação lenta [16]. O ponto de corte superior elimina sinais com frequências mais altas do que a frequência de atividade muscular [2,3,14].

A retificação dos sinais eletromiográficos constitui outro ponto importante do processamento dos dados [1]. Nesta etapa, todos os potenciais elétricos negativos são transformados em positivos. Como o sinal eletromiográfico é uma corrente alternada, em que um potencial positivo é sempre seguido de um potencial negativo, a retificação é necessária para quantificação desse sinal [14]. A magnitude do sinal eletromiográfico é o que importa para a quantificação da energia produzida pelo músculo, e não a polaridade do sinal [2]. Após todo o processamento descrito, os sinais eletromiográficos podem ser analisados.

Análise dos dados eletromiográficos

Quantificação do sinal eletromiográfico

Os sinais eletromiográficos podem ser quantificados, ou seja, é possível obter informações objetivas relacionadas à

amplitude desses sinais. A amplitude da atividade muscular representa a quantidade de energia gasta para realização de uma determinada contração [3].

Existem dois meios principais, através dos quais os valores de intensidade dos sinais eletromiográficos são derivados: a eletromiografia integrada (IEMG) e a Root Mean Square (RMS) [16,17]. A IEMG é a soma dos produtos da intensidade eletromiográfica pelo período de coleta dos sinais, que é inversamente proporcional à frequência de coleta. Este valor representa a área embaixo da curva gerada pela atividade eletromiográfica e é medida em unidades de microvolts/segundo [1]. Já a RMS quantifica o sinal eletromiográfico da seguinte forma: elevam-se os dados ao quadrado, obtém-se a média dos valores resultantes e finalmente extrai-se a raiz quadrada do valor médio obtido [14]. O valor RMS é uma média estimada de potência de um sinal que varia com o tempo, como é o caso da EMG [16]. Este valor corresponde à intensidade de uma corrente contínua que produz a mesma potência média do sinal eletromiográfico em análise e, portanto, representa sua amplitude efetiva [16].

Apesar de a IEMG e RMS informarem objetivamente a respeito da quantidade de energia produzida por uma contração muscular, a comparação direta de valores eletromiográficos entre músculos e indivíduos não é possível, sendo que a normalização dos dados é sempre necessária para tal fim [3].

Normalização dos dados eletromiográficos

A comparação de valores eletromiográficos intra e interindivíduos é potencialmente problemática. A EMG sofre influência de diversos fatores que determinarão a quantidade de energia que será registrada pelos eletrodos do eletromiógrafo [2,3,14-16]. Alguns dos fatores que podem influenciar a detecção do sinal eletromiográfico e, conseqüentemente, a sua comparação, incluem: espessura do tecido adiposo subcutâneo, velocidade de contração, área de secção transversa do músculo, idade, sexo, mudanças súbitas de postura, distância entre eletrodos, diferenças antropométricas entre os locais de coleta e impedância da pele [2,15].

Normalização é o nome do processo que foi desenvolvido para lidar com os fatores que interferem no sinal eletromiográfico e que dificultam as comparações intra e interindivíduos. A normalização é um processo em que se referencia o dado eletromiográfico a algum valor padrão [2,3,14]. Para se normalizar dados eletromiográficos pode-se dividir cada ponto da curva a um determinado valor de referência [2,14] ou também quantificar o sinal eletromiográfico produzido por um determinado músculo (utilizando RMS, IEMG) e, posteriormente, dividir o número obtido pelo valor padrão selecionado [3].

Existem diversos valores de referência possíveis de serem utilizados e eles podem ser obtidos durante contrações

estáticas ou dinâmicas [3]. O valor mais comumente utilizado é obtido durante uma contração isométrica voluntária máxima (CIVM) do músculo de interesse [18]. Essa contração é quantificada e o valor obtido é utilizado para normalizar os dados gerados por este músculo durante os testes realizados na pesquisa [18]. No entanto, deve-se considerar que a habilidade de ativar maximamente todas as unidades motoras depende de muitos fatores, tais como nível de treinamento e motivação. Devido a isso outros valores de referência têm sido propostos na literatura [19-22], como: porcentagem da CIVM [2,22], valor eletromiográfico máximo ou pico da atividade eletromiográfica obtido durante o teste ou atividade de interesse da pesquisa [19,22], valor eletromiográfico médio obtido durante a atividade ou testes de interesse [20,22].

Os métodos de normalização possibilitam inferência sobre a intensidade da contração, pois retiram o efeito dos outros fatores que influenciam a captação do sinal. Dessa forma, somente após algum processo de normalização, é possível se comparar músculos e indivíduos diferentes quanto à quantidade de energia produzida durante uma determinada contração [2,3,14].

Discussão

A EMG é uma técnica amplamente utilizada em estudos realizados na área da fisioterapia com intuito de se investigar a função muscular, através da aquisição dos sinais elétricos produzidos pelos músculos [14]. Embora a EMG seja uma técnica que permite a quantificação da atividade elétrica muscular, ela sofre influência de diversos fatores que interferem na captação do sinal [3]. A compreensão de como estes fatores podem ser controlados é que garante a validade dos resultados e a utilização adequada da EMG nos estudos relacionados ao movimento humano. Os fisioterapeutas que fazem uso da EMG na prática clínica e que são leitores de estudos que utilizam a EMG devem estar atentos a metodologia utilizada durante a coleta, processamento e análise dos dados, com o objetivo de analisar de forma crítica os resultados relatados por diversos autores.

Durante a coleta, a observação dos cuidados realizados para redução do nível de impedância da pele é de extrema importância em estudos que utilizam eletrodos passivos de superfície [23]. Quando este tipo de eletrodo é utilizado, os cuidados com a impedância são essenciais, uma vez que os sinais captados só são amplificados ao alcançarem o amplificador do eletromiógrafo [3]. Dessa forma, o sinal muscular captado se desloca pelo cabo do eletrodo, estando sujeito à interferência do meio externo (ruído). Como o sinal eletromiográfico captado é muito pequeno, a quantidade relativa de ruído presente no mesmo é grande [2]. A redução da impedância da pele é realizada na tentativa de facilitar a condução da atividade muscular, maximizando o tamanho do sinal eletromiográfico, e diminuindo a quantidade relativa

de ruído [3]. Isto não ocorre quando eletrodos ativos são utilizados, uma vez que este sinal é pré-amplificado no próprio eletrodo, de forma que um sinal maior irá percorrer o cabo do eletrodo até chegar no amplificador do aparelho. Portanto, a quantidade relativa de ruído no sinal eletromiográfico será menor [3].

A localização dos músculos a serem monitorados deve ser considerada quando avaliamos a adequação do tipo de eletrodo utilizado nos estudos [3]. A atividade de músculos profundos deve ser monitorada preferencialmente por eletrodos intramusculares para evitar a interferência (cross-talk) da atividade de músculos mais superficiais [1]. Entretanto, alguns autores utilizam eletrodos de superfície para avaliação de músculos profundos, como os oblíquos internos e transversos abdominais [24,25]. Nestes casos, a possibilidade de interferência do sinal de músculos abdominais mais superficiais deve ser considerada.

O desenvolvimento do amplificador diferencial e rejeição do modo comum garantiram maior flexibilidade para as coletas, minimizando a quantidade de interferência externa no sinal eletromiográfico [14]. No entanto, a capacidade de rejeição do modo comum é limitada e exigiu o desenvolvimento de filtros auxiliares (“*notch filter*”) que têm a função de eliminar interferências excedentes do campo eletromagnético externo (corrente de 60 Hz) [14].

Além da interferência eletromagnética externa, outros sinais com frequências muito lentas (movimento de cabos e da interface eletrodo-pele) não condizentes com o espectro de frequência da ativação muscular podem gerar artefatos no sinal eletromiográfico [16]. Devido a isso, os softwares dos eletromiógrafos possuem filtros digitais, como é o caso de “*band pass filter*”, que podem ser utilizados para retirar a influência destes artefatos [16].

Após a filtragem e retificação, os sinais eletromiográficos podem ser quantificados [3]. Tanto a IEMG quanto a RMS são métodos de quantificação adequados e amplamente utilizados na literatura [16]. No entanto, a IEMG, por ser uma medida da área do sinal eletromiográfico [1], sofre influência do tempo de coleta [2]. Por exemplo, um estudo pode ter como objetivo comparar a intensidade da contração do quadríceps em dois exercícios diferentes. Se a duração do exercício 1 for maior do que a do exercício 2, a IEMG do exercício 1 será maior, mesmo se a intensidade média de ativação for a mesma nos dois exercícios. Portanto, o valor IEMG não representa só a intensidade de uma contração muscular, mas é também influenciado pelo tempo em que esta contração é realizada [16]. Dessa forma, a utilização deste método de quantificação exige uma normalização do tempo de coleta. A RMS, por ser uma média estimada de voltagem e por representar a amplitude efetiva da atividade muscular, pode ser utilizada sem ser influenciada pelo tempo de coleta [16].

O sinal eletromiográfico pode ser influenciado por diversos fatores que devem ser considerados na análise dos

dados [3]. A intensidade do sinal registrado não é resultado somente da quantidade de energia gerada pelo músculo, mas depende de outros aspectos que podem atenuar ou potencializar o tamanho do sinal que é captado e visualizado [3]. Por exemplo, um indivíduo com mais gordura subcutânea do que outro terá o seu sinal mais atenuado, mesmo que os dois estejam produzindo a mesma quantidade de energia com a contração. Portanto, dois sinais do mesmo tamanho não necessariamente carregam a mesma quantidade de atividade elétrica muscular e, devido a isso, não podem ser comparados diretamente. Para permitir a comparação dos dados obtidos entre diferentes sujeitos, diferentes ensaios e grupos musculares distintos, são necessários procedimentos de normalização [2,3,14].

Knutson *et al.* [18] sugerem o uso da CIVM para normalização em detrimento dos demais métodos de normalização, uma vez que esta é confiável e informa melhor sobre a intensidade de contração muscular. Ao se utilizar a CIVM como valor padrão de referência para normalização, os sinais eletromiográficos obtidos durante a atividade serão referidos em porcentagem da sua atividade máxima [3]. No entanto, existem algumas situações em que não é possível obter a CIVM, como no caso de indivíduos com disfunção neurológica ou idosos [3]. Nestes casos, valores de referência obtidos a partir de eventos dinâmicos têm sido utilizados por alguns autores [19,22,26,27]. Mais especificamente, Knutson *et al.* [18] sugerem a utilização do pico de atividade eletromiográfica, quando não for possível obter a CIVM dos sujeitos. No entanto, este método, apesar de diminuir a variabilidade da medida e possibilitar a comparação entre ou intra-indivíduos, não informa sobre a intensidade de contração muscular como a CIVM, uma vez que o pico obtido durante uma atividade específica não necessariamente é a atividade máxima possível para um determinado músculo.

A normalização e os outros métodos de processamento são passos indispensáveis para o tratamento dos dados eletromiográficos. Além disso, a compreensão e aplicação de todo o processamento são essenciais para se garantir a interpretação adequada dos sinais obtidos com a EMG. Embora a EMG seja uma técnica que deva ser utilizada com critério, é uma tecnologia extremamente útil para fisioterapia. Diversos estudos a serem realizados com o objetivo de investigar a função muscular durante atividades funcionais ou exercícios terapêuticos usados na prática clínica, por exemplo, podem usar como instrumento a EMG. Além disso, essa técnica, através do biofeedback, pode ser de grande utilidade para fisioterapeutas que trabalham com reeducação muscular nas diversas áreas da fisioterapia.

Conclusão

O uso da EMG de superfície tem muitas vantagens, uma vez que é um método não invasivo, seguro e fácil, que

permite quantificação da atividade elétrica muscular [14]. Os usuários e leitores precisam ter em mente que a minimização da impedância, amplificação diferencial, a rejeição do modo comum e a filtragem são essenciais para o controle das interferências no sinal eletromiográfico. Além disso, para se fazer uma análise crítica dos dados e comparações entre os estudos, é necessário que se leve em consideração os processos utilizados para quantificação e normalização dos sinais eletromiográficos. Isso é importante porque processos de quantificação e normalização distintos podem conduzir a resultados diferentes. Quando todos estes fatores são considerados, a EMG se torna uma ferramenta adequada para registro da atividade elétrica muscular.

Referências

1. Aparicio AV et al. Electromiografia cinesiológica. *Rehabilitación* 1997;31:230-6.
2. Cram JR, Kasman GS. Instrumentation. In: Cram JR, Kasman GS, Holtz J. *Introduction to surface electromyography*. 1a ed. Maryland: Aspen Publishers Inc; 1998. p. 43-80.
3. Soderberg GL, Knutson LM. A guide for use and interpretation of kinesiologic electromyographic data. *Phys Ther* 2000;80(5):485-98.
4. Roberts CS et al. A deficient anterior cruciate ligament does not lead to quadriceps avoidance gait. *Gait Posture* 1999;10(3):189-99.
5. Osternig LR et al. Differential response to proprioceptive neuromuscular facilitation (PNF) stretch techniques. *Med Sci Sports Exerc* 1990;22(1):106-11.
6. Berhuck M, et al. Gait adaptations by patients who have a deficient anterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg Am* 1990;72(6):871-7.
7. Taylor W. Dynamic EMG biofeedback in assessment and treatment using a neuromuscular re-education model. In: Cram JR. *Clinical EMG for surface recordings*. Nevada City: CA Clinical Resources; 1990. p. 175-96.
8. Bonato P et al. EMG -based measures of fatigue during a repetitive squat exercise. *IEEE Eng Med Biol Mag* 2001;20(6):133-43.
9. Nakata M et al. Perceived musculoskeletal discomfort and electromyography during repetitive light work. *J Electromyogr Kinesiol* 1992;2:103-11.
10. Holf S et al. EMG feedback training during dynamic movement for low back pain patients. *Behav Ther* 1982;13:395-406.
11. Schleenbaker RE, Mainous AG. Electromyographic biofeedback for neuromuscular reeducation in the hemiplegic stroke patient: a meta-analysis. *Arch Phys Med Rehabil* 1993;74(12):1301-4.
12. Hasenbring M et al. The efficacy of a risk factor-based cognitive behavioral intervention and electromyographic biofeedback in patients with acute sciatic pain. An attempt to prevent chronicity. *Spine* 1999;1(24):2525-35.
13. Durson N et al. Electromyographic biofeedback-controlled exercise versus conservative care for patellofemoral pain syndrome. *Arch Phys Med Rehabil* 2001;82(12):1692-5.

14. Basmajian JV, DeLuca CJ. Muscles alive: their function revealed by electromyography. 5a ed. Baltimore: Willians & Wilkins; 1985.
 15. Kellis E. Quantification of quadriceps and hamistring antagonist activity. *Sports Med* 1998;25(1):37-62.
 16. Hillstrom HJ, Triolo RJ. Emg Theory. In: Craick RL, Oatis CA. Gait analysis: theory and application. 1a ed. St Louis: Mosby; 1995. p. 271-92.
 17. Brouwer B, Ashby P. Altered corticospinal projections to lower limb motoneurons in subjects with cerebral palsy. *Brain* 1991;114:1395-407.
 18. Knutson LM et al. A study of various normalization procedures for within day electromyographic data. *J Electromyogr Kinesiol* 1994;4(1):47-59.
 19. Knutsson E, Richards C. Different types of disturbed motor control in gait of hemiparetic patients. *Brain* 1979;102(3):405-30.
 20. Winter DA, Yack HJ. EMG profiles during normal human walking: stride-to-stride and inter-subject variability. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 1987;67:402-11.
 21. Yang JF, Winter DA. Electromyography reliability in maximal and submaximal isometric contractions. *Arch Phys Med Rehabil* 1983;64(3):417-20.
 22. Yang JF, Winter DA. Electromyography amplitude normalization methods: improving their sensitivity as diagnostic tools in gait analysis. *Arch Phys Med Rehabil* 1984;65(4):517-21.
 23. Fonseca ST et al. Análise de um método eletromiográfico para quantificação de co-contracção muscular. *Rev Bras Ciênc Mov* 2001;9(3):23-30.
 24. Granata KP, Marras WS. The influence of trunk muscle coactivity on dynamic spinal loads. *Spine* 1995;20(8):913-19.
 25. Vagos JP et al. Electromyographic activity of selected trunk and hip muscles during a squat lift. *Spine* 1994;19(6):687-95.
 26. Kadaba MP et al. Repeatability of kinematic, kinetic and electromyographic data in normal adult gait. *J Orthop Res* 1989;7:849-60.
 27. Unnithan MT et al. Cocontraction and phasic activity during gait in children with cerebral palsy. *Electromyogr Clin Neurophysiol* 1996;36:487-94. ■
-