

Atividade eletromiográfica durante exercícios de propriocepção de tornozelo em apoio unipodal

Electromyographic activity during ankle proprioception exercises on one-foot stance

Bianca Callegari¹, Marília Maniglia de Resende², Luiz Armando Vidal Ramos³, Lana Pereira Botelho³, Syme Alcolumbre de Albuquerque³

Estudo desenvolvido no Lafif – Laboratório de Avaliação Física e Funcional da Faculdade Seama, Macapá, AP, Brasil

¹ Fisioterapeuta; Profa. Dra. do Curso de Fisioterapia da Universidade Federal do Pará, Belém, PA

² Fisioterapeuta; Profa. Ms do Curso de Fisioterapia da Faculdade Seama

³ Fisioterapeutas bolsistas de iniciação científica

ENDEREÇO PARA CORRESPONDÊNCIA:

Profa. Dra. Bianca Callegari
R. Antônio Barreto 1198
compl.102 B. Umarizal
66060-020 Belém PA
e-mail: callegaribi@uol.com.br

O estudo recebeu apoio do Programa de Iniciação Científica e do Nupefit – Núcleo de Pesquisa e Estudos em Fisioterapia Traumatológica, ambos da Faculdade Seama – e da Miotec Eletromiografia e Biofeedback Ltda.

APRESENTAÇÃO
out. 2009

ACEITO PARA PUBLICAÇÃO
ago. 2010

Resumo: Propriocepção refere-se à percepção dos mecanorreceptores para discriminar a posição do corpo e movimentos articulares, bem como tensões sobre os tendões na fase estática ou dinâmica da marcha. Objetivou-se avaliar por eletromiografia a ativação muscular do gastrocnêmio e tibial anterior em diferentes exercícios de propriocepção do tornozelo em apoio unipodal, comparando graus de dificuldade. Foram selecionados 54 voluntários, sedentários, destros, do sexo masculino (20-35 anos). Exercícios foram feitos no balancinho, prancha de equilíbrio, cama elástica e solo, à razão de três repetições de 15 segundos cada, com intervalo de 15 segundos entre as repetições. Ao final dos testes os voluntários indicaram a maior dificuldade. A atividade elétrica de ambos os músculos foi significativamente maior durante o teste no balancinho. No solo, ambos os músculos apresentaram menor atividade, mas apenas no gastrocnêmio essa diferença foi significativa. No exercício na prancha de equilíbrio e na cama elástica não se encontrou diferença quanto à ativação dos músculos. Na análise intermúsculo foi observada maior atividade do tibial anterior, exceto no balancinho. Assim, para o treino do apoio unipodal na aquisição do ganho proprioceptivo, o equipamento adotado deve ser escolhido com cuidado: no balancinho é maior o recrutamento dos músculos tibial anterior e gastrocnêmio, assim como é maior o grau de dificuldade para manutenção do equilíbrio.

Descritores: Eletromiografia; Equilíbrio postural; Propriocepção; Tornozelo

Abstract: Proprioception refers to the ability of mechanoreceptors to discriminate body position and joint movements, as well as tensions during static or dynamic phases. The aim of this study was to assess, by means of surface electromyography, activation patterns of the gastrocnemius and tibialis anterior muscles in proprioception exercises, also comparing difficulty levels. Fifty-four sedentary, right-handed, 20-to-35 year-old male volunteers performed single-leg stance exercises on the balance board, wobble board, elastic trampoline and on the floor, at the rate of three 15-second repetitions each, with a 15-second interval between repetitions. After the exercises, volunteers pointed out the highest difficulty felt. Electrical activity of both muscles was significantly higher during the test on the balance board. On the floor, both muscles showed less activity, but only for gastrocnemius muscle this difference was significant. No differences were found in muscle activation during exercises on the wobble board and the elastic trampoline. Inter-muscle analysis showed greater activity of the tibialis anterior muscle, except on the balance board. This study suggests that, when planning one-leg stance exercise for proprioceptive training, the balance board is the equipment that most requires activation of gastrocnemius and tibialis anterior muscles, being also the most difficult one.

Key words: Ankle; Electromyography; Postural balance; Proprioception

INTRODUÇÃO

Propriocepção refere-se ao uso da entrada (input) sensorial dos receptores dos fusos musculares, tendões e articulações para discriminar a posição e movimento articulares, inclusive a direção, amplitude e velocidade, bem como a tensão relativa sobre os tendões. Quando ocorre lesão no sistema musculoesquelético, há comprometimento da estabilização neuromuscular reflexa normal, propiciada pelos mecanismos proprioceptores, predispondo a novas lesões¹.

O processo para se manter a estabilidade articular tem como componente, além da estabilização dinâmica muscular, o fator estático, fornecido pelos integrantes articulares (ligamentos, cápsula, cartilagem)². Os mecanorreceptores articulares auxiliam o controle motor notificando continuamente o sistema nervoso sobre angulação momentânea e velocidade de movimento articular, detectando alterações mecânicas na articulação³. Estimular os mecanorreceptores de forma a influenciar o controle motor torna-se significativo para a recuperação funcional do paciente.

O papel dos aferentes musculares é discutido em relação a sua real contribuição ao controle motor. O fuso muscular, importante dinamicamente durante os estiramentos musculares, parece ser também um sensor posicional, contribuindo tanto para a cinesesia quanto para o controle postural. Experimentos recentes demonstraram haver informações posicionais de particular importância ao sistema nervoso central geradas pelo fuso⁴.

O tratamento fisioterapêutico ortopédico conservador baseia-se em princípios da biomecânica articular, como aumento da amplitude de movimento, ganho da força e resistência muscular, considerando pouco o mecanismo neuromuscular de controle. O resultado pode ser a restauração funcional incompleta, com risco de lesões recidivantes⁵. O tratamento pode ser iniciado imediatamente após uma lesão, com controle do processo inflamatório, priorizando a melhoria das condições funcionais do paciente⁵.

A evidência indireta de adaptações neurológicas, que abrangem a aprendizagem e a coordenação, vem da especificidade do treinamento e de fatores morfológicos, como a hipertrofia preferencial das fibras do tipo II, o aumento do ângulo de penetração da fibra e o aumento na densidade radiológica, que contribuem com a estabilidade motora. As alterações na coordenação intermuscular parecem ser também críticas para o controle motor. Adaptações na ativação do agonista, avaliadas por eletromiografia, sugerem aumentos pequenos, mas significativos, na frequência dos reflexos espinhais, muito embora haja evidência contrária que sugere não haver alteração na excitabilidade córtico-espinhal. Assim, os ganhos na força e no controle motor são indubitavelmente devidos à combinação de fatores neurológicos e morfológicos. Os fatores neurológicos têm sua maior contribuição durante estágios adiantados do treinamento e os processos hipertróficos, por sua vez, contribuem no decorrer do treinamento⁶.

O tratamento de lesões em membros inferiores, principalmente em entorses laterais de tornozelo, ocorre na proporção de 1:10.000 indivíduos, correspondendo a 80% das disfunções articulares do tornozelo⁷. Treinos proprioceptivos com balancinho, cama elástica e prancha de equilíbrio são utilizados e citados como importantes protocolos cinesioterapêuticos na reabilitação da entorse de tornozelo⁵. Poucos estudos, porém, evidenciam os efeitos relacionados à musculatura ativada durante o treinamento de controle motor.

A eletromiografia constitui ferramenta de escolha para estudos cinesiológicos de análise funcional e da atividade muscular, sendo importante também na determinação do papel dos músculos em atividades específicas^{8,9}. Estudar padrões de ativação elétrica durante os exercícios de propriocepção por eletromiografia de superfície (EMG) possibilita diagnóstico sobre as unidades motoras e seu comportamento durante o treino físico em diferentes equipamentos.

O objetivo deste estudo foi investigar a atividade eletromiográfica dos músculos gastrocnêmio e tibial ante-

rior, importantes na estabilização do tornozelo, durante a manutenção da postura estática em apoio unipodal no treino proprioceptivo⁵.

METODOLOGIA

Foram incluídos no estudo 54 voluntários adultos, sedentários, destros, do sexo masculino, com idade entre 20 e 35 anos, considerando-se como critérios de exclusão o histórico de qualquer disfunção musculoesquelética até o início do estudo, como fraturas, luxações, entorses e/ou cirurgias. Os voluntários assinaram um termo de consentimento formal de participação na pesquisa, que foi aprovada pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade Seama.

A atividade eletromiográfica foi adquirida utilizando um conversor analógico-digital de 4 canais com programa de aquisição de dados (Eletromiógrafo de Superfície e Biofeedback Miotool 400, Miograph 1.5.3), com resolução de 14 bits. Os sinais foram coletados com frequência de 2.000 amostras por segundo em cada canal e captados por sensores diferenciais de superfície (SDS500) e eletrodos circulares (Ag/AgCl, Meditrace), com 10 mm de diâmetro, colocados em pares com distância entre os eletrodos de 2 cm.

Utilizou-se um computador interligado ao aparelho de eletromiografia para a avaliação do sinal captado pelos eletrodos, analisado pela raiz quadrada da média (RMS) em μ . Para o tratamento dos sinais (RMS) foi utilizada a transformada rápida de Fourier e, para o cálculo dos dados eletromiográficos mediante rotina específica, o programa Matlab (v.6.0). No membro inferior direito do voluntário foram conectados os eletrodos, posicionados no ventre dos músculos tibial anterior e gastrocnêmio (fibras laterais), segundo as recomendações Seniam (surface EMG for a non-invasive assessment of muscles)¹⁰. O eletrodo de referência foi colocado no maléolo medial do membro contra-lateral.

Os exercícios foram efetuados no solo e em equipamentos de treino de propriocepção para membros inferiores, descritos no Quadro 1.

Quadro 1 Equipamentos utilizados

Descrição dos equipamentos	
Balancinho	Prancha elevada sustentada por correntes (Fisiobrás, modelo Proprioceptivo pintado)
Prancha de equilíbrio	Estrutura de madeira revestida de material antiderrapante, superiormente plana e inferiormente convexa (Fisiobrás, modelo Cm-Radmacker grande)
Cama elástica	Estrutura arredondada com quatro apoios, revestida de superfície maleável sujeita à deformação (Physicus, modelo Versão A)

Procedimentos

Os voluntários foram analisados individualmente por triplicata da prova de contração isométrica voluntária máxima (CIVM) dos músculos supracitados. Em seguida, permaneceram sem calçados ou meias de qualquer tipo e participaram de quatro testes: solicitou-se a cada um que permanecesse em pé sobre o membro inferior direito durante 15 segundos no balancinho, na prancha de equilíbrio, na cama elástica e no solo, repetindo-se cada teste três vezes, a intervalos de 15 segundos.

A janela selecionada para determinação da medida de ativação eletromiográfica em raiz quadrada da média (RMS, root mean square) foi fixada em 5 segundos, sendo extraídos os 5 segundos iniciais – que correspondem ao período de adaptação ao equipamento, no qual os desequilíbrios podem ser muito variáveis – e também desprezados os 5 segundos finais, por ser um período em que muitas vezes os sujeitos deixam de efetuar a mesma contração, pois já esperam pelo término do exercício. Dessa forma, os segundos intermediários correspondem mais fielmente ao pretendido, de modo mais homogêneo entre os sujeitos.

Inicialmente, foram aplicados aos sinais eletromiográficos os filtros Butterworth passabanda entre 20 e 500 Hz e o notch (rejeita banda)^{11,12}. Nas três repetições de cada teste foi coletado o valor da RMS e calculada a média aritmética das três, resultando em um valor médio final para cada teste. A CIVM foi utilizada como valor padrão para a normalização dos valores obtidos nos testes; esses valores são passíveis de

comparação independente da força, pois comparam a ativação elétrica muscular e não a força muscular entre os indivíduos. Assim, os sinais obtidos durante a atividade foram referidos em porcentagem de sua atividade máxima (% CIVM)¹³.

Análise dos dados

O sinal eletromiográfico foi representado em valores de RMS, sugerido entre as possíveis formas de apresentação de tal variável pelas normas de padronização para estudos eletromiográficos de superfície¹⁰. O valor médio de RMS de cada músculo estudado foi normalizado pelo valor máximo de RMS de três registros da CIVM do mesmo músculo. Os valores de RMS foram comparados intra e intermúsculos por meio da análise de variância Anova para medidas repetidas e do pós-teste de Tukey. O nível de significância adotado foi de 5% ou $p < 0,05$ ¹⁴. Na avaliação subjetiva do grau de dificuldade entre os testes foi utilizado o teste qui-quadrado, com o mesmo nível de significância.

A atividade elétrica dos músculos gastrocnêmio e tibial anterior foi significativamente maior durante o teste no balancinho, quando comparada aos outros três testes. Durante os exercícios no solo, ambos os músculos apresentaram menor atividade, porém apenas para o gastrocnêmio a diferença foi significativa quando comparado aos demais testes. A atividade elétrica tanto do gastrocnêmio quanto do tibial anterior durante os exercícios na prancha de equilíbrio e na cama elástica não apresentaram diferença entre si. Quando comparados os resultados dos testes na prancha de equilíbrio e na cama elástica, a atividade elétrica do gastrocnêmio apenas apresentou diferença

comparada ao solo e ao balancinho. A Tabela 1 traz os valores eletromiográficos, normalizados pela CIVM, dos dois músculos nos quatro testes.

A comparação entre os músculos mostrou diferença significativa, indicando maior atividade do tibial anterior quando comparado ao gastrocnêmio em todos os testes, exceto no do balancinho.

Na pesquisa subjetiva sobre o grau de dificuldade entre os testes, o balancinho foi significativamente ($p < 0,0001$) escolhido como o mais difícil (por 46 voluntários), seguido pela cama elástica (apontada por 8 voluntários). Nenhum voluntário indicou os demais testes.

Tabela 1 Atividade eletromiográfica (média ± desvio padrão da RMS dos músculos gastrocnêmio e tibial anterior nos três equipamentos e no solo (n=54)

Músculo	Balancinho	Prancha	Cama elástica	Solo
Gastrocnêmio	81,9±11,3	65,3±25,8*†	65,4±24,5*†	50,6±21,8*
Tibial anterior	85,7±13,7	75,2±26,4*‡	75,9±24,9*‡	72,2±26,6*‡

* $p < 0,05$ intramúsculo quando comparado ao balancinho

† $p < 0,05$ intramúsculo quando comparado ao solo

‡ $p < 0,05$ entre os músculos no mesmo teste

RMS = root mean square, normalizada pela contração isométrica voluntária máxima

DISCUSSÃO

A estabilidade articular, habilidade do sistema de retornar para sua posição de equilíbrio após uma pequena perturbação, ou de resistir a essa perturbação, é requisito indispensável para as atividades funcionais¹⁵. Fatores como a idade (envelhecimento), fadiga muscular, lesões neuromusculares ou musculoesqueléticas, cicatrização tecidual, uso de órteses ou bandagens, dor, lesões nos mecanorreceptores e proprioceptores podem influenciar negativamente a propriocepção^{16,17}.

Os quatro testes realizados neste estudo envolveram três equipamentos diferentes para exercícios de propriocepção e, ainda o solo. Não foram encontrados estudos com análise eletromiográfica que comparassem o equilíbrio em diferentes equipamentos de treino proprioceptivo, dificultando a escolha do melhor equipamento para este tipo de protocolo^{5,16}.

A reeducação proprioceptiva visa desenvolver a proteção articular por meio de condicionamento e treinamento reflexivo, sendo uma das etapas finais de todo processo de reabilitação e fundamental no restabelecimento funcional¹⁸. Sabe-se que a instabilidade e o desequilíbrio estão relacionados com esse tipo de treino e constituem situações indispensáveis para que se tenha ativação dos proprioceptores, e conseqüente resposta muscular para a reorganização e estabilização postural⁵.

A eletromiografia de superfície pode configurar uma ferramenta útil para comparar e correlacionar a atividade muscular obtida em resposta a uma instabilidade intencionalmente provocada. Apesar de não constituir um método para quantificar a ativação de proprioceptores, alguns estudos já lançaram mão desse instrumento para estudar a ação muscular em exercícios de propriocepção e alterações posturais induzidas^{1,5,18}.

A utilização do apoio unipodal no presente estudo proporcionou a alteração do centro de gravidade e uma exacerbação do desequilíbrio, principalmente provocada pelo balancinho, gerando com isso o recrutamento de mais fibras musculares para

manutenção do equilíbrio, exigindo do voluntário percepção aguçada na tentativa de instalação de um padrão estático¹⁹. Esses achados confirmam os dados da avaliação subjetiva de dificuldade feita pelos voluntários ao final dos testes. O resultado obtido na análise eletromiográfica foi reafirmado pela dificuldade relatada pelos sujeitos e visualmente observada pelos pesquisadores. A maior dificuldade relatada foi o balancinho seguido da cama elástica, informação confirmada pela atividade elétrica muscular maior no tibial anterior e no gastrocnêmio no balancinho.

A hipótese explicativa aqui assumida para os resultados do teste do balancinho é que a ativação dos músculos tibial anterior e gastrocnêmio foram mais expressivas devido ao deslocamento do centro de massa ântero-posterior, com risco de queda tanto para frente quanto para trás. Isso pode ser explicado por meio do mecanismo de co-contracção, ou seja, quando a estabilidade postural é ameaçada por forças desestabilizadoras como o balancinho, o reflexo de excitabilidade é reforçado, independente das mudanças na ativação muscular²⁰ – o que pode ter favorecido a maior ativação do tibial anterior e gastrocnêmio no teste, corroborando os achados de Finley *et al.*²¹. Dessa forma, quando se muda o ambiente para gerar forças desestabilizadoras, os indivíduos tendem a aumentar a relação agonista-antagonista, desencadeando co-contracção e reflexos de estiramento^{22,23}.

Não se encontrou diferença significativa de ativação dos músculos tibial anterior e gastrocnêmio na cama elástica, quando comparada à prancha de equilíbrio. Ambos os equipamentos dispõem de superfície sujeita a instabilidade, efeito aumentado com apoio unipodal, o que desloca o centro de gravidade anteriormente, provocando desequilíbrio constante²⁰. O solo, por ser fixo, exige dos voluntários menor recrutamento de fibras musculares, diminuindo o número de interações entre a ativação neural e as células musculares²⁴⁻²⁷. Por ser uma superfície rígida sem irregularidades, promove discordância com a anatomia do pé, constituída pela concavidade da abóbada

plantar. Ao se exigir do sujeito a sustentação em apenas um dos membros, provoca-se tentativa de adaptação, que o faz buscar o equilíbrio estático. Não se observou excesso de demandas musculares ou de coordenação para a manutenção do equilíbrio articular, com poucos movimentos oscilatórios e, conseqüentemente, sem mudanças bruscas posicionais; coerentemente, foi no solo que se observou a menor atividade elétrica dos músculos analisados.

Na análise intermúsculo do teste do balancinho, não foi encontrada diferença significativa entre os músculos tibial anterior e gastrocnêmio. Um estudo que avaliou eletromiograficamente o tibial anterior e a face medial do gastrocnêmio encontrou maior atividade elétrica do gastrocnêmio, utilizando duas pranchas de equilíbrio diferentes; com os indivíduos em apoio bipodal, o sinal eletromiográfico foi captado em dois momentos, com os pés separados e próximos¹. O músculo gastrocnêmio permaneceu ativo durante todo o tempo de registro, apresentando sua participação efetiva na manutenção do equilíbrio, exercendo maior ativação que o tibial anterior¹.

Assim, este estudo sugere que, embora o treino do apoio unipodal seja importante na aquisição do controle postural e ganho proprioceptivo, os equipamentos a serem adotados diferem quanto à atividade elétrica demandada, recrutamento muscular e grau de dificuldade para a realização dos exercícios. Assim, os objetivos estabelecidos para a conduta fisioterapêutica, em relação ao ganho proprioceptivo, devem estar alinhados à escolha certa dos equipamentos e de acordo com o estágio de evolução do paciente e suas aptidões funcionais.

CONCLUSÃO

No apoio unipodal no balancinho foi observado maior recrutamento dos músculos tibial anterior e gastrocnêmio, assim como maior grau de dificuldade para manutenção do equilíbrio, confirmando os dados subjetivos. No teste ao solo, que exige menor contração muscular, foi percebido menor grau de dificuldade.

REFERÊNCIAS

- Oliveira FB, Paula RH, Oliveira CG. Avaliação de dois modelos de tábua proprioceptiva. *Fisioter Bras*. 2006;7(3):187-90.
- Riemann BL, Lephart SM. The sensorimotor system, part II: the role of proprioception in motor control and functional joint stability. *J Athl Train*. 2002;37(1):80-4.
- Zimny ML. Mechanoreceptors in articular tissues. *Am J Anat*. 1988;182(1):16-32.
- Proske U. Kinesthesia: the role of muscle receptors. *Muscle Nerve*. 2006;34(5):545-8.
- Cunha PL, Bonfim TR. Ativação eletromiográfica em exercícios sobre a prancha de equilíbrio. *Fisioter Bras*. 2007;8(3):192-7.
- Folland JP, Williams AG. The adaptations to strength training: morphological and neurological contributions to increased strength. *Sports Med*. 2007;37(2):145-68.
- Venturini C, Ituassu NT, Teixeira LM, Deus CVO. Confiabilidade intra e interexaminadores de dois métodos de medida da amplitude ativa de dorsiflexão de tornozelo em indivíduos saudáveis. *Rev Bras Fisioter*. 2006;10(4):407-11.
- Sampaio TCFVS, Gonçalves JM. Reeducação proprioceptiva nas lesões do ligamento cruzado anterior do joelho. *Rev Bras Ortop*. 1994;29(5):303-9.
- Santos MJ. Quais são as funções dos mecanorreceptores da articulação do ombro? Uma revisão da literatura. *Rev Fisioter Univ*. 2004;11(1):39-46.
- Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol*. 2000;10:361-74.
- Candotti CT, Loss JF, La Torre M, Melo MO, Araújo LD, Marcks VV. Uso da eletromiografia na análise de dor dos músculos trapézio superior e lombares durante protocolo de fadiga. *Rev Bras Fisioter*. 2009;13(2):144-51.
- Silva YO, Melo MO, Gomes LE, Bonezi A, Loss JF. Análise da resistência externa e da atividade eletromiográfica do movimento de extensão de quadril realizado segundo o método Pilates. *Rev Bras Fisioter*. 2009;13(1):82-8.
- Ocarino JM, Silva PLP, Vaz DV, Aquino CF, Bricio RS, Fonseca ST. Eletromiografia: interpretação e aplicações nas ciências da reabilitação. *Fisioter Bras*. 2005;6(4):305-10.
- Brum DPC, Carvalho MM, Tucci HL, Oliveira AS. Avaliação eletromiográfica de músculos da cintura escapular e braço durante a realização de exercícios com extremidade fixa e carga axial. *Rev Bras Med Esporte*. 2008;14(5):120-9.
- Johnson EO, Babis GC, Soultanis KC, Soucacos PN. Functional neuroanatomy of proprioception. *J Surg Orthop Adv*. 2008;17(3):159-64.
- Pánics G, Tállay A, Pavlik A, Berkes I. Effect of proprioception training on knee joint position sense in female team handball players. *Br Med J*. 2008;42(6):472-6.
- Stensdotter AK, Hodges P, Ohberg F, Hager-Ross C. Quadriceps EMG in open and closed kinetic chain tasks in women with patellofemoral pain. *J Mot Behav*. 2007;39(3):194-202.
- Lobato DFM, Santos GM, Coqueiro KRR, Matiello-Rosa SMG, Terruggi-Junior A, Bevilaqua-Grossi D, et al. Avaliação da propriocepção do joelho em indivíduos portadores de disfunção femuropatelar. *Rev Bras Fisioter*. 2005;9(1):57-62.
- Jonsson E, Seiger A, Hirschfeld H. One-leg stance in healthy young and elderly adults: a measure of postural steadiness? *Clin Biomech*. 2004;9(7):688-94.
- Krauss EM, Misiaszek JE. Phase-specific modulation of the soleus H-reflex as a function of threat to stability during walking. *Exp Brain Res*. 2007;181:665-72.
- Finley JM, Dhaher YY, Perreault EJ. Regulation of feed-forward and feedback strategies at the human ankle during balance control. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*. 2009:7265-8.
- Perreault EJ, Chen K, Trumbower RD, Lewis G. Interactions with compliant loads alter stretch reflex gains but not intermuscular coordination. *J Neurophysiol*. 2008;99:2101-13.
- De Serres S, Milner TE. Wrist muscle activation patterns and stiffness associated with stable and unstable mechanical loads. *Exp Brain Res*. 1991;86:451-8.
- Araguas R. Propriocepción en rehabilitación de lesiones deportivas. *Rev Asoc Argent Traumatol Deporte*. 1994;1(1):36-4.
- De Luca CJ. The use of electromyography in biomechanics. *J Biomech*. 1997;13:135-63.
- Enoka RM. Bases neuromecânicas da cinesiologia. São Paulo: Manole; 2002.
- Gouvali MK, Boudolos K. Dynamic and electromyographical analysis in variants of push-up exercise. *J Strength Cond Res*. 2005;19:146-5.