



# Especificidade da Atividade Mioelétrica no Agachamento Excêntrico Declinado em 25° e no Agachamento Padrão com Diferentes Sobrecargas

## Specificity of the Myoelectrical Activity on the Eccentric Decline Squat at 25° and Standard Squat With Different Overloads

Gustavo Leporace<sup>1,2</sup>  
Glauber R. Pereira<sup>1,3</sup>  
Roberto C.R. Carmo<sup>4</sup>  
André C. Silva<sup>1,4</sup>  
Rozineli P. Cabral<sup>4</sup>  
Nilson Silva Filho<sup>1,4</sup>  
Hérica E.C. Pasqualini<sup>4</sup>  
Luiz Alberto Batista<sup>1,4,5</sup>

1. Laboratório de Biomecânica e Comportamento Motor (Labicom), Universidade do Estado do Rio de Janeiro, Brasil.
2. Instituto Brasil de Tecnologias da Saúde, Rio de Janeiro, Brasil.
3. Programa de Engenharia Biomédica, PEB/Coppe, Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, Brasil.
4. Programa de Pós-Graduação em Motricidade Humana, Universidade Castelo Branco, Rio de Janeiro, Brasil.
5. Programa de Pós-Graduação em Ciências Médicas, Universidade do Estado do Rio de Janeiro, Brasil.

### Endereço para correspondência:

Laboratório de Biomecânica e Comportamento Motor  
Universidade do Estado do Rio de Janeiro  
Rua São Francisco Xavier, 524,  
Maracanã – 8° Andar, Sala 8122 –  
Rio de Janeiro – Brasil –  
CEP: 20550-900  
E-mail:  
gustavo.leporace@brasilsaude.org.br

### RESUMO

**Objetivo:** O objetivo neste estudo foi comparar a atividade mioelétrica entre o agachamento unilateral declinado e o agachamento unilateral em superfície plana, no deslocamento vertical de duas diferentes quantidades de massa. **Participantes:** Um grupo de oito sujeitos treinados recreacionalmente sem sinais e sintomas de lesões nas extremidades inferiores. **Procedimentos:** Em dias separados, os sujeitos realizaram dois tipos distintos de agachamento unilateral na fase descendente, diferenciados em função da direção da base de sustentação, sendo uma horizontal e outra inclinada a 25°. Os dois tipos de agachamento foram realizados com dois valores de carga, com o peso do próprio corpo e com sobrecarga representativa de 15 repetições máximas (15RM). **Mensurações:** As atividades mioelétricas do reto femoral, vasto lateral, posteriores de coxa mediais (semimembranoso e semitendinoso) e gastrocnêmio medial foram mensuradas nas quatro situações de teste. **Resultados:** O grupamento muscular quadríceps mostrou-se sensível à magnitude do ângulo de inclinação da plataforma, manifestando maior atividade no agachamento declinado, e não apresentou aumentos na ativação muscular como resposta ao aumento da carga. Os músculos mediais posteriores da coxa e o gastrocnêmio medial não se mostraram sensíveis à angulação da plataforma nem ao aumento da sobrecarga. Apesar das taxas de co-contracção não serem semelhantes entre as quatro situações testadas, as diferenças entre elas não se mostraram estatisticamente significativas. **Conclusão:** Os resultados confirmaram a maior ativação do quadríceps gerada no agachamento declinado em comparação ao agachamento realizado em superfície plana, sugerindo que esse exercício pode constituir uma alternativa para programas de reabilitação da tendinopatia patelar. Apesar de não termos encontrado diferenças estatisticamente significativas em relação à co-contracção muscular, os achados sugerem que esse exercício deve ser utilizado com cautela, já que o sinergismo muscular entre os músculos testados mostrou-se alterado em decorrência de modificações no *status* direcional da superfície de apoio, o que pode comprometer a especificidade da exercitação em relação a atividades específicas, como as esportivas, nomeadamente quanto ao aspecto coordenação.

**Palavras-chave:** biomecânica, agachamento declinado, agachamento padrão, EMG, comportamento motor.

### ABSTRACT

**Objective:** The aim of this study was to compare the myoelectrical activity between the single-leg decline squat and the single-leg standard squat, with two different overloads. **Participants:** A group of eight recreationally trained subjects with no signs or symptoms of injury in the lower limb. **Procedures:** On different days, the subjects performed two distinct kinds of unilateral eccentric squat, differentiated by the direction of the base of support, being one flat and the other declined at 25°. These two squats were carried out with two different overloads: with no extra overload and with an overload that represented 15 maximum repetitions (RM). **Outcome Measures:** The myoelectrical activities of the rectus femoris, vastus lateralis, medial hamstrings and gastrocnemius medialis were measured in the four test conditions (Flat and Decline Squat with and without extra overload). **Results:** The quadriceps muscles were sensitive to the platform angle, showing greater activity on the decline squat; however, they did not show increase in the activation when overload was added. The medial hamstrings and gastrocnemius medialis were not sensitive to the platform angle or to the overload increase. In spite of the alterations in the muscular co-contraction ratio in several situations, we did not find any statistically significant differences among the four conditions tested. **Conclusion:** The results confirmed the higher activation of quadriceps generated in the decline squat compared to the standard squat, suggesting that this exercise is an interesting choice for rehabilitation management of patellar tendinopathy. Despite the non-significant statistical differences regarding muscular co-contraction, this exercise should be used with caution, since muscle synergism is changed as a function of tested variables, altering the specificity of this exercise in relation to sports activities, mainly in the coordination aspect.

**Keywords:** biomechanics, decline squat, standard squat, EMG, motor behavior.

## INTRODUÇÃO

Os tendões são elementos anatômicos encarregados de transmitir aos ossos as forças geradas pelos músculos. Como consequência, estão sujeitos a ação de cargas mecanoindutoras e, tal como outras peças anatômicas, podem responder com alterações em sua estrutura e composição morfológica<sup>(1)</sup>. Dependendo da intensidade e periodicidade das cargas, as alterações podem evoluir para um quadro de adaptações patológicas, como é comum acontecer, por exemplo, nos casos de sobrecargas repetitivas<sup>(1)</sup>. Tendinose, tendinite, entesopatia, paratendinite, entre outros, são termos correntes utilizados na literatura para referir a instalação de tais condições patológicas nos tendões<sup>(2)</sup>. Com o propósito de evitar quaisquer incompreensões, adotamos neste manuscrito o termo tendinopatia.

É relatado na literatura que a realização de exercícios na fase subaguda e crônica é essencial para a obtenção de uma melhor reabilitação, apesar disso, existe uma lacuna de conhecimento no que diz respeito aos tipos de exercícios realmente eficazes para o tratamento. Nesse sentido, nas últimas duas décadas, pesquisadores têm introduzido a discussão sobre a influência do treinamento com ênfase em contração muscular excêntrica no tratamento de tendinopatias. Decorre disso, embora não haja explicação conclusiva no que tange aos mecanismos de funcionamento dos exercícios excêntricos, um acumulado de evidências indicando a eficácia de exercícios desse tipo na reabilitação de tendinopatias do tendão de Aquiles<sup>(3)</sup>.

Recentemente, a estratégia de realizar o agachamento, com ênfase na fase de contração muscular excêntrica, sobre superfícies inclinadas a 25°, ao qual nos referiremos daqui por diante como agachamento excêntrico declinado (AD), tem sido apontada como "o padrão ouro" na conduta da reabilitação de tendinopatias patelares, muito embora as informações acerca de sua efetiva eficácia ainda sejam escassas<sup>(4,5)</sup>. Em verdade, ainda são poucas as evidências que demonstram que o uso dessa estratégia supera, em termos da magnitude de resultados positivos, o de outras intervenções, tais como: treinamento concêntrico<sup>(6)</sup>, agachamento padrão em superfície horizontal<sup>(7,8)</sup>, ultrassom pulsado, massagem transversa profunda<sup>(9)</sup> e até mesmo a cirurgia<sup>(10)</sup>.

Um dos indicadores que demonstram a objetividade da execução é a quantidade e qualidade de atividade muscular que a conduta motora exercitatória desencadeia, pois isto nos mostra a quem o exercício está estimulando e de que forma. Tendo como ponto de partida esse pressuposto, Alves *et al.*<sup>(11)</sup> compararam a atividade mioelétrica entre o agachamento em plataforma declinada e em plataforma plana; entretanto, não encontraram diferenças significativas para os músculos do quadríceps e posteriores de coxa. Porém, esses autores só realizaram o agachamento bilateral e com deslocamento angular de 70° de flexão do joelho, diferentemente do que ocorre na prática clínica. Para além desse fato, os autores também não randomizaram a ordem de execução das condutas, o que pode ter influenciado os resultados devido a fadiga muscular. Dessa forma, os resultados desse estudo são questionáveis frente às evidências contrárias na literatura. Já Kongsgaard *et al.*<sup>(12)</sup> examinaram a atividade mioelétrica do quadríceps quando na execução dos mesmos exercícios, porém realizado de forma unilateral na fase descendente, e encontraram valores mais elevados para o agachamento em plataforma declinada. Apesar de ratificar a maior solicitação do quadríceps nesse exercício, nesse estudo não foram utilizadas sobrecargas adicionais ao peso corporal.

Frohm *et al.*<sup>(13)</sup> utilizaram sobrecarga absoluta de 10kg mantendo uma anilha à frente da região do peitoral e encontraram aumento na ativação do quadríceps na plataforma declinada quando comparado com a plataforma plana, resultado semelhante ao obtido no estudo de Zwerver *et al.*<sup>(14)</sup>.

Em que pese a contribuição dos três autores, para além do fato da escassa quantidade de informações, os poucos resultados disponíveis não são suficientes para que possamos fazer estimativas conclusivas acerca das diferenças entre as atividades musculares manifestas em decorrência do exercício realizado em superfície plana e em plano declinado, principalmente no que diz respeito aos efeitos da implementação de diferentes intensidades de sobrecargas relativas. Diante do exposto, o objetivo deste estudo foi comparar a atividade mioelétrica manifesta por músculos de membros inferiores no decorrer do agachamento em plano horizontal com aquela manifesta em agachamentos realizados em plano declinado a 25°, sem sobrecarga e com sobrecarga correspondente a 15RM. Como segundo objetivo, procuramos examinar a taxa de co-contracção entre os músculos dos posteriores de coxa e quadríceps.

## MÉTODOS

Coleta dos dados: Seis homens (28 ± 10 anos, 75,5 ± 12kg) e duas mulheres (22 anos, 61,1 ± 11kg) voluntariaram-se para participar do estudo após assinatura do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido aprovado, assim como o foram todos os procedimentos adotados na realização desse projeto, pelo comitê institucional de Ética em pesquisa com humanos.

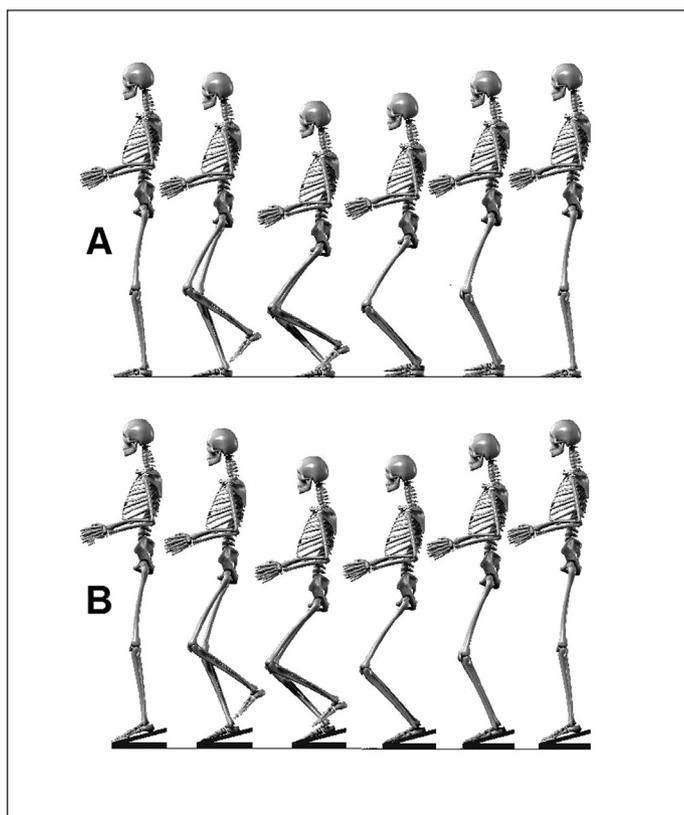
Todos os sujeitos eram recreacionalmente treinados e engajados em programas de treinamento contrarresistência, três vezes por semana, e nenhum apresentava, até o momento da realização do experimento, sinais ou relatos de sintomas sugestivos de lesão osteomioarticular.

A coleta de dados foi realizada em dois dias distintos, sendo respeitado intervalo mínimo de 72 horas entre as sessões. Para a realização dos exercícios com sobrecarga, em cada dia de execução, foi estipulada, por tentativa e erro, sobrecarga para 15 repetições máximas (15RM) na estratégia a ser examinada na sessão, o que proporcionou a obtenção de dados relativos a dois tipos distintos de exercício, a saber: agachamento padrão em superfície horizontal (AP 15RM) e agachamento em plataforma declinada à 25° (AD 15RM). O intervalo entre o teste de 15RM e a série foi de 15 minutos, e para geração de sobrecarga foi utilizada uma mochila lastrada colocada nas costas do executante, de acordo com o protocolo proposto por Purdam *et al.*<sup>(7)</sup>.

Em cada dia também foi executada uma série de 15 repetições em condições semelhantes de teste, porém sem a utilização de sobrecarga externa, resultando em mais dois tipos distintos de exercitação, a saber: agachamento declinado somente com o peso do próprio corpo (AD PC) e agachamento padrão em superfície horizontal somente com o peso do próprio corpo (AP PC).

Em ambos os agachamentos o executante iniciou o ciclo de movimento com o joelho em completa extensão e realizou um deslocamento angular de 90° completando a fase descendente. Nessa etapa, na qual predomina a contração excêntrica na musculatura examinada, foi utilizado o apoio simples, de forma que toda a carga incidisse sobre o membro inferior dominante. Na fase ascendente, na qual predomina a contração muscular concêntrica, os dois membros inferiores foram utilizados, caracterizando o duplo apoio (figura 1). Para determinação do membro inferior dominante foi verificado o segmento preferencialmente utilizado pelo indivíduo para chutar uma bola.

Para assegurar que a amplitude de movimento (ADM) almejada fosse alcançada em cada meio ciclo de execução, foi utilizado um mecanismo sensibilizador posicionado posteriormente ao sujeito, que foi calibrado por meio de comparação direta com goniômetro manual (Carci, Brasil). Dessa forma, foi possível controlar a ADM durante a execução utilizando, para efeito de *feedback*, tanto informação tátil como



**Figura 1.** Ciclograma das duas condutas exercitórias utilizadas no estudo. A) Agachamento padrão (AP). B) Agachamento declinado a 25° (AD). Note que em ambos os exercícios, somente a fase excêntrica é realizada unilateralmente, enquanto que a fase concêntrica é realizada com ambos os membros inferiores.

verbal. O dispositivo sensibilizador foi ajustado para cada indivíduo de forma que a articulação do joelho não ultrapassasse os previstos 90° de flexão. Um metrônomo *Qwiktime*, ajustado em 1Hz, determinando velocidade angular média de 45°/seg, foi utilizado no controle da frequência e do ritmo de execução.

A atividade mioelétrica (EMG) de todos os músculos foi capturada a uma frequência de amostragem de 2000Hz (EMG 100B, Biopac Systems Inc., Santa Bárbara, CA, EUA), com amplificação bipolar diferencial (impedância de entrada = 2M, taxa de rejeição do modo comum > 110db, ganho = 1.000), convertido analógico-digital (12bit, MP100WSW Biopac Systems Inc) e armazenada em computador pessoal para análise posterior através do *software* Acqknowledge 3.5 (Biopac Systems Inc., Holliston, MA, EUA).

Eletrodos de Ag/AgCl (KOBME Bio Protec Corp, Coréia) foram fixados na região dos músculos reto femoral, vasto lateral, ísquio-tibial e gastrocnêmio medial em paralelo com as fibras musculares, sendo utilizada distância intereletrodos de 2cm, segundo estratégia proposta por Cram *et al.*<sup>(15)</sup>. No que tange ao reto femoral, os eletrodos foram posicionados na região anterior da coxa, na metade da distância entre a espinha ilíaca anterossuperior e a articulação do joelho. Para o vasto lateral, dois eletrodos foram posicionados aproximadamente 3 a 5cm acima da patela, em ângulo oblíquo lateralmente à linha média. Os eletrodos dos ísquio-tibiais, representativos para os músculos semitendinoso/semimembranoso, foram posicionados na metade da distância entre a prega glútea e a interlinha articular do joelho, 3cm medialmente em relação à linha média. Já para o gastrocnêmio medial, foram posicionados dois eletrodos logo abaixo da interlinha articular do joelho, 2cm medial em relação à linha média<sup>(15)</sup>. O posicionamento dos eletrodos foi confirmado através de testes de contração isométrica voluntária máxima associada à palpação manual.

Antes do posicionamento dos eletrodos de EMG, foi realizada a tricotomia da pele e limpeza com álcool isopropil, visando reduzir a impedância<sup>(16)</sup>. Para reduzir a influência dos artefatos de movimento na atividade mioelétrica, os cabos dos eletrodos foram fixados à pele do executante por meio de fita adesiva hipoalérgica (3M Ltda., Brasil).

Os sinais eletromiográficos foram filtrados por um filtro digital não-linear *Butterworth* de 4ª ordem com frequências de corte inferior e superior de 20Hz e 500Hz, respectivamente, sendo calculado um valor de RMS parcial (RMSp) a partir do sinal mioelétrico, amostrado no intervalo de 60° a 90° de flexão do joelho, durante a fase descendente, em cada ciclo da execução. Com o propósito de reduzir a significância da interveniência da fadiga muscular e da adequação ao padrão de movimento na configuração do sinal mioelétrico, o valor de RMS resultante (RMSr), efetivamente utilizado no exame das diferenças, foi obtido por meio do cálculo da média aritmética dos valores de RMSp dos 10 ciclos centrais de toda a execução, para cada sujeito. Este valor foi normalizado usando como referência a maior média do RMS em duas contrações isométricas voluntárias máximas (CIVM) de seis segundos. Os valores de 60° a 90° de flexão de joelho foram utilizados para os testes de CIVM em virtude de evidências que demonstram que nessas posições existe a maior produção de torque. Para o reto femoral e o vasto lateral, realizou-se contração isométrica resistida com o joelho a 60° de flexão, na tentativa de executar extensão; para os ísquio-tibiais, realizou-se contração isométrica resistida com o joelho a 45° de flexão, na tentativa de executar flexão; e, para o gastrocnêmio medial, realizou-se contração isométrica resistida com o tornozelo a 0° de flexão, na tentativa de executar extensão<sup>(17-19)</sup>.

Como estratégia para estabelecer o sincronismo entre o eletromiograma e o decurso do deslocamento angular, foi utilizado o sinal de um goniômetro flexível (TSD 130B, Biopac Systems Inc, Santa Bárbara, CA) fixado no eixo de movimento do joelho. A captura dos sinais da eletrogoniometria foi realizada a 2.000Hz e a calibração do goniômetro foi feita por meio de amostras de registros coletados a 0° e 90° de flexão do joelho, de acordo com as recomendações do manual do MP100 (Biopac Systems Inc, Santa Barbara, CA).

## ANÁLISE DOS DADOS

O tratamento estatístico dos dados foi realizado no *software* GraphPad Prim® (versão 5.0). Foi utilizado o teste não-paramétrico de Wilcoxon Ranked para verificar a presença de diferenças estatisticamente significantes, sendo considerado um nível de significância de 5%. As quatro situações de teste (AD 15RM, AD PC, AP 15RM e AP PC) foram comparadas duas a duas, visando verificar a existência de diferenças significativas.

## RESULTADOS

Para o músculo vasto lateral só não foi constatado aumento significativo na ativação mioelétrica de AD PC para AD 15RM ( $p = 0,7422$ ). Já para todas as outras condições testadas, foram encontradas diferenças significativas (tabela 1).

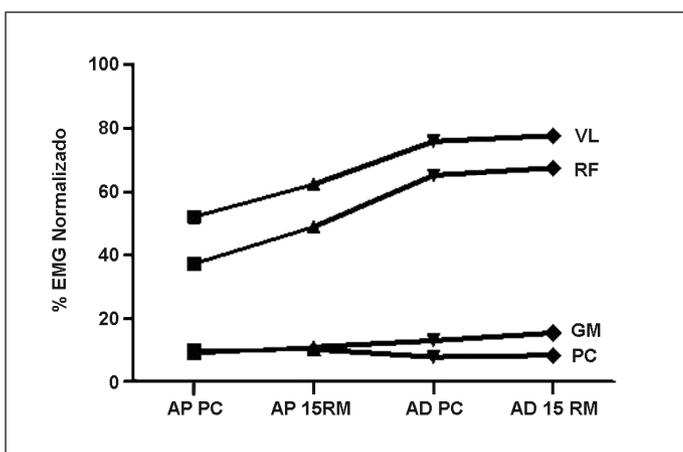
Quanto ao músculo reto femoral, a análise estatística identificou resultados significativos entre AD PC e AP PC ( $p < 0,01$ ), AD 15RM e AP PC ( $p < 0,05$ ) e entre AP PC e AP 15RM ( $p < 0,05$ ). Para esse músculo, não foram encontradas diferenças significativas para todas as outras situações testadas ( $p > 0,05$ ) (tabela 1).

O músculo gastrocnêmio medial só apresentou aumentos significativos para a situação de AD 15RM para AP PC ( $p < 0,05$ ) e os ísquio-tibiais não apresentaram alteração significativa ( $p > 0,05$ ) em nenhuma situação testada (tabela 1).

Para nenhuma das comparações entre taxas de co-contração foi encontrada diferença significativa ( $p > 0,05$ ) (figura 2, tabela 1).

**Tabela 1.** Atividade mioelétrica normalizada (%) nas quatro condições e as taxas de ativação muscular (média  $\pm$  desvio padrão).

	AP PC	AP 15RM	AD PC	AD 15RM
Reto femoral (%)	37,54 $\pm$ 22,02	49,06 $\pm$ 29,78	65,35 $\pm$ 18,52	67,66 $\pm$ 20,05
Vasto lateral (%)	52,33 $\pm$ 15,19	62,52 $\pm$ 15,88	75,97 $\pm$ 16,63	77,93 $\pm$ 17,29
Posteriores de coxa (%)	10,08 $\pm$ 6,34	10,51 $\pm$ 5,38	8,14 $\pm$ 3,82	8,71 $\pm$ 4,38
Gastrocnêmio medial (%)	9,2 $\pm$ 2,84	11,32 $\pm$ 4,28	13,2 $\pm$ 5,92	15,67 $\pm$ 9,1
RF/PC	5,92 $\pm$ 4,87	6,85 $\pm$ 5,57	9,04 $\pm$ 4,04	8,85 $\pm$ 4,06
RF/GM	4,96 $\pm$ 4,95	4,95 $\pm$ 4,02	5,53 $\pm$ 1,74	5,25 $\pm$ 2,27
VL/PC	7,15 $\pm$ 4,35	8,12 $\pm$ 5,26	11,06 $\pm$ 5,32	10,57 $\pm$ 5,16
VL/GM	6,34 $\pm$ 2,96	6,16 $\pm$ 2,48	7,67 $\pm$ 6,49	7,22 $\pm$ 6,81



**Figura 2.** Atividade mioelétrica nas quatro condições. VL: vasto lateral; RF: reto femoral; GM: gastrocnêmio medial; PC: posteriores de coxa.

## DISCUSSÃO

O agachamento excêntrico em plataforma declinada a 25° (AD) vem sendo utilizado como estratégia terapêutica na reabilitação de tendinopatias patelares, em atletas de diferentes esportes. Do ponto de vista da estimulação das musculaturas atuantes na cadeia biocinemática em foco, nossos dados demonstram que cada situação desenhada determina uma resposta diferente.

Os achados indicam que alguns músculos responderam efetivamente à alteração das condições de exercitação, o que sugere um certo nível de especificidade em relação aos tipos de exercícios utilizados. O fato de não terem sido encontradas diferenças estatísticas significativas em algumas situações de exercitação deve ser visto com reservas, uma vez que, segundo van Tulder *et al.*<sup>(20)</sup>, não existe relação linear entre significância estatística e importância clínica. No que diz respeito ao AD, os poucos estudos executados com o objetivo de avaliar sua eficácia encontraram resultados positivos para a diminuição da dor e aumento da funcionalidade<sup>(7-10)</sup>.

No que tange à atividade mioelétrica, assim como ao sinergismo muscular, principalmente em situações de sobrecarga, os estudos são escassos. Na presente investigação, não só investigamos a atividade mioelétrica de diferentes músculos, comparando seus comportamentos no agachamento declinado a 25° com os do agachamento em

plano horizontal, como também procuramos examinar o efeito da utilização de sobrecargas em acordo com o protocolo utilizado em estudos longitudinais<sup>(7,8)</sup>, o qual consiste na utilização de mochila com anilhas, posicionada na região dorsal do executante, como estratégia para aumentar a mecanoindução de carga no exercício.

A singularidade do presente estudo, embora tenha propiciado o levantamento de dados inéditos sobre o tema em foco, restringiu a possibilidade de análises comparativas, devido ao insuficiente acervo de estudos científicos que tenha utilizado, no conjunto, materiais e métodos similares. Apesar disso, outras investigações nos possibilitam interessantes inferências. Zwerver *et al.*<sup>(14)</sup> demonstraram que o agachamento declinado produz maiores forças verticais de reação do solo (FVRS) do que o agachamento em plano horizontal. As diferenças entre os dois tipos de exercício aumentam na medida em que ocorre elevação da sobrecarga externa e há evidências de que as forças tensivas nos tendões tendem a aumentar com a elevação das FVRS<sup>(13)</sup>. Por conseguinte, a utilização de sobrecargas progressivas no agachamento declinado, como observado em outros estudos<sup>(7-10)</sup>, parece ser alternativa adequada para mecanoinduzir cargas exercitatórias no tendão patelar.

No presente estudo, o vasto lateral respondeu de forma positiva à modificação das variáveis direção da base e magnitude da quantidade de massa deslocada. Em certa medida, nossos resultados estão de acordo com os achados de Kongsgaard *et al.*<sup>(12)</sup>, pois também constatamos aumento significativo da atividade mioelétrica no agachamento realizado em plataforma declinada em comparação com o realizado no plano horizontal, o que demonstra estarmos diante de um fator que efetivamente altera o valor de carga mecanoinduzida. Como se percebe, isso acontece mesmo sem a presença de massa adicional, o que sugere que esse músculo é sensível à inclinação da base, muito embora o uso de sobrecarga resulte em diferenças ainda maiores no agachamento em superfície horizontal.

Para além da esperada resposta de aumento da atividade mioelétrica associada ao aumento da massa deslocada, e muito embora também tenha demonstrando sensibilidade para a declinação da base, o músculo reto femoral só apresentou diferenças significativas quando comparadas as execuções AP PC e AP 15RM, AP PC e AD PC, assim como AP PC e AD 15RM.

Não foram encontradas diferenças significativas para a atividade elétrica do vasto lateral e do reto femoral entre o AD PC e AD 15RM, achado que diferiu daquele encontrado quando comparados AP PC e AP 15RM, nos quais o aumento de massa deslocada evidenciou-se como causa do aumento significativo na atividade mioelétrica. Há que se considerar que indivíduos inexperientes na execução de conduta motora podem apresentar padrão de ativação muscular alterado, devido a deficiência no domínio das estratégias motoras em execução, o que tende a fazer com que determinados músculos sejam mais ativos de forma a estabilizar a execução, minimizando a ocorrência de deslocamentos indesejados<sup>(21,22)</sup>. Diante disso, é recomendável que os executantes passem por um período de adaptação à exercitação na plataforma declinada antes que seja feita a adoção e, principalmente, o incremento da sobrecarga.

Quanto ao gastrocnêmio medial, encontramos diferenças significativas quando comparamos AP PC e AD 15RM. Quanto à comparação entre as atividades mioelétricas manifestas no AP PC e AD PC, não foram encontradas diferenças significativas, o que está de acordo com os resultados apresentados por Kongsgaard *et al.*<sup>(12)</sup>.

Para além da baixa ativação dos posteriores de coxa, não encontramos diferenças estatisticamente significativas para todas as outras

condições, o que também está em acordo com os achados de Kongsgaard *et al.*<sup>(12)</sup>. De acordo com Zwerver *et al.*<sup>(14)</sup>, durante o agachamento declinado ocorre um aumento do valor de torque extensor no joelho, o que, em parte, explica o achado anterior, pois nessas condições é esperado que os posteriores de coxa sejam menos requisitados durante a realização do exercício referido. Nesse sentido, é recomendável a utilização de exercícios para o fortalecimento específico desses músculos, tal como o *nordic hamstrings* ou outro exercício excêntrico confiável, durante o período de reabilitação, uma vez que estudos demonstraram que uma razão de torque quadríceps/posteriores de coxa excessivamente alta<sup>(23)</sup> pode constituir fator de risco para a instalação de diferentes lesões, tais como ruptura no ligamento cruzado anterior<sup>(24)</sup>, ou estiramento nos posteriores de coxa<sup>(25)</sup>.

Em relação ao sinergismo das musculaturas examinadas (figura 1), os dados sugerem que as variáveis testadas, ou seja, direção da base e valor de massa deslocada, são capazes de exercer influência na taxa de participação de cada musculatura. Os músculos do quadríceps apresentaram curva de alteração muito semelhante em função do incremento de massa na plataforma declinada, enquanto que os músculos ísquio-tibiais e gastrocnêmio medial apresentaram padrão de ativação diferenciado, tanto entre si quanto na comparação com os músculos do quadríceps. No entanto, em todas as situações, os músculos posteriores de coxa apresentaram percentual de ativação muito baixo, o que indica que exercerão pequena influência na produção de torque durante a realização dos movimentos exercitatórios.

Ficou demonstrado neste estudo que, quando o *design* do exercício é alterado, a coordenação intermuscular também tende a se modificar,

sendo, por conseguinte, importante considerar a relevância da configuração de sinergismo muscular induzida pelo exercício, tendo em vista as demandas de especificidade oriundas das diferentes técnicas motoras a serem realizadas pelo praticante, principalmente as esportivas. Ao que parece, o comportamento das características cinemáticas e cinéticas, de configuração estreitamente relacionada com as configurações das habilidades motoras específicas utilizadas na prática de diferentes esportes, tende a ser influenciado pelo tipo de exercício utilizado, seja no treino ou em processos terapêuticos. Assim sendo, exercícios que alteram a coordenação intermuscular podem ocasionar alterações importantes na configuração das técnicas motoras, comprometendo o desempenho geral e instalando fatores de risco para diversas lesões. Nesse sentido, dados como os anteriormente expostos são essenciais, uma vez que o princípio da especificidade é um importante pressuposto a ser considerado quando da seleção de exercícios voltados a reabilitação de atletas<sup>(26)</sup>.

Devido às diferenças encontradas entre os exercícios testados, recomendamos que o agachamento declinado não seja utilizado com o propósito de aumentar o desempenho atlético, principalmente no caso de técnicas motoras fortemente influenciadas por ações coordenadas, como, por exemplo, os saltos. Por outro lado, as evidências sugerem que esse mesmo exercício pode constituir precioso coadjuvante em programas de reabilitação de tendinopatias patelares.

---

Todos os autores declararam não haver qualquer potencial conflito de interesses referente a este artigo.

---

## REFERÊNCIAS

- Józsa L, Kannus P. Human tendons: Anatomy, Physiology, and Pathology. Champaign, Ill: Human Kinetics; 1997.
- Wang JHC, Iosifidis MI, Fu FH. Biomechanical basis for tendinopathy. Clin Orthop Rel Res 2006;443:320-32.
- Sayana MK, Maffulli N. Eccentric calf muscle training in non-athletic patients with Achilles tendinopathy. J Sci Med Sport 2007;10:52-8.
- Visnes H, Bahr R. The evolution of eccentric training as a treatment for patellar tendinopathy (Jumper's Knee) – A critical review of exercise programs. Br J Sports Med 2007;41:217-23.
- Woodley BL, Newsham-West RJ, Baxter G. Chronic Tendinopathy: Effectiveness of Eccentric Exercise. Br J Sports Med 2007;41:188-98.
- Jonsson P, Alfredson H. Superior results eccentric compared to concentric quadriceps training in patients with jumper's knee: a prospective randomised study. Br J Sports Med 2005;39:847-50.
- Purdam CR, Jonsson P, Alfredson H, et al. A pilot study of the eccentric decline squat in the management of painful chronic patellar tendinopathy. Br J Sports Med 2004;38:395-7.
- Young MA, Cook JL, Purdam CR, et al. 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;39:102-5.
- Stasinopoulos D, Stasinopoulos L. Comparison of effects of exercise programs, pulsed ultra-sound and transverse friction in the treatment of chronic patellar tendinopathy. Clin Rehabil 2004;18:347-52.
- Bahr R, Fossan B, Loken S, et al. Surgical treatment compared with eccentric training for patellar tendinopathy (jumper's knee). A randomized, controlled trial. J Bone Joint Surg Am 2006;88:1689-98.
- Alves FSM, Oliveira FS, Junqueira CHBF, Azevedo BMS, Dionísio VC. Analysis of electromyographic patterns during standard and decline squats. Br J Phys Ther 2009;13(2):164-72.
- Kongsgaard M, Aagaard P, Roikjaer S, et al. Decline eccentric squats increases patellar tendon loading compared to standard eccentric squats. Clin Biomech 2007;21:748-54.
- Frohm A, Halvorsen K, Thorstenson A. Patellar tendon load in different types of eccentric squats. Clin Biomech 2007;22:704-11.
- Zwerver J, Bredweg SW, Hof AL. Biomechanical analysis of the single leg decline squat. Br J Sports Med 2007;41:264-8.
- Cram J, Kasman G, Holtz J. Introduction to surface electromyography. Gaithersburg: Aspen Publishers 1998:360-74.
- De Luca C. The use of surface electromyography in biomechanics. J Appl Biomech 1997;13:135-63.
- Horstmann T, Maschmann, J, Mayer F. The influence of age on isokinetic torque of the upper and lower leg musculature in sedentary men. Int J Sports Med 1999;20:362-7.
- Kues JM, Rothstein JM, Lamb RL. Obtaining reliable measurements of knee extensor torque produced during maximal voluntary contractions: An experimental investigation. Phys Ther 1992;72:492-504.
- Narici MV, Landoni L, Minetti AE. Assessment of human knee extensor muscles stress from in vivo physiological cross-sectional area and strength measurements. Eur J Appl Physiol Occup Physiol 1992;65:438-44.
- van Tulder M, Malmivaara A, Hayden J, et al. Statistical significance versus clinical importance: Trials on exercise therapy for chronic low back pain as example. Spine 2007;32:1785-90.
- Korneki S, Zschorlich V. The nature of the stabilizing functions of skeletal muscles. J Biomech 1994;27:215-25.
- Cacchio A, Don R, Ranavolo A, et al. Effects of 8-week strength training with two models of chest press machine on muscle activity pattern and strength. J Electromyogr Kines 2008;18:618-27.
- Aagaard P, Simonsen EB, Megnussen SP, et al. A new concept for isokinetic Hamstring: Quadriceps muscle strength ratio. Am J Sports Med 1998;26:231-7.
- Bonci CM. Assessment and evaluation of predisposing factors to anterior cruciate ligament injury. J Athl Train 1999;34:155-64.
- Best TM, Garrett Jr WE. Hamstrings Strains: Expediting return to play. Phys Sportsmed 1996;24:1-10.
- Kibler WB. Closed kinetic chain rehabilitation for sports injuries. Phys Med Rehabil Clin N Am 2000;11:369-84.