

Análise do padrão eletromiográfico durante os agachamentos padrão e declinado

Analysis of electromyographic patterns during standard and declined squats

Alves FSM¹, Oliveira FS¹, Junqueira CHBF¹, Azevedo BMS², Dionísio VC³

Resumo

Objetivo: Identificar e comparar o padrão eletromiográfico (EMG) dos principais músculos do membro inferior com apoio bilateral durante o agachamento padrão e declinado. **Métodos:** Foram recrutados oito sujeitos (três homens e cinco mulheres), todos destros, atletas de final de semana e saudáveis (médias: 20,57 anos; 69,5±15kg; 1,73±0,15m). Foram registrados os sinais eletromiográficos dos músculos vasto medial oblíquo (VMO), vasto lateral (VL), bíceps femoral (BF), sóleo (SO), tibial anterior (TA) e eretor espinhal (EE) durante a fase ascendente (70°-0°) e descendente (0°-70°) dos agachamentos padrão (plano horizontal) e declinado (a 25°). A integral da atividade EMG de cada músculo foi calculada no intervalo de 300 milissegundos (ms) antes do início e do final do movimento. A média de cada músculo para cada sujeito foi analisada pelo teste de análise de variância para medidas repetidas (ANOVA) para verificar o efeito da tarefa de agachar. **Resultados:** A análise qualitativa revelou que o padrão de atividade muscular durante os agachamentos padrão e declinado foram similares, e a análise quantitativa não revelou diferenças na atividade EMG. **Conclusão:** Os resultados demonstram que a atividade EMG dos músculos estudados foi similar entre as tarefas propostas.

Palavras-chave: eletromiografia; articulação do joelho; atividade motora; terapia por exercício.

Abstract

Objective: To identify and compare the electromyographic (EMG) pattern of the main muscles of the lower limbs with bilateral support during standard and declined squats. **Methods:** Eight healthy subjects were recruited (three men and five women), all right-handed and weekend athletes (means: 20.57 years; 69.5±15kg; 1.73±0.15m). Electromyographic (EMG) signals from the vastus medialis obliquus (VMO), vastus lateralis (VL), biceps femoris (BF), soleus (SO), tibialis anterior (TA) and erector spinae (ES) muscles were recorded during the ascending (70°-0°) and descending (0°-70°) phases of the standard squat (horizontal plane) and declined squat (at 25°). The integral of the EMG activity for each muscle was calculated over an interval between 300 ms before the start of the movement and its end. The mean for each muscle for each subject was analyzed using analysis of variance for repeated measurements (ANOVA) to investigate the effect of the squatting task. **Results:** Qualitative analysis revealed that the muscle activity patterns during standard and declined squats were similar, and quantitative analysis did not reveal any differences in EMG activity. **Conclusion:** The results demonstrated that the EMG activity of the muscles studied was similar in these tasks.

Key words: electromyography; knee joint; motor activity; exercise therapy.

Recebido: 26/06/2008 – **Revisado:** 07/10/2008 – **Aceito:** 02/12/2008

¹ Fisioterapeuta

² Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia, Centro Universitário do Triângulo (Unitri), Uberlândia (MG), Brasil

³ Laboratório de Estudos Clínicos em Fisioterapia, Universidade de Ribeirão Preto (UNAERP), Ribeirão Preto (SP), Brasil

Correspondência para: Flávio Sérgio Marques Alves, Rua Dom Silvério, 70, Bairro Rosário, CEP 38440-060, Araguari (MG), Brasil, e-mail: fsmalves@yahoo.com.br

Introdução

A síndrome da dor fêmoro-patelar (SDFP) compreende várias lesões que acometem o aparelho extensor do joelho como a tendinopatia patelar, tendinite na inserção do tendão da patela, tendinite patelar, tendinose patelar, joelho do saltador, disfunção fêmoro-patelar¹, e é uma condição comum que vem acometendo pessoas entre 10 e 35 anos de idade, sendo mais comum em mulheres que em homens². A disfunção fêmoro-patelar produz grande estresse na cartilagem articular e tem o potencial de aumentar o estresse no osso subcondral, sendo uma explicação plausível de causas de dor nessa articulação³.

Embora a instabilidade patelar seja a principal causa dessa síndrome⁴, muitos são os fatores que podem produzir tal instabilidade⁵. O antagonismo entre a atividade do vasto medial oblíquo (VMO) e a do vasto lateral (VL) estabiliza a patela, e quando ocorre um desequilíbrio entre as forças geradas por essas porções do quadríceps, é produzida a instabilidade e conseqüente dor na articulação fêmoro-patelar², principalmente quando a articulação é mais exigida.

Exercícios em cadeia cinética fechada têm sido empregados em muitos programas de reabilitação, inclusive para os portadores da SDFP^{6,7}. O agachamento é um bom exemplo de exercício em cadeia cinética fechada⁸ e faz parte de qualquer programa de ginástica ou musculação⁹, bem como de programas de reabilitação¹⁰. O principal objetivo é o desenvolvimento de força dos principais músculos do membro inferior¹⁰, embora possa haver diferença na atividade EMG desses músculos¹¹. Mais recentemente, Purdam et al.¹² e Young et al.¹³ sugeriram que o agachamento declinado (AD) a 25° é uma boa forma de recuperação de portadores de tendinite patelar comparado com o agachamento padrão (AP), ou seja, no plano horizontal.

Entretanto, as estratégias motoras (padrão no recrutamento muscular) na realização do agachamento ainda não foram totalmente exploradas. Cheron et al.¹⁴ e Hase et al.¹⁵ estudaram apenas a estratégia motora durante a fase inicial do agachamento, sendo que pode haver mais de uma estratégia para o início do agachamento¹⁵. Outros estudos observaram a estratégia motora em movimentos esportivos, cujo foco principal era articulação do joelho^{8,10,11}. Mais recentemente, Dionísio et al.¹⁶ identificaram e descreveram uma única estratégia para a execução do agachamento quando os movimentos do tronco são restritos no plano sagital.

Contudo, todos esses estudos foram desenhados utilizando o agachamento padrão, e o efeito do agachamento declinado sobre a estratégia motora ainda é pouco conhecido. Kongsgaard et al.¹⁷ observaram que no agachamento declinado unipodal, a atividade EMG do quadríceps e dos flexores plantares foram maiores do que outros músculos, e que o tendão patelar sofria maior tensão do que o agachamento padrão. Esse maior esforço

sobre o tendão patelar produziria um efeito biopositivo, o que poderia justificar a melhora dos portadores da tendinite patelar. Todavia, os autores não discutiram o padrão de recrutamento muscular utilizado na realização desse tipo de agachamento comparado com o agachamento padrão.

Portanto, o objetivo deste estudo foi identificar e comparar o padrão eletromiográfico durante as fases ascendente e descendente dos agachamentos padrão e declinado.

Materiais e métodos

Amostra

Foram selecionados oito voluntários adultos jovens (três homens e cinco mulheres) saudáveis, todos destros, que não praticavam atividade física regularmente (atletas de final de semana) e tinham idade entre 18 e 25 anos (média 20,57 anos), peso entre 50 e 90Kg (média 69,5±15kg), altura de 1,60 a 1,90m (média 1,73±0,15m). Não foram inclusos sujeitos com histórico de dor, cirurgia, doenças ou lesões osteomioarticulares de membro inferior. Ao voluntário foi reservado o direito de se retirar da pesquisa a qualquer momento, conforme o termo de consentimento previamente assinado por ele e aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa do Centro Universitário do Triângulo (Unitri) sob o registro 624842 em 27 de Junho de 2007.

Registro dos dados

Após a tricotomia e assepsia com álcool, eletrodos de superfície ativos diferenciais simples foram fixados no vasto medial oblíquo (VMO), vasto lateral (VL), bíceps femoral (BF), sóleo (SO), tibial anterior (TA) e eretor espinhal (EE). Para o VMO, o eletrodo foi colocado no ventre muscular respeitando a direção das fibras (cerca de 54°) e também uma distância de cerca de 2cm distal ao ponto motor¹⁸. Para tanto, foi solicitada uma contração isométrica do quadríceps, de forma a observar a atividade do VMO. A partir disso, o eletrodo foi posicionado considerando o ângulo de inclinação das fibras e buscando a posição mais próxima do retináculo. Para os outros músculos, os eletrodos foram colocados de acordo com as recomendações do projeto SENIAM (Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles) da Biomedical Health and Research Program (BIOMED II) of the European Union¹⁹. Os eletrodos não eram descartáveis e eram compostos por duas barras paralelas de prata com 1cm de comprimento e 1mm de largura cada, com 1cm de distância uma da outra. O ganho dos eletrodos foi de 20 vezes e foram conectados ao eletromiógrafo computadorizado da marca DataHominis Tecnologia Ltda com ganho de 100 vezes, perfazendo um ganho

total de 2000 vezes, filtro passa faixa de 15Hz a 1kHz com uma frequência de aquisição de 2000Hz. Também foi utilizado um eletrodo terra, de 3cm², fixado no maléolo lateral da fíbula e untado com pasta gel eletrocondutora para melhorar a condução dos sinais e eliminar eventuais interferências externas. Um canal auxiliar também foi utilizado com um eletrogoniômetro DataHominis de hastes flexíveis e rotação de 360°, o qual foi colocado na articulação do joelho, com o eixo fixado sobre o epicôndilo lateral do fêmur, com as hastes alinhadas com o fêmur e com a tíbia. Previamente ao início da avaliação, os canais do eletromiógrafo foram devidamente calibrados para determinar a extensão total do joelho 0° e a flexão (180°).

Tarefa

Os sujeitos foram posicionados de forma que os pés tivessem uma distância equivalente à largura dos ombros, e estivessem paralelos. Os sujeitos foram ainda orientados a manter os braços cruzados sobre seu peito, de forma que cada mão tocasse o ombro oposto. A captação dos sinais eletromiográficos foi feita somente no membro dominante do voluntário (lado direito). A atividade elétrica desses músculos foi capturada durante os

agachamentos padrão (Figura 1A) e declinado a 25° (Figura 1B), na fase descendente (0° a 70°) e ascendente (70° a 0°). Foi posicionado, na região posterior do sujeito, um suporte ajustável para limitar o movimento final da fase descendente e delimitar o início do movimento na fase ascendente.

Foi permitida a execução de 2 repetições para o aprendizado do movimento e para conferir se havia algum fio que fosse capaz de impedir os movimentos, e se a captação dos sinais estava adequada, sem a presença de ruídos.

Os voluntários realizaram as 10 repetições do agachamento padrão, sendo 5 repetições para a fase descendente e 5 repetições para a ascendente. Posteriormente, o mesmo número de repetições foi realizado, na mesma sequência, para o agachamento declinado.

O início de cada movimento foi autorizado por meio do comando verbal do pesquisador. Os sujeitos foram orientados a realizar movimentos o mais rapidamente possível e manter a posição final até o término da coleta, cuja duração foi de 2 segundos. Entre cada repetição, houve um intervalo de aproximadamente 1 minuto, necessário pra salvar os dados obtidos e também para evitar a fadiga muscular. Entre cada série de 5 repetições, houve um período de 3 minutos com a finalidade novamente de evitar a fadiga muscular.

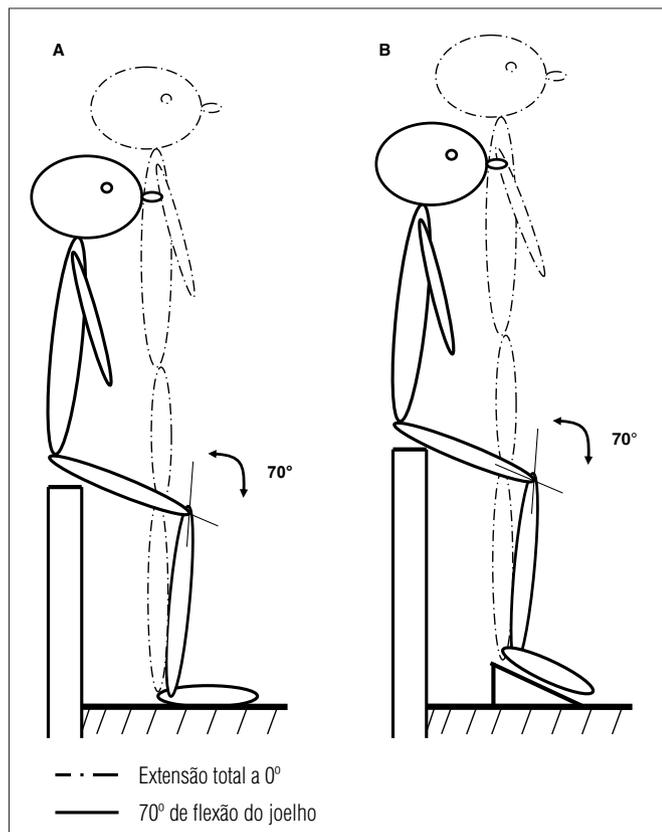


Figura 1. Modelo do Agachamento Padrão (A) e Declinado a 25° (B). Na fase descendente, o movimento ocorreu de 0° a 70° de flexão de joelho e, na fase ascendente, o movimento ocorreu de 70° a 0° de flexão de joelho.

Processamento dos dados

Os sinais EMG obtidos em microvolts (μV) foram retificados (*full wave*), filtrados (passa-baixa a 25Hz, usando um filtro *Butterworth* de segunda ordem) e normalizados pela contração isométrica voluntária máxima (CIVM). Depois os mesmos foram analisados a partir do início do movimento menos 300 milissegundos (ms) determinado a partir do início do deslocamento angular, captado pelo eletrogoniômetro. Foi obtida a média das 5 repetições de cada sujeito para cada tarefa. A partir da média, foi calculada a integral (área da curva retificada) de cada um dos músculos até o final do movimento. Para esses procedimentos, foram utilizados o *software Excel* (*Microsoft, Office XP 2003*) e o *KaleidaGraph* (*Synergy software, versão 3.08*).

Análise estatística

Para o cálculo amostral, foi utilizada a distribuição *t* de *Student* a partir do desvio-padrão observado nos estudos piloto. Para a avaliação do efeito da tarefa, foi utilizada a análise de variância (ANOVA) fatorial de medidas repetidas *two way* [tarefa (agachamento padrão e agachamento declinado) X músculos (integral da curva dos seis músculos)]. Como processo *post hoc* foi utilizado o método *Least-significant difference* (LSD). Os dados foram analisados em um computador pessoal com o programa

estatístico *Statistica for Windows* (Statsoft, Inc. versão 5.0). Para todas as avaliações, foi estabelecido um nível de significância (α) de 0,05 e β de 0,2, com poder de 80%.

Resultados

Agachamento na fase descendente (atividade excêntrica)

Analisando qualitativamente a série temporal de uma repetição na fase descendente (Figura 2), foi possível observar que

antes de iniciar o movimento de agachamento, todos os músculos apresentaram uma atividade basal. Apenas o EE apresentou alguma atividade adicional. Isso ocorreu para ambas as modalidades de agachamento (Figuras 2E e 2F). Durante o início do agachamento, o SO e o EE tiveram aumento de sua atividade no AD, sugerindo que os mesmos estiveram envolvidos no início do movimento. Para o AP, o TA também foi ativado, sugerindo que ele foi necessário para iniciar o movimento (Figura 2A). O TA seria necessário para gerar uma perturbação postural na articulação do joelho e iniciar o movimento.

A atividade elétrica dos músculos VMO e VL analisada em ambos os agachamentos (AD e AP) tiveram sua ativação

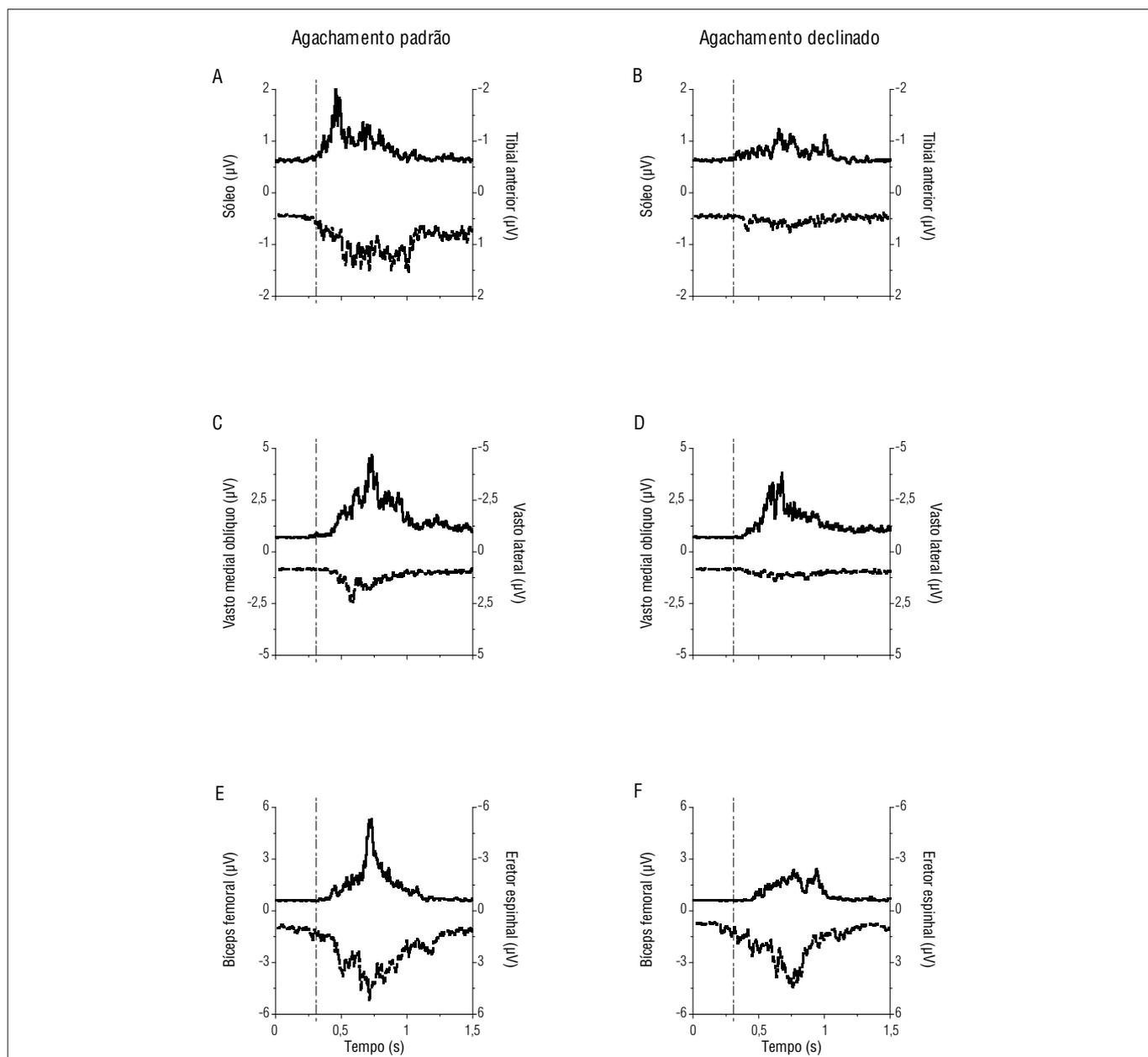


Figura 2. Série temporal da atividade EMG normalizada (microvolts pelo tempo) do vasto medial oblíquo (VMO), vasto lateral (VL), bíceps femoral (BF), sóleo (SO), tibial anterior (TA) e eretor espinal (EE) na fase descendente do agachamento padrão (esquerda) e declinado (direita). A linha tracejada vertical representa o início do movimento.

após o início do movimento (Figuras 2C e 2D). Sua ação se dá na tentativa de frear o movimento, controlando a velocidade da flexão do joelho, produzida pela ação gravitacional, a qual aumenta com a flexão do joelho. Isso justificaria a atividade EMG crescente de acordo com o aumento da flexão do joelho. O músculo BF foi o último a ser ativado no AD (Figura 2E), mas no AP sua ativação foi simultaneamente ao VMO e VL (Figura 2F). Essa ativação possivelmente foi necessária para dosar a quantidade de rotação que a pelve produziria, mantendo-a estabilizada e auxiliando o EE no controle do agachamento. Além disso, juntamente com as porções do quadríceps, contribuiriam para a estabilidade do joelho durante o movimento.

Após o início do movimento, a atividade EMG de todos os músculos estudados aumentou em ambos os grupos; mas, qualitativamente, a atividade EMG desses músculos foi maior na tarefa AP. Entretanto, quando a média da integral de cada

um dos músculos foi calculada durante todo o tempo de movimento (Figura 3A) e analisada estatisticamente, a análise de variância não revelou efeito das tarefas ($F_{(1,14)}=2,54$ $p<0,1332$) e nem da interação ($F_{(5,70)}=0,10$ $p<0,9926$); entretanto, como esperado, houve efeitos dos músculos ($F_{(5,70)}=5,34$ $p<0,003$). O *pos hoc* também não mostrou efeito da tarefa para cada um dos músculos ($p>0,33$).

Agachamento na fase ascendente (atividade concêntrica)

A análise qualitativa da série temporal de uma repetição do agachamento na fase ascendente (Figura 4) mostra que todos os músculos estudados foram ativados antes do início do movimento, tanto no AD como no AP. Isso foi necessário para que fosse possível a manutenção na posição inicial (agachado a 70°). Entretanto, a magnitude pareceu ser superior no AP, quando comparado ao AD. Para iniciar o movimento na fase ascendente, foi necessário o aumento de atividade dos músculos responsáveis por vencer a inércia e a ação gravitacional (VMO, VL e EE) em ambos os agachamentos (Figuras 4C e 4D). Esses músculos continuaram ativos por todo o movimento até a chegada da posição ereta, em que a atividade foi reduzida ao mínimo necessário para manter a postura.

O músculo TA foi ativado de forma concêntrica para produzir a estabilização da articulação do tornozelo e o deslocamento anterior da tibia no AP, mas no AD sua atividade pareceu menor (Figuras 4A e 4B). O BF comportou-se de maneira diferente entre os agachamentos. No AD, ele permaneceu com baixa atividade antes do início do movimento; mas, logo após o início do movimento, sua atividade foi um pouco mais acentuada, atuando de forma concêntrica, gerando a rotação posterior da pelve, auxiliando na subida (Figura 4F). No AP, o BF já tinha uma ativação superior ao AD antes de iniciar o movimento, e depois essa atividade foi ainda maior durante o movimento (Figura 4E).

Após o início do movimento, a atividade EMG de todos os músculos aumentou em ambos os grupos; mas, qualitativamente, a atividade EMG desses músculos foi maior na tarefa do AP. Entretanto, apesar dessas observações (Figura 3B), a análise de variância não revelou efeito das tarefas ($F_{(1,14)}=1,03$ $p<0,3280$) e interação ($F_{(5,70)}=0,16$ $p<0,9769$), mas houve efeitos dos músculos ($F_{(5,70)}=6,54$ $p<0,001$). O *pos hoc* também não mostrou efeito da tarefa para cada um dos músculos ($p>0,27$).

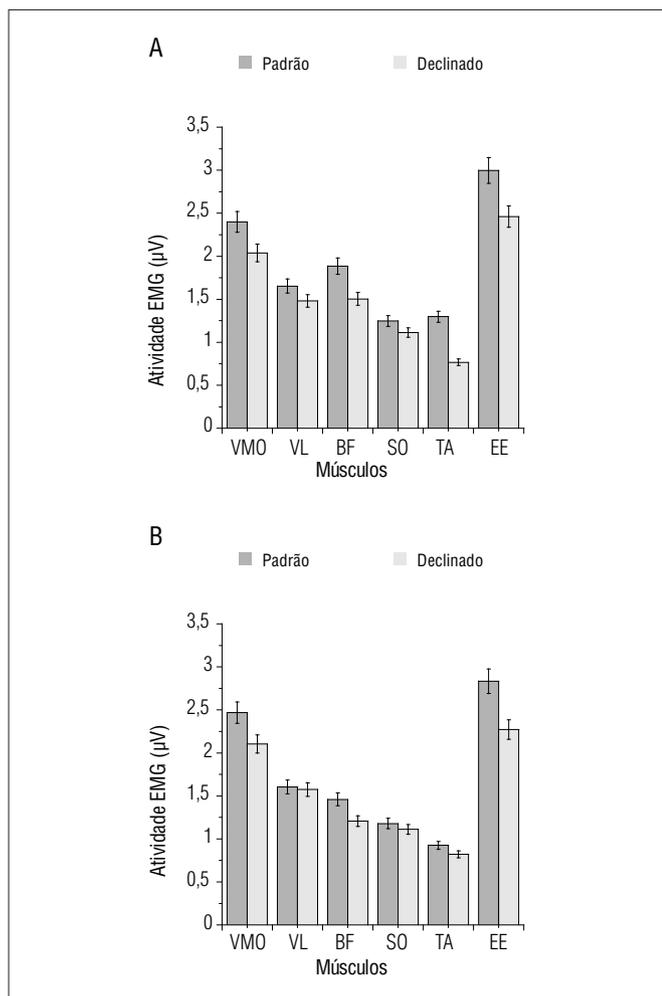


Figura 3. Média entre todos os sujeitos da integral da atividade EMG (μV) e seu erro padrão para o músculo vasto medial oblíquo (VMO), vasto lateral (VL), bíceps femoral (BF), sóleo (SO), tibial anterior (TA) e eretor espinal (EE) na fase descendente (A) e ascendente (B) dos agachamentos padrão (hachura escura) e declinado (hachura clara).

Discussão

O principal objetivo deste estudo foi identificar e comparar a estratégia motora (padrão de recrutamento muscular) e a

atividade eletromiográfica nas fases ascendente e descendente dos agachamentos padrão e declinado. Todos os sujeitos foram capazes de realizar adequadamente as tarefas.

De acordo com Hase et al.¹⁵, os músculos EE, gastrocnêmio e isquiotibiais mediais são os primeiros a serem ativados para que o tronco e os joelhos, respectivamente, sejam capazes de iniciar o movimento e ocorrer a descida durante o agachamento. Esses autores observaram que houve uma breve desativação do EE depois de iniciado o movimento, a magnitude da atividade foi aumentando na medida que ocorria o agachamento. Por outro lado, a atividade do TA foi observada em parte dos sujeitos analisados e, em outra parte, a atividade era

ausente. Esse padrão foi refletido do deslocamento do centro de pressão ao iniciar o agachamento¹⁵.

Para a fase descendente do agachamento, os resultados do presente estudo mostraram que o músculo EE foi um dos primeiros a ser ativado com o objetivo de gerar uma perturbação postural no tronco, aumentando a sua atividade na medida que a flexão do tronco ocorria. A desativação da atividade EMG do EE não foi observada, mas a atividade do TA esteve sempre presente no AP. O músculo TA foi ativado no início do movimento para produzir uma perturbação postural na articulação do joelho como uma reação pré-programada^{15,16}. Entretanto, a ativação do TA não foi observada no AD. Para

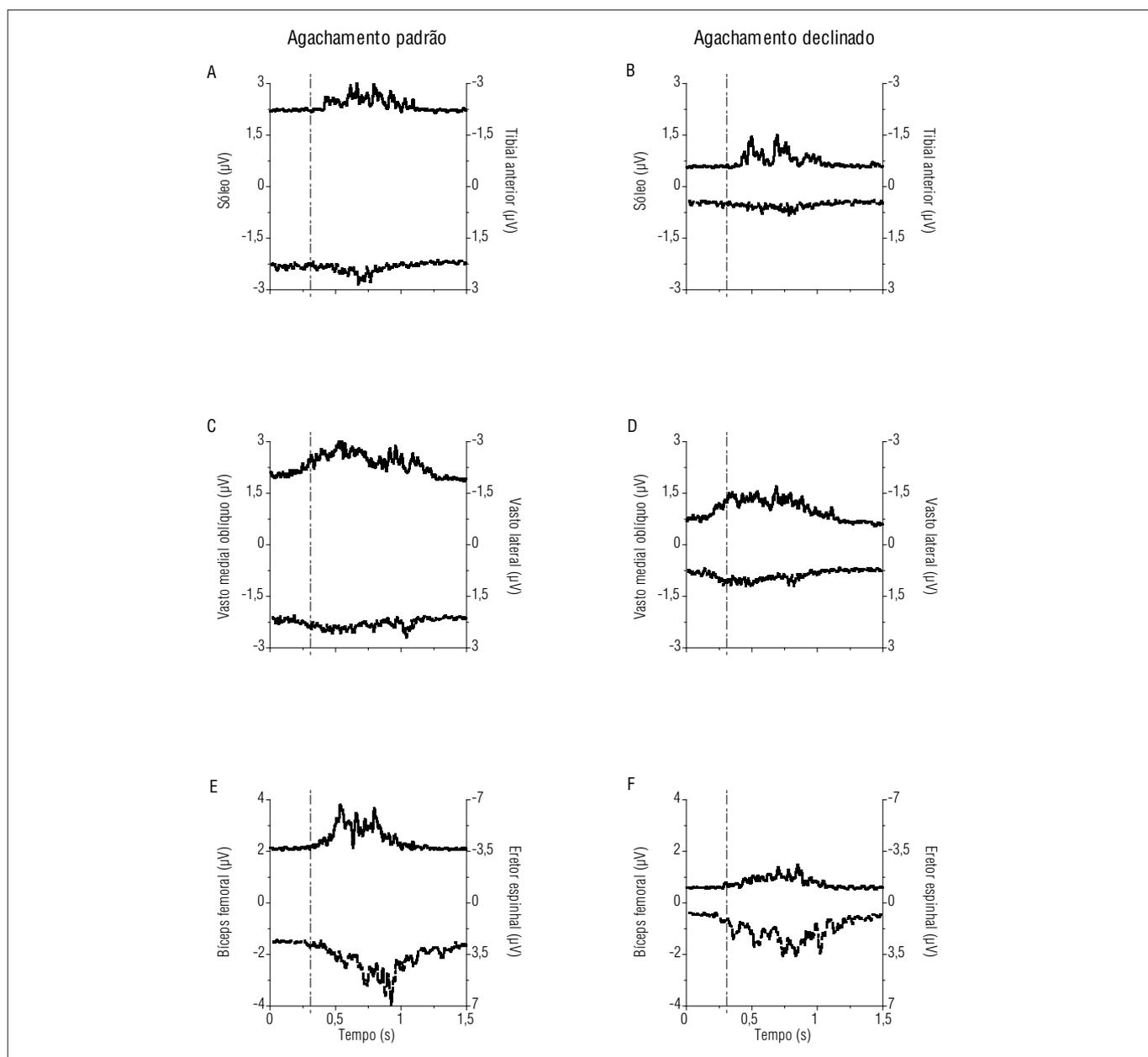


Figura 4. Série temporal da atividade EMG normalizada (microvolts pelo tempo) do vasto medial oblíquo (VMO), vasto lateral (VL), bíceps femoral (BF), sóleo (SO), tibial anterior (TA) e eretor espinhal (EE) na fase ascendente do agachamento padrão (esquerda) e declinado (direita). A linha tracejada vertical representa o início do movimento.

a quebra do padrão postural, os sujeitos podem ter utilizado o EE¹⁵ ou outro músculo, que não estava entre os músculos estudados. O músculo poplíteo é considerado um flexor primário do joelho e rotador externo do fêmur quando o pé não está livre para mover^{20,21}. Stensdotter et al.²² observaram que o músculo poplíteo foi o primeiro a ativar durante contrações isométricas do quadríceps em cadeia cinética fechada e aberta independente da amplitude angular. Possivelmente, os sujeitos do presente estudo podem ter utilizado uma estratégia que tenha como característica ativação primária do poplíteo para executar a quebra do padrão postural, uma vez que o TA estava em desvantagem mecânica para ser ativado durante o AD. Entretanto, estudos devem ser realizados para confirmar tal hipótese.

Além da maior atividade elétrica do EE, na fase descendente, para conter o deslocamento anterior do centro de massa e mantê-lo em uma posição adequada^{23,24}, o BF também foi ativado. Ohkoshi et al.²⁵ descreveram uma grande ativação dos posteriores da coxa na fase descendente do agachamento com a flexão do tronco, o que está de acordo com os achados do presente trabalho. Com a flexão do tronco, é necessária uma ação efetiva do BF para estabilizar o quadril. Essa ação diminui a tendência de anteversão pélvica durante a flexão do tronco, impedindo que o centro de massa fique mais anterior, atuando como sinergista do EE. No AP essa sinergia parece ter sido maior (Figura 2E), possivelmente por exigir maior flexão do quadril para realizar o agachamento do que no AD.

A atividade do TA foi importante no início do movimento no AP, mas também se mostrou importante durante o movimento para a estabilidade no tornozelo no sentido médio-lateral¹⁶; além disso, o TA também é importante na estabilidade no sentido ântero-posterior, cujo controle da tibia é essencial para manutenção do equilíbrio. Essa estabilização da tibia também é conseguida pela ação sinérgica do SO, cuja principal função é desacelerar a tibia durante a fase descendente do agachamento. A importância do SO no controle da tibia tem sido observada por outros autores durante a marcha²⁶, pois ele contribui para a ação de extensão do joelho, sendo, portanto, agonista do quadríceps. No AP, o SO é bem ativado durante o movimento, tendendo a ser maior do que no AD (Figuras 2A e 2B). Isso ocorreu provavelmente em função de que, durante o AP, na medida que ocorre o movimento na fase descendente, aumenta o deslocamento da tibia anteriormente e conseqüentemente aumenta o torque gerado no tornozelo¹⁶. Diferentemente, no AD, o tornozelo apresenta-se em flexão plantar, e o deslocamento anterior da tibia é mais discreto, não gerando grande demanda para ativar o SO. Entretanto, quantificando os dados, não houve diferença estatística. O músculo SO tem o padrão de ativação similar ao TA, sendo antagonista a este, realizando uma coativação durante a fase de descida do agachamento.

Juntos eles atuam para a estabilização do tornozelo no sentido ântero-posterior.

Dionísio et al.¹⁶ mostraram que os músculos do quadríceps e os posteriores da coxa não mudam sua atividade EMG no início e na fase de aceleração do movimento, sendo justificado pela ação gravitacional, que produz a queda livre do corpo, não necessitando atividade EMG adicional. Este estudo corrobora tais achados. Esses músculos (VMO, VL e BF) são ativados durante o movimento na tentativa de desacelerar o movimento, contraindo-se excêntrica. O músculo VMO tem uma ativação qualitativamente maior que a do VL, embora a análise de variância não tenha revelado o efeito da tarefa.

Para a fase ascendente do agachamento, os sujeitos já em posição agachada, antes do início do movimento, apresentaram atividade EMG em todos os músculos estudados, com a finalidade de manter a posição inicial. Mesmo antes de iniciar o movimento, ocorreu um aumento da atividade EMG dos músculos VMO e VL para realizar o movimento. Isso está de acordo com o estudo de Isear et al.¹¹. O EE também é ativado anteriormente ao movimento, contribuindo para a extensão do tronco para que o movimento de subida seja eficiente.

Após o início do movimento, esses músculos continuaram com grande atividade EMG e outros músculos foram ativados, como o SO, TA e BF. O BF contribuiu com a extensão do quadril, com tração da pelve posteriormente²⁵, enquanto que o TA e SO foram ativados para manter a estabilidade do tornozelo¹⁰. Entretanto, o SO foi mais ativo para que a tibia fosse puxada para trás, produzindo a flexão plantar necessária para a fase ascendente do agachamento. Essas observações para a fase ascendente foram similares para ambas as modalidades de agachamento (Figuras 4A e 4B).

O que mais chama a atenção nos resultados tanto para a fase ascendente quanto para a descendente é que, embora não tenha sido estatisticamente significativo, houve tendência de maior ativação EMG de todos os músculos no AP (Figuras 2 e 4). Esses resultados não estão de acordo com o estudo de Kongsgaard et al.¹⁷. Esses autores verificaram a atividade elétrica dos músculos VMO e VL significativamente maior na fase excêntrica do AD que no AP. A tarefa realizada nesse estudo foi o movimento de agachamento unipodal na fase excêntrica (0° a 95°). A demanda mecânica para essa atividade é acentuada se se considerar a necessidade de desaceleração na fase descendente. Além disso, o fato de que a tarefa foi realizada com apoio unilateral maximiza essa demanda, refletindo nos achados EMG. No presente estudo, o agachamento foi realizado de forma bipodal, sem controle do tronco, minimizando as dificuldades na execução da tarefa. A grande flexão de tronco proporciona o deslocamento anterior do centro de massa, o que gera menor torque no joelho e, portanto, menor atividade EMG no quadríceps. Essas

diferenças na metodologia justificam em parte a diferença entre os estudos. Também é possível que essas diferenças estejam relacionadas com as amostras utilizadas. Kongsgaard et al.¹⁷ tiveram uma amostra composta por sete homens e seis mulheres, enquanto que, no presente estudo, a amostra foi composta por três homens e cinco mulheres. As diferenças de gênero poderiam contribuir para a diferença na ativação da atividade EMG. Muitos estudos demonstraram diferenças de gênero em várias atividades, como a maior força do aparelho extensor do joelho²⁷ e na área de contato e pressão da articulação fêmoro-patelar²⁸ em favor dos homens. Por outro lado, o deslizamento e rolamento entre fêmur e tíbia durante cadeia cinética fechada é maior nas mulheres²⁹. Baseado nesses estudos, especula-se que essas diferenças poderiam gerar torques diferentes nas articulações do joelho e do tornozelo³⁰, o que poderia influenciar a atividade EMG. Outros estudos devem

ser realizados para confirmar essas hipóteses relacionadas ao controle do tronco e às diferenças de gênero.

Em razão do tamanho e composição da amostra e, considerando a possibilidade de diferenças de gênero, os resultados do presente estudo devem ser avaliados com cautela. Todavia, é certo que ambas as formas de agachamento são efetivas para o fortalecimento do quadríceps, situação usual na prática clínica, inclusive na reabilitação da SDFP.

Conclusão

De acordo com a metodologia, amostra utilizada e os resultados deste estudo, pode-se concluir que o padrão de atividade EMG dos músculos estudados é similar entre os agachamentos padrão e declinado.

Referências bibliográficas

- Peers KH, Lysens RJ. Patellar tendinopathy in athletes: current diagnostic and therapeutic recommendations. *Sports Med.* 2005;35(1):71-87.
- Lam PL, Ng GY. Activation of the quadriceps muscle during semisquatting with different hip and knee positions in patients with anterior knee pain. *Am J Phys Med Rehabil.* 2001;11(80):804-8.
- Besier TF, Draper CE, Gold GE, Beaupré GS, Delp SL. Patellofemoral joint contact area increases with knee flexion and weight-bearing. *J Ortho Res.* 2005;23(2):345-50.
- Karst GM, Willet GM. Onset timing of electromyographic activity in vastus medialis oblique and vastus lateralis muscles in subjects with and without patellofemoral pain syndrome. *Phys Ther.* 1995;75(9):813-23.
- Powers CM. The influence of altered lower-extremity kinematics on patellofemoral joint dysfunction: a theoretical perspective. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2003;33(11):639-46.
- Crossley K, Bennell K, Green S, McConnell J. A systematic review of physical interventions for patellofemoral pain syndrome. *Clin J Sports Med.* 2001;11(2):103-10.
- Fredericson M, Powers CM. Practical management of patellofemoral pain. *Clin J Sport Med.* 2002;12(1):36-8.
- Ninos JC, Irrgang JJ, Burdett R, Weiss JR. Electromyographic analysis of the squat performed in self-selected lower extremity neutral rotation and 30 degrees of lower extremity turn-out from the self-selected neutral position. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1997;5(25):307-15.
- Delavier F. Guia dos movimentos de musculação – abordagem anatômica. 2ª ed. São Paulo: Manole; 2000. p. 78-9.
- Escamilla RF. Knee biomechanics of the dynamic squat exercise. *Med Sci Sports Exerc.* 2001;33(1):127-41.
- Isear JAJr, Erickson JC, Worrell TW. EMG analysis of lower extremity muscle recruitment patterns during an unloaded squat. *Med Sci Sports Exerc.* 1997;29(4):532-9.
- Purdam CR, Johnsson P, Alfredson H, Lorentzon R, Cook JL, Khan KM. A pilot study of the eccentric decline squat in the management of painful chronic patellar tendinopathy. *Br J Sports Med.* 2004;38(4):395-7.
- Young MA, Cook JL, Purdam CR, Kiss ZS, Alfredson H. Eccentric decline squat protocol offers superior results at 12 months compared with traditional eccentric protocol for patellar tendinopathy in volleyball players. *Br J Sports Med.* 2005;39(2):102-5.
- Cheron G, Bengoetxea A, Pozzo T, Bourgeois M, Draye JP. Evidence of a preprogrammed deactivation of the hamstring muscles for triggering rapid changes of posture in humans. *Electroenceph Clin Neurophysiol.* 1997;105(1):58-71.
- Hase K, Sako M, Ushiba J, Chino N. Motor strategies for initiating downward-oriented movements during standing in adults. *Exp Brain Res.* 2004;158(1):18-27.
- Dionísio VC, Almeida GL, Duarte M, Hirata RP. Kinematic, kinetic and EMG patterns during downward squatting. *J Electromyogr Kinesiol.* 2008;18(1):134-43.
- Kongsgaard M, Aagaard P, Roikjaer S, Olsen D, Jensen M, Langberg H, et al. Decline eccentric squats increases patellar tendon loading compared to standard eccentric squats. *Clin Biomech.* 2006;21(7):748-54.

18. Dionísio VC. Estudo do controle motor nas fases ascendente e descendente do agachamento em sujeitos saudáveis e portadores da síndrome da dor fêmoro-patelar (SDFP). [Tese de Doutorado]. Campinas: Universidade de Campinas; 2005.
19. 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.
20. Kendall FP, McCreary BA. Músculos: Provas e Funções. 3ª ed. São Paulo: Manole; 1990.
21. Kapandji IA. Fisiologia articular: esquemas comentados de mecânica humana. 3º vol. 5ª Ed. São Paulo: Manole; 1990.
22. Stensdotter AK, Dalén T, Holmgren C, Häger-Ross C. Knee angle and force vector-dependent variations in open and closed kinetic chain for M. popliteus activation. *J Orthop Res*. 2008;26(2):217-24.
23. Ugrinowitsch C, Barbanti VJ, Gonçalves A, Peres BA. Capacidade dos testes isocinéticos em prever a "performance" no salto vertical em jogadores de voleibol. *Rev Paul Educ Fis*. 2000;14(2):172-83.
24. Corrêa SC, Freire ES. Biomecânica e educação física escolar: possibilidades de aproximação. *Revista Mackenzie de Educação Física e Esporte*. 2004;3(3):107-23.
25. Ohkoshi Y, Yasuda K, Kaneda K, Wada T, Yamanaka M. Biomechanical analysis of rehabilitation in the standing position. *Am J Sports Med*. 1991;19(6):605-7.
26. Schwartz M, Lakin G. The effect of tibial torsion on the dynamic function of the soleus during gait. *Gait Posture*. 2003;17(2):113-8.
27. Pincivero DM, Salfetniko Y, Campy RM, Coelho AJ. Angle and gender-specific quadriceps femoris muscle recruitment and knee extensor torque. *J Biomech* 2004;37(11):1689-97.
28. Csintalan RP, Schulz MM, Woo J, McMahon PJ, Lee TQ. Gender differences in patellofemoral joint biomechanics. *Clin Orthop Relat Res*. 2002;402:260-9.
29. Hollman JH, Deusinger RH, Van Dillen LR, Matava MJ. Gender differences in surface rolling and gliding kinematics of the knee. *Clin Orthop Relat Res*. 2003;403:208-21.
30. Dionísio VC, Sande LAP, Curtarelli MB. Gender differences during downward squatting. In: *Internacional Society of Motor Control, editor. Progress in Motor Control VI Conference: Anais do Progress in Motor Control VI Conference*; 2007 Aug 9-12. Santos, SP. Champain, IL: Human Kinitics; 2007. p. 201.