

Ativação muscular estabilizadora da patela e do quadril durante exercícios de agachamento em indivíduos saudáveis

Muscular activity of patella and hip stabilizers of healthy subjects during squat exercises

Lilian R. Felício¹, Luiza A. Dias², Ana P. M. C. Silva², Anamaria S. Oliveira³, Débora Bevilaqua-Grossi³

Resumo

Contextualização: Atualmente relaciona-se a fraqueza dos músculos do quadril e da coxa ao surgimento da dor anterior no joelho (DAJ). Dessa maneira, compreender como os agachamentos devem ser realizados para melhorar a ativação elétrica desses músculos é importante para o tratamento fisioterapêutico. **Objetivo:** Comparar a ativação mioelétrica de estabilizadores da patela e pelve entre as posições de agachamentos convencional e associado à contração isométrica em adução e abdução da coxa em indivíduos sem queixa de DAJ. **Métodos:** O sinal eletromiográfico foi captado a partir de eletrodos duplo-diferenciais posicionados nos músculos vasto medial oblíquo (VMO), vasto lateral oblíquo (VLO), vasto lateral longo (VLL) e glúteo médio (GMed) em 15 mulheres sedentárias e clinicamente saudáveis, durante a contração de agachamentos convencional e associados à adução e à abdução isométrica da coxa com carga de 25% do peso corporal. A análise estatística empregada foi o modelo linear de efeitos mistos, com significância de 5%. **Resultados:** A associação da adução e abdução isométrica da coxa no agachamento produziu cerca de 0,47 (0,2) e 0,59 (0,22), respectivamente, de atividade elétrica do músculo GMed, enquanto o agachamento convencional (AGA) produziu 0,33 (0,27) de atividade elétrica. A maior ativação do VMO aconteceu na contração de agachamento associado à adução da coxa e foi de 0,59 (0,27); já o músculo VLL apresentou uma maior atividade elétrica durante o agachamento associado à abdução, sendo de 0,60 (0,32). **Conclusão:** O exercício de agachamento associado à adução da coxa promoveu uma maior ativação muscular do VMO, além de aumentar a atividade muscular do GMed.

Palavras-chave: terapia por exercício; cinesiologia aplicada; eletromiografia; joelho; quadril.

Abstract

Background: Hip and knee muscle weaknesses have been associated with the onset of anterior knee pain (AKP). Therefore, the understanding of how squats exercises can be performed in order to optimize the electrical activity of these muscles is relevant for physical therapy treatments. **Objective:** To compare the electromyographic activity of patella and pelvic stabilizers during traditional squat and squat associated with isometric hip adduction or abduction in subjects without AKP. **Methods:** Electromyography signals were captured using double-differential electrodes at the *vastus medialis obliquus* (VMO), *vastus lateralis obliquus* (VLO), *vastus lateralis longus* (VLL) and *gluteus medium* (GMed) in 15 healthy and sedentary women during squats exercises: traditional and associated with hip adduction and hip abduction with load of 25% of body weight. Linear mixed models with significance level of 5% were used for data analysis. **Results:** Squat associated with hip adduction and abduction produced electromyographic activity of GMed of 0.47 (0.2) and 0.59 (0.22) respectively, while conventional squat produced an electromyographic activity of 0.33 (0.27). The higher VMO activity was 0.59 (0.27) during the isometric contraction in the squat associated with hip adduction. The higher VLO activity was 0.60 (0.32) during isometric contraction in the squat associated with hip abduction. **Conclusion:** Squat exercise associated with hip adduction increased VMO muscle activity as well as the activity of GMed activity.

Keywords: exercise therapy; kinesiology; electromyography; knee; hip.

Recebido: 04/01/2010 – **Revisado:** 20/09/2010 – **Aceito:** 10/02/2011

¹ Programa de Ciências da Saúde Aplicadas ao Aparelho Locomotor, Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto (FMRP), Universidade de São Paulo (USP), Ribeirão Preto, SP, Brasil

² Curso de Fisioterapia, FMRP, USP

³ Departamento de Biomecânica, Medicina e Reabilitação do Aparelho Locomotor, FMRP, USP

Correspondência para: Lilian Ramiro Felício, Av. Bandeirantes, 3900 CEP 14049-900, Ribeirão Preto, SP, Brasil, e-mail: lilianrf@uol.com.br

Introdução

O movimento de agachamento é frequentemente prescrito no protocolo cinesioterapêutico para diversos acometimentos do joelho, pois, quando administrado adequadamente para esse fim, promove aumento da força dos músculos da coxa e da cintura pélvica¹⁻³. Além disso, esse movimento em cadeia cinética fechada é parte integrante de atividades funcionais consideradas fonte de queixa em pacientes com dor anterior ao joelho (DAJ), como em algumas práticas esportivas e no subir e descer escadas¹.

Exercícios em cadeia cinética fechada associados à contração isométrica de abdutores da coxa proporcionam maior ativação elétrica do músculo glúteo médio (GMed) em indivíduos saudáveis quando comparados a exercícios em cadeia cinética aberta, sendo que agachamento bipodal produz um melhor equilíbrio pélvico quando comparado ao agachamento unipodal⁴. No entanto, o agachamento unipodal, quando associado à abdução da coxa, não promoveu maior ativação do músculo GMed quando comparado ao agachamento unipodal associado à adução da coxa⁵.

A associação de agachamento e contração isométrica de adução da coxa revelou ser capaz de promover valores de amplitude eletromiográficos semelhantes entre as porções medial e lateral do quadríceps em comparação ao agachamento convencional (AGA)⁶, proporcionando, dessa maneira, um melhor equilíbrio dinâmico da articulação patelofemoral. Entretanto, esses autores⁶ não avaliaram a musculatura da pelve.

Compreender como o agachamento deve ser realizado a fim de promover maior ativação muscular dos estabilizadores da patela e do quadril tornou-se relevante, pois, além da estabilidade dinâmica da patela, a fraqueza dos músculos estabilizadores pélvicos está relacionada à disfunção patelofemoral⁷⁻¹¹.

Portanto, ainda não está descrita na literatura qual a forma mais eficiente para realizar o agachamento a fim de se obter uma ativação muscular equilibrada dos estabilizadores dinâmicos da patela e uma maior atividade elétrica da musculatura estabilizadora da pelve. Essa informação auxiliaria, por exemplo, como base científica, na justificativa da prescrição desse exercício em pacientes com DAJ ou disfunção patelofemoral.

Dessa maneira, o objetivo deste estudo foi comparar a ativação mioelétrica de estabilizadores da patela e pelve entre as posições de agachamentos convencional e associado à contração isométrica de adução e de abdução da coxa em indivíduos sem queixa de DAJ. A hipótese deste estudo é de que o agachamento associado à contração isométrica de abdução da coxa promove um aumento da atividade eletromiográfica dos estabilizadores da patela em relação aos agachamentos convencional e aos associados à adução da coxa.

Materiais e métodos

Participaram deste estudo 15 mulheres sedentárias sem queixas de DAJ, recrutadas por convite verbal. Foram incluídas aquelas que apresentavam, no máximo, dois sinais clínicos de desalinhamento do membro inferior¹², sem queixa de DAJ¹³, sem história de implicações ortopédica ou neurológica, trauma ou cirurgia prévia no sistema osteomioarticular do membro inferior ou coluna vertebral, visto que a dor é o principal sinal relacionado à DAJ. Foram excluídas as voluntárias que se queixavam de dor em qualquer parte do membro inferior e aquelas que realizavam, duas ou mais vezes por semana, qualquer tipo de atividade física amadora ou desportiva⁶.

Todas as voluntárias foram devidamente esclarecidas sobre os procedimentos adotados e assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido aprovado pelo Comitê de Ética do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Ribeirão Preto, SP, Brasil (protocolo n°. HCFMRP 14102/2006).

Os sinais eletromiográficos de superfície foram adquiridos bilateralmente a partir de oito eletrodos ativos duplo-diferenciais (dimensões 23x21x5 mm e distância intereletrodo de 10 mm) de Ag/AgCl, com ganho de 20x, impedância de entrada de 10GΩ e índice de rejeição do modo comum de 130dB. Os eletrodos ativos foram posicionados sobre os músculos vasto medial oblíquo (VMO), vasto lateral oblíquo (VLO), vasto lateral longo (VLL) (Figura 1A)¹⁴ e GMed (Figura 1B)¹⁵. Eles foram fixados, com fita adesiva dupla-face, à pele previamente preparada, e as conexões foram testadas segundo as normas do *Surface EMG for Non Invasive Assessment of Muscles Project*¹⁵. O eletrodo referência de aço inoxidável (3 cm de diâmetro) foi fixado ao osso esterno.

Os sinais foram analogicamente amplificados e digitalizados com frequência simultânea de amostragem de 2 KHz por canal, na faixa de 0,01–1,5 kHz, pela placa conversadora de 16 bits de resolução de faixa dinâmica do equipamento portátil *Myosystem BR-IP84*, da marca *Datahomini* (Uberlândia,

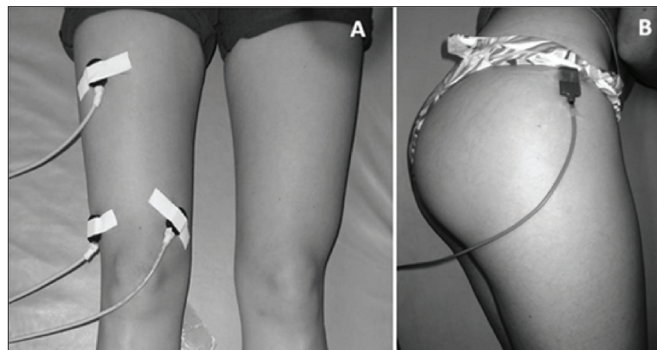


Figura 1. Posicionamento dos eletrodos nos músculos vasto medial oblíquo (VMO), vasto lateral oblíquo (VLO) e vasto lateral longo (VLL) (1A), de acordo com Bevilaqua-Grossi et al.¹⁴, e no músculo glúteo médio (GMed) (1B), de acordo com *SENIAM project*¹⁵.

Minas Gerais). O programa *Myosystem*, versão 3.5, foi utilizado para visualização e processamento do sinal eletromiográfico.

Os sinais eletromiográficos do VMO, VLO e VL foram coletados em três contrações isométricas voluntárias máximas (CIVM) de extensão da perna, com o joelho fixo a 90° de flexão (cadeira extensora), visto que essa posição proporciona maior atividade elétrica dos músculos do quadríceps¹ e do GMed em CIVM na posição de prova de função muscular¹⁶; o quadril foi mantido a 20° de abdução e 10° de extensão; a estabilização da pelve e a resistência aplicada na região distal da perna foram realizadas manualmente pelo mesmo experimentador¹⁷. A CIVM dessas atividades foi realizada durante seis segundos, como valores de referência para a posterior normalização dos dados eletromiográficos obtidos nas tarefas de agachamento estudadas.

Todas as posições isométricas de agachamento foram realizadas com carga adicional de 25% do peso corporal individual de cada voluntária. Essa carga adicional foi determinada por tentativa e erro, em estudo piloto, como a mínima capaz de intensificar a atividade mioelétrica, em especial do músculo GMed, a fim de tornar possível o registro de sua atividade por eletrodos duplo-diferenciais, com nível aceitável de relação sinal-ruído^{9,14}.

As voluntárias foram posicionadas para coleta dos dados eletromiográficos do AGA com o dorso apoiado em uma bola de 45 cm de diâmetro, da marca Carci[®], mantendo-a contra a parede, os joelhos a 60° de flexão¹⁸, os pés afastados e alinhados à distância dos ombros e o quadril em posição neutra

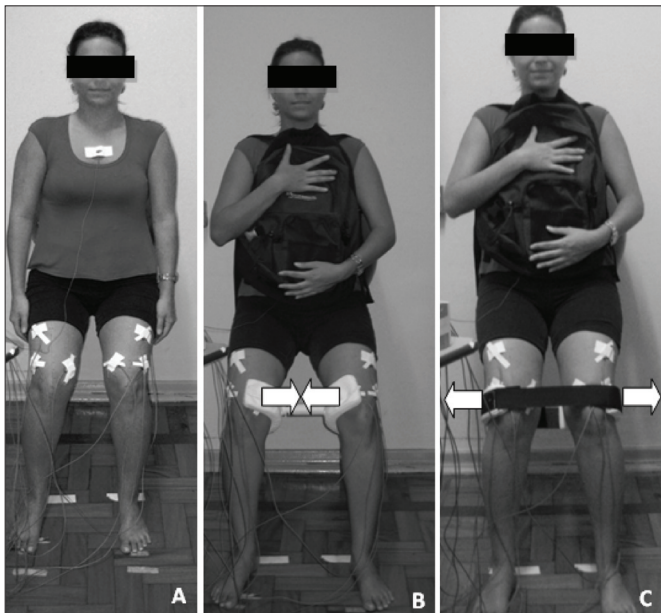


Figura 2. Agachamento isométrico convencional com joelho fletido a 60° com o quadril em posição neutra (2A), associado à contração isométrica de adução da coxa (2B) e associado à contração isométrica de abdução da coxa (2C).

de rotação nos planos frontal e transversal (Figura 2A). As contrações de agachamento associadas à CIVM de adução da coxa (AGA-ADD)⁶ foram realizadas na mesma posição do AGA, enquanto as participantes realizavam a CIVM de adução da coxa contra um suporte posicionado entre as pernas, na altura do epicôndilo medial do fêmur (Figura 2B). Por sua vez, as contrações de agachamento associadas à abdução da coxa (AGA-ABD) foram realizadas a partir da posição de AGA com adição da contração em CIVM de abdução da coxa resistida por uma faixa inextensível e regulável com Velcro[®], posicionada na altura do epicôndilo lateral do fêmur (Figura 2C). Os movimentos pélvicos nos planos transversal e frontal foram controlados visualmente pelos experimentadores. O registro das contrações em posição isométrica de agachamento garantiu que os registros eletromiográficos de superfície não fossem afetados pelas variações das relações de comprimento-tensão e velocidade-tensão ou ainda pelo número de unidades motoras ativas na área de captação¹⁹.

A sequência dos exercícios foi determinada por sorteio simples, sendo registrados seis segundos de três contrações de cada um dos agachamentos, incentivados verbalmente de maneira padronizada pelo mesmo experimentador. Um tempo mínimo de repouso de dois minutos entre cada contração foi estabelecido para minimizar os efeitos da fadiga muscular²⁰.

Os sinais eletromiográficos brutos foram digitalmente filtrados na faixa de 20 a 500 Hz, e a raiz quadrada da média dos quadrados (RMS, *root mean square*) foi calculada para representar a amplitude de ativação muscular.

O valor médio de RMS de cada músculo estudado foi normalizado pelo valor médio de RMS obtido nas contrações de referência do mesmo músculo²¹, ou seja, pela razão entre o valor médio nas contrações estudadas pelo valor médio obtido dos registros das CIVMs. Dessa forma, os valores de amplitude de ativação mioelétrica são apresentados em unidade arbitrária (UA). A atividade muscular foi caracterizada como mínima (entre 0 a 0,39), moderada (entre 0,40 a 0,74) e forte (entre 0,75 a 1)²².

Médias e desvios-padrão dos valores de RMS normalizados dos músculos avaliados foram usados para verificar diferenças estatisticamente significantes entre os lados dominante e não-dominante e entre as ativações dos músculos estabilizadores da patela e o GMed durante as atividades de AGA, AGA-ABD e AGA-ADD. O modelo linear de efeitos mistos²³ é um teste de variância e foi escolhido para análise desses dados porque considera tanto as fontes de variação intersujeitos quanto intrasujeitos. Seu emprego é recomendado quando as respostas de um mesmo indivíduo estão agrupadas, e a suposição de independência entre as observações no grupo não é adequada²³. O efeito aleatório foi considerado como sendo os músculos

avaliados, VMO, VLO, VLL e GMed, e o efeito fixo foi considerado como sendo os exercícios, AGA, associado à contração isométrica de adução e abdução da coxa.

O ajuste do modelo para uma distribuição normal foi feito por meio do procedimento PROC MIXED do programa SAS® 9.0, e adotou-se significância de 5%.

Resultados

Os dados demográficos e os parâmetros clínicos das mulheres sedentárias avaliadas neste estudo estão descritos na Tabela 1.

Não há diferenças estatisticamente significativas entre os valores de ativação muscular considerando o lado de dominância dos membros inferiores. As associações tanto da adução quanto da abdução isométrica da coxa favoreceram a ativação do músculo GMed (Tabela 2) em relação ao AGA ($p < 0,05$). Em relação aos estabilizadores patelares, os resultados revelaram que o VMO encontra-se mais ativado no agachamento quando associado à adução da coxa do que em relação aos outros

Tabela 1. Médias e desvios-padrão dos dados demográficos e parâmetros clínicos dos voluntários (n=15).

Parâmetros	
Idade (anos)	22,26 (2,22)
Altura (cm)	161,7 (7,33)
Massa Corporal (Kg)	56,56 (4,68)
Escala Visual Analógica após o teste funcional de agachamento ¹³ (cm)	0
Aumento do ângulo Q (%)	14
Aumento da pronação subtalar (teste da queda do navicular) (%)	10
Patela medializada (%)	100

Tabela 2. Médias e desvios-padrão das amplitudes eletromiográficas normalizadas (RMS normalizado) dos músculos vasto medial oblíquo (VMO), vasto lateral oblíquo (VLO) e vasto lateral longo (VLO) e glúteo médio (GMed) no agachamento convencional (AGA) associado à contração isométrica de abdução da coxa e (AGA-ABD) e associado à contração isométrica de adução da coxa (AGA-ADD). Unidades arbitrárias (UA) n=15.

Membro dominante	AGA	AGA-ABD	AGA-ADD
GMed	0,33 (0,27)	0,47 (0,20) ^a	0,59 (0,22) ^b
VMO	0,32 (0,12)	0,52 (0,24)	0,59 (0,27) ^c
VLO	0,32 (0,12)	0,38 (0,17)	0,41 (0,11)
VLL	0,37 (0,14)	0,60 (0,32) ^a	0,53 (0,16) ^b
Membro não-dominante			
GMed	0,26 (0,13)	0,52 (0,24) ^a	0,59 (0,27) ^b
VMO	0,46 (0,33)	0,38 (0,25)	0,58 (0,59) ^c
VLO	0,35 (0,14)	0,37 (0,15)	0,44 (0,15)
VLL	0,49 (0,19)	0,53 (0,19)	0,61 (0,28)

^a Diferença significativa entre AGA-ABD em relação ao AGA, com $p < 0,05$; ^b Diferença significativa entre AGA-ADD em relação ao AGA, com $p < 0,05$; ^c Diferença significativa entre AGA-ADD em relação ao AGA-ABD, com $p < 0,05$.

agachamentos testados ($p < 0,05$). O músculo VLL, por sua vez, apresenta uma maior atividade elétrica no agachamento associado à adução e à abdução da coxa quando comparado ao AGA ($p < 0,05$) (Tabela 2). A comparação entre a atividade dos músculos estabilizadores da patela não apresentou diferença estatisticamente significativa.

Discussão

Os dados do presente trabalho revelaram que a ativação muscular produzida pelos agachamentos propostos varia entre 26 e 60% da ativação atingida nas contrações de referência, ativação essa considerada de fraca a moderada²². O músculo GMed apresentou maior atividade elétrica nas contrações de agachamento associado à abdução e à adução da coxa em relação ao AGA, o qual produziu ativação muscular semelhante para todos os músculos estudados.

É preciso destacar que, mesmo com o acréscimo de uma carga correspondente a 25% do peso corporal e a associação de abdução ou adução da coxa, a ativação do GMed na contração de agachamento foi de, no máximo, 59% da amplitude gerada na posição de prova de função desse músculo. Dessa forma, quando uma fraqueza muscular é evidenciada na avaliação clínica de pacientes, é preciso considerar que os exercícios de agachamento, como propostos no presente estudo, podem não ser suficientes para recuperar a força dessa musculatura, e exercícios específicos devem ser incluídos no protocolo.

Ao contrário da hipótese inicial, tanto o agachamento associado à adução da coxa quanto o agachamento associado à abdução da coxa produziram ativações moderadas e maiores que as atingidas com o AGA para a musculatura estabilizadora da patela e da pelve. Entretanto, apesar de todos os agachamentos apresentarem atividade equilibrada da musculatura

estabilizadora da patela, o agachamento associado à adução da coxa promoveu um aumento da atividade elétrica do músculo VMO quando comparado ao AGA-ABD. A contração do GMed nessas situações deve-se, provavelmente, à sua função estabilizadora da pelve e ao controle da rotação interna do fêmur²⁴⁻²⁶. Esses dados concordam com os achados de Hertel et al.⁵ que, apesar de avaliarem agachamento unipodal, não verificaram efeito da contração isométrica de adução e abdução da coxa na atividade elétrica do GMed. No entanto, as condições experimentais são distintas, já que, no presente estudo, as voluntárias mantiveram ambos os pés apoiados no solo, o dorso apoiado em uma bola e a adição de uma carga de 25% do peso corporal.

Além desse achado de uma moderada ativação do GMed na contração de agachamento associado à adução e abdução da coxa, na tarefa de agachamento associado à adução da coxa, verificou-se uma maior ativação elétrica do músculo VMO, desejável na reabilitação de lesões meniscais²⁷ e ligamentares do joelho²⁸ e na DAJ^{29,30}.

Por outro lado, a análise dos resultados desse estudo revelou que o agachamento associado à abdução da coxa também favoreceu a ativação do GMed, entretanto apresenta maiores valores de atividade para o músculo VLL. Essa maior ativação do VLL não deveria ser preconizada na intervenção de luxações patelares e disfunções patelofemorais, pois favoreceriam a lateralização da patela¹.

Coqueiro et al.⁶ descreveram que tão importante quanto favorecer a contração da porção medial do quadríceps da coxa é prescrever exercícios que promovam sinergismo da musculatura estabilizadora lateral da patela. Dessa maneira, nossos dados não diferem quanto à ativação do GMed e apontam uma atividade equilibrada entre os estabilizadores da patela nos exercícios AGA-ADD e AGA-ABD, entretanto o exercício de agachamento associado à adução do quadril mostrou um aumento da atividade mioelétrica do músculo VMO. Sugere-se, dessa forma, esse exercício como o mais indicado na

reabilitação de pacientes com DAJ por enfatizar a ativação do GMed e a atividade do VMO.

Os resultados do presente estudo têm como limitação a falta de informação sobre a cinemática da pelve e dos segmentos do membro inferior e a exata alteração de posicionamento da patela causada pelas contrações musculares propostas. Outro aspecto que não foi abordado é a relação entre o músculo tensor da fáscia lata e a sua função estabilizadora pélvica juntamente com os músculos abdutores do quadril. Além desse aspecto, o músculo tensor da fáscia lata é um estabilizador ântero-lateral do joelho, e uma fraqueza nessa musculatura pode levar a um aumento das forças de cisalhamento e, conseqüentemente, um aumento do estresse patelofemoral³¹.

Por fim, é relevante considerar que se trata de um estudo exploratório e que seus resultados, como a variância das médias de amplitude eletromiográfica, podem ser utilizados como base para novos estudos que busquem reproduzir o método com um número maior de voluntários, assim como portadores de DAJ, apontando a validade terapêutica desses exercícios.

Conclusão

Os resultados deste estudo mostraram que o exercício de agachamento associado à adução da coxa promoveu uma maior ativação muscular do VMO, além de produzir um aumento na atividade do GMed.

Agradecimentos

À Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo - FAPESP (processo número 2007/08461-6), pelo apoio financeiro, e ao Centro de Métodos Quantitativos- CEMEQ/Hospital das Clínicas, FMRRP, pela realização da análise estatística.

Referências

- Escamilla RF, Zheng N, Macleod TD, Brent Edwards W, Imamura R, Hreljac A, et al. Patellofemoral joint force and stress during the wall squat and one-leg squat. *Med Sci Sports Exerc.* 2009;41(4):879-88.
- Dionísio VC, Almeida GL, Duarte M, Hirata RP. Kinematic, kinetic and EMG patterns during downward squatting. *J Electromyogr Kinesiol.* 2008;18(1):134-43.
- Stensdotter AK, Hodges PW, Mellor R, Sundelin G, Häger-Ross C. Quadriceps activation in closed and in open kinetic chain exercise. *Med Sci Sports Exerc.* 2003;35(12):2043-7.
- Distefano LJ, Blackburn JT, Marshall SW, Padua DA. Gluteal muscle activation during common therapeutic exercises. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2009;39(7):532-40.
- Hertel J, Earl JE, Tsang KK, Miller SJ. Combining isometric knee extension exercises with hip adduction or abduction does not increase quadriceps EMG activity. *Br J Sports Med.* 2004;38(2):210-3.
- Coqueiro KRR, Bevilaqua-Grossi D, Bérzin F, Soares AB, Candolo C, Monteiro-Pedro V. Analysis on the activation of the VMO and VLL muscles during semisquat exercises with and without hip adduction in individuals with patellofemoral pain syndrome. *J Electromyogr Kinesiol.* 2005;15(6):596-603.
- Souza RB, Powers CM. Differences in hip kinematics, muscle strength, and muscle activation between subjects with and without patellofemoral pain. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2009;39(1):12-9.
- Ireland ML, Willson JD, Ballantyne BT, Davis IM. Hip strength in females with and without patellofemoral pain. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2003;33(11):671-6.
- Robinson RL, Nee RJ. Analysis of hip strength in females seeking physical therapy treatment for unilateral patellofemoral pain syndrome. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2007;37(5):232-8.

10. Cichanowski HR, Schmitt JS, Johnson RJ, Niemuth PE. Hip strength in collegiate female athletes with patellofemoral pain. *Med Sci Sports Exerc.* 2007;39(8):1227-32.
11. Bolgia LA, Malone TR, Umberger BR, Uhl TL. Hip strength and hip and knee kinematics during stair descent in females with and without patellofemoral pain syndrome. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2008;38(1):12-8.
12. Dye SF. Patellofemoral pain current concepts: an overview. *Sports Med Arthrosc.* 2001;9(4):264-72.
13. Cowan SM, Bennell KL, Hodges PW, Crossley KM, McConnell J. Simultaneous feedforward recruitment of the vasti in untrained postural tasks can be restored by physical therapy. *J Orthop Res.* 2003;21(3):553-8.
14. Bevilaqua-Grossi D, Monteiro-Pedro V, Sousa GC, Silva Z, Bérzin F. Contribution to the anatomical study of the oblique portion of the vastus lateralis muscle. *Braz J Morphol Sci.* 2004;21(1):47-52.
15. Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol.* 2000;10(5):361-74.
16. Kendal FP, McCreary EK, Provance PG, Rodgers MM, Roman WA. *Músculos: provas e funções.* 5ª Ed. São Paulo: Editora Manole; 2007.
17. Basmajian JV, De Luca CJ. *Muscle Alive: their functions revealed by Electromyography.* 5ª ed. Baltimore: Williams & Wilkins; 1985.
18. Bevilaqua-Grossi D, Felício LR, Simões R, Coqueiro KRR, Monteiro-Pedro V. Avaliação eletromiográfica dos músculos estabilizadores da patela durante exercício isométrico de agachamento em indivíduos com síndrome da dor femoropatelar. *Rev Bras Med Esporte.* 2005;11(3):159-63.
19. De Luca CJ. The use of surface electromyography in biomechanics. *J Appl Biomech.* 1997;13(2):135-63.
20. Callaghan MJ, McCarthy CJ, Oldhan JA. Electromyographic fatigue characteristics of the quadriceps in patellofemoral pain syndrome. *Man Ther.* 2001;6(1):27-33.
21. Hanten WP, Schuthies SS. Exercise effect on electromyographic activity of the vastus medialis oblique and vastus lateralis muscles. *Phys Ther.* 1990;70(9):561-5.
22. Kelly BT, Backus SI, Warren RF, Williams RJ. Electromyographic analysis and phase definition of the overhead football throw. *Am J Sports Med.* 2002;30(6):837-44.
23. Schall R. Estimation in generalized linear models with random effects. *Biometrika.* 1991;78(4):719-27.
24. Nyland J, Kuzemchek S, Parks M, Caborn DN. Femoral anteversion influences vastus medialis and gluteus medius EMG amplitude: composite hip abductor EMG amplitude ratios during isometric combined hip abduction-external rotation. *J Electromyogr Kinesiol.* 2004;14(2):255-61.
25. Mascal CL, Landel R, Powers C. Management of patellofemoral pain targeting hip, pelvis, and trunk muscle function: 2 case reports. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2003;33(11):647-60.
26. McCrory JL, Quick NE, Shapiro R, Ballantyne BT, McClay Davis I. The effect of a single treatment of the Protonics on system biceps femoris and gluteus medius activation during gait and the lateral step up exercise. *Gait Posture.* 2004;19(2):148-53.
27. Akima H, Furukawa T. Atrophy of thigh muscles after meniscal lesions and arthroscopic partial meniscectomy. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2005;13(8):632-7.
28. Bryant AL, Kelly J, Hohmann E. Neuromuscular adaptations and correlates of knee functionality following ACL reconstruction. *J Orthop Res.* 2008;26(1):126-35.
29. Wilk KE, Reinold MM. Principles of patellofemoral rehabilitation. *Sports Med Arthrosc.* 2001;9(4):325-36.
30. Cabral CMN, Monteiro-Pedro V. Recuperação funcional de indivíduos com disfunção femoropatelar por meio de exercícios em cadeia cinética fechada: revisão da literatura. *Rev Bras Fisioter.* 2003;7(1):1-8.
31. Cohen M, Vieira EA, Silva RT, Vieira ELC, Berfein PAS. Estudo anatômico do trato iliotibial: revisão crítica de sua importância na estabilidade do joelho. *Rev Bras Ortop.* 2002;37(8):328-35.