



Atividade eletromiográfica no agachamento nas posições de 40°, 60° e 90° de flexão do joelho

Catarina de Oliveira Sousa¹, José Jamacy de Almeida Ferreira², Ana Catarina L. Veras Medeiros³,
Antônia Hermínia de Carvalho⁴, Rosana Cavalcante Pereira⁵, Dimitri Taurino Guedes⁶ e Jerônimo F. de Alencar²

RESUMO

O objetivo deste estudo foi comparar a atividade eletromiográfica (EMG) dos músculos reto femoral, bíceps femoral, tibial anterior e sóleo no agachamento, associando a posição de tronco ereto com 2 ângulos de flexão do joelho (40° e 60°) e a posição de tronco fletido a 45° com 3 ângulos de flexão do joelho (40°, 60° e 90°). Todas as combinações foram realizadas com e sem acréscimo de carga (10kg). A amostra foi composta por 12 indivíduos saudáveis com idade de $21,1 \pm 2,5$ anos e massa corporal de $62,8 \pm 7,4$ kg. O EMG dos músculos citados foi registrado, isometricamente, em 10 posições de agachamento. Para a análise estatística foi aplicada ANOVA *Two-Way* de Friedman e o teste *Post-Hoc* de Newman-Keuls. Os resultados mostraram co-ativação entre os músculos reto femoral e bíceps femoral nas posições de tronco fletido e joelho em flexão de 40° e, entre os músculos reto femoral e sóleo, nas demais posições ($p < 0,05$). Houve co-ativação entre o tibial anterior e bíceps femoral com o joelho a 40°, com o tronco ereto e fletido e, entre o tibial anterior e sóleo, nas demais posições ($p < 0,05$). Quanto à ativação muscular isolada, a maior flexão do joelho no agachamento foi um fator determinante para maior ativação dos músculos, exceto para o sóleo. A posição do tronco e a carga adicional de 10kg influenciaram a ativação muscular do reto femoral, a 60° de flexão de joelho, na qual o tronco ereto proporcionou maior ativação. E para o bíceps femoral, a 40° de flexão de joelho, na qual o tronco flexionado proporcionou maior ativação. A co-ativação entre o reto femoral e o bíceps femoral na posição de tronco fletido, e entre o reto femoral e o sóleo nas demais posições, apontam para novas possibilidades de exercícios na reabilitação.

ABSTRACT

Electromyographic activity in squatting at 40°, 60° and 90° knee flexion positions

The aim of this study was to compare the electromyographic (EMG) activity of the femoris rectus, femoris biceps, tibialis anterior and soleus muscles in squatting, associating the trunk in erect position with two angles of knee flexion (40° and 60°) and the

Palavras-chave: Biomecânica. Reabilitação. Atividade muscular. Cadeia cinética fechada.

Keywords: *Biomechanics. Rehabilitation. Muscular activity. Closed kinetic chain.*

trunk at 45° flexion with three angles of knee flexion (40°, 60° and 90°). All associations were performed with and without additional load (10 kg). The sample was composed of 12 healthy individuals with mean age of 21.1 ± 2.5 years and weight of 62.8 ± 7.4 kg. The EMG of the cited muscles was isometrically registered in 10 squatting positions. For statistical analysis, Friedman Two-Way ANOVA and the Newman-Keuls Post-Hoc test were used. The results showed co-activation between the femoris rectus and femoris biceps muscles with the trunk in flexion and at 40° of knee flexion and between the femoris rectus and soleus muscles in the other positions considered ($p < 0.05$). It was also possible to observe co-activation between tibialis anterior and femoris biceps muscles with knee at 40° and 60° of flexion, with the trunk erect and in flexion and between the tibialis anterior and soleus muscles in the other positions ($p < 0.05$). Concerning isolated muscular activation, higher knee flexion in squatting was an important factor to greater muscles activation, except for the soleus. Trunk position and the additional load of 10 kg have influenced in the muscular activation of the femoris rectus at 60° of knee flexion, in which the erect trunk provided more activation. The femoris biceps presented greater activation when the knee was in 40° of flexion and the trunk flexioned. The co-activation between the femoris rectus and biceps with the trunk in flexion, and between the femoris rectus and soleus in the other positions, lead to new possibilities of exercises in rehabilitation.

INTRODUÇÃO

Durante muitos anos, fisioterapeutas dedicados à reabilitação de atletas utilizaram os exercícios em cadeia cinética aberta (CCA), no qual os movimentos são desenvolvidos com o segmento distal livre⁽¹⁾, para o fortalecimento da extremidade inferior⁽²⁾. Todavia, uma melhor compreensão da cinesiologia e da biomecânica proporcionou a atual aplicação dos exercícios em cadeia cinética fechada (CCF), os quais foram incorporados aos protocolos de reabilitação, principalmente, da articulação do joelho⁽²⁾. Este tipo de exercício envolve movimentos multiarticulares executados com a extremidade distal fixa⁽¹⁾.

Algumas suposições são apresentadas para a utilização de exercícios em CCF: do ponto de vista biomecânico, sugere-se que esses exercícios são mais seguros e produzem estresses e forças que oferecem menor risco às estruturas em recuperação quando comparados com os exercícios em CCA. A co-ativação ou co-contracção dos músculos agonistas e antagonistas ocorrem durante os movimentos em CCF, a fim de proporcionar a estabilização articular⁽³⁻⁴⁾. Além disso, os exercícios em CCF são igualmente eficazes na produção de força no quadríceps femoral, quando se compara com os exercícios em CCA⁽⁵⁾.

1. Fisioterapeuta; Mestranda em Fisioterapia pela UFSCar.
2. Fisioterapeuta; Mestre em Engenharia Biomédica pela UFPB; Doutorando em Fisioterapia pela UFSCar; Professor do Departamento de Fisioterapia da UFPB.
3. Acadêmica de Fisioterapia da UFPB, João Pessoa, PB.
4. Fisioterapeuta.
5. Fisioterapeuta; Mestranda em Engenharia de Produção pela UFPB.
6. Fisioterapeuta; Mestre em Ergonomia pela UFPB; Professor do Departamento de Fisioterapia do UNIPÊ, João Pessoa, PB.

Aceito em 14/6/07.

Endereço para correspondência: Catarina de Oliveira Sousa, Rua João Batista de Arruda, 138, Vila Brasília – 13566-120 – São Carlos, SP. Tels. de contato: (16) 3361-4618/3351-8768. E-mail: catarinaoliveira@click21.com.br

A co-contracção tem sido vista de maneira positiva, como algo necessário para ganhos em estabilidade dinâmica. Devido a sua aplicabilidade, a mensuração da co-contracção se torna relevante em diversas áreas que têm como foco de interesse o movimento humano^(4,6-7).

Dentre os exercícios em CCF, o agachamento, tríplice flexão do membro inferior, vem sendo considerado efetivo no desenvolvimento da musculatura do quadril, joelho e tornozelo, por meio do aumento da atividade do quadríceps, isquiotibiais e tríceps sural⁽⁸⁾. Apesar disso, ele deve ser utilizado cautelosamente nos indivíduos portadores de alterações patelofemorais (PF) e do ligamento cruzado posterior (LCP), especialmente nos maiores ângulos de flexão do joelho, ocasião em que as forças de translação e compressão aumentam nessa articulação⁽⁹⁾.

Durante o agachamento, a linha de gravidade se desloca posteriormente ao eixo do joelho, aumentando o torque flexor⁽¹⁰⁻¹¹⁾. Os isquiotibiais promovem uma estabilização no joelho mediante uma tração posterior na tibia para contrapor a força anterior imposta pelo quadríceps⁽¹²⁾. O grau de ativação em que os músculos isquiotibiais atuam na pelve, provavelmente, depende dos ângulos do joelho e quadril e dos comprimentos musculares individuais⁽¹³⁾. Dessa forma, a tensão dos isquiotibiais pode ser aumentada com uma ligeira flexão anterior do tronco, o que também move o centro de gravidade anteriormente, diminuindo o torque de flexão do joelho e reduzindo, assim, a força de translação tibial e a compressão na articulação patelofemoral⁽¹⁴⁾.

Prosseguindo o agachamento, um torque de flexão também é criado no tornozelo quando a linha de gravidade se desloca anteriormente à articulação talo-crural. O sóleo desacelera a dorsiflexão do tornozelo e cria um torque de extensão no joelho tracionando a tibia posteriormente, o que minimiza a força de cisalhamento anterior nesta articulação⁽¹⁵⁾. Desse modo, toda a cadeia cinética da extremidade inferior é recrutada pela aplicação de uma força axial no segmento distal.

Escamilla⁽⁶⁾ recomenda uma amplitude de 0° a 50° de flexão do joelho para os exercícios de agachamento utilizados na reabilitação, por se tratar da amplitude em que ocorrem as menores forças de cisalhamento anterior na articulação tibiofemoral. Entretanto, experimentos realizados com atletas demonstraram que os agachamentos com a coxa paralela ao solo (0°-100°) não causam lesões e instabilidade em joelhos saudáveis⁽¹⁶⁾. Por outro lado, a utilização de cargas externas tende a aumentar a força de cisalhamento⁽¹⁷⁾ e, provavelmente, solicita maior atividade dos estabilizadores dinâmicos da articulação do joelho.

Entender e comparar as atividades musculares que ocorrem na articulação do joelho durante o exercício de agachamento é importante para determinar as posições de melhor equilíbrio muscular, tensão ligamentar e compressão articular⁽³⁾. A atividade eletromiográfica (EMG) tem sido amplamente utilizada em estudos de análise do movimento humano, com o objetivo de investigar a função muscular, por meio da aquisição e análise de sinais elétricos produzidos pelos músculos. A amplitude do EMG estimada pela média do sinal retificado ou pelo RMS (*root mean square*) reflete o padrão de recrutamento ou ativação das unidades motoras que controlam um determinado músculo, havendo uma relação muito próxima do linear entre o EMG e a força gerada pelo músculo, principalmente, em contrações isométricas⁽¹⁸⁻²⁰⁾.

Na medida em que o EMG reflete o grau de ativação muscular num dado instante de contração isométrica, neste trabalho, utilizou-se um protocolo experimental com o propósito de comparar a atividade EMG dos músculos reto femoral, bíceps femoral, tibial anterior e sóleo, no agachamento, associando a posição de tronco ereto com 2 ângulos de flexão do joelho (40° e 60°), e a posição de tronco fletido a 45° com 3 ângulos de flexão do joelho (40°, 60° e 90°). Estes ângulos de flexão do joelho foram adotados por representarem o limite inferior, médio e superior das faixas de amplitude consideradas seguras para a reabilitação e o treinamento

esportivo⁽⁶⁾. Todas as combinações foram realizadas com e sem acréscimo de carga (10kg) para verificar a influência desta na co-ativação muscular. Estas combinações de posições de tronco e joelho foram adotadas por apresentarem similaridade com os exercícios utilizados na reabilitação, e pelo fato do grau de sinergismo estabilizador dos músculos examinados ainda não estar completamente esclarecido.

MÉTODOS

A amostra constou de 12 indivíduos saudáveis, de ambos os sexos (seis homens e seis mulheres), com idade de $21,1 \pm 2,5$ anos e massa corporal de $62,8 \pm 7,4$ kg, que não participavam de nenhum programa de atividade física regular. Os indivíduos não apresentavam deformidades ou doenças osteomioarticulares dos membros inferiores que interferissem com a execução do protocolo experimental. Os mesmos foram informados quanto ao propósito e aos procedimentos da pesquisa e expressaram seu consentimento livre e esclarecido para participação no estudo, por meio da assinatura de um termo próprio, em concordância com as normas estabelecidas pela resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde (CNS) e aprovado pelo Comitê de Ética e Pesquisa da Instituição onde foi realizada a pesquisa.

O *hardware* utilizado envolve dois amplificadores biológicos com dois canais independentes, construídos em configuração diferencial, apresentando alta razão de rejeição de modo comum (RRMC > 90dB), alta impedância de entrada (> 10 M Ω), baixo ruído (< 5 μ V RMS), com ganho selecionado de 1.000 vezes, banda passante com frequência de 10 a 490Hz. A aquisição e o processamento dos sinais eletromiográficos foram realizados por meio do *software* BioMed, utilizando-se uma frequência de amostragem de 1.000Hz. Utilizou-se ainda, para captação, armazenamento e processamento dos dados, uma placa conversora A/D, com 16 canais e resolução de 12 bits por canal. Todo o *hardware* e o *software* foram desenvolvidos no Laboratório de Processamento e Aquisição de Sinais Biológicos do Núcleo de Estudos e Tecnologia em Engenharia Biomédica (NETEB/UFPB).

Eletrodos descartáveis do tipo Ag/Ag-Cl (*SkinTact* F-521), autoadesivos, com 1cm de diâmetro, foram afixados à pele, previamente tricotomizada e limpa com álcool para remoção de resíduos e o excesso de gordura, visando diminuir a impedância da pele e, conseqüentemente, melhorar as condições de registro do EMG^(14,21).

Para o músculo bíceps femoral, os eletrodos foram afixados sobre o ventre muscular, 12cm acima da linha poplítea; para o reto femoral, foram afixados 12cm acima da borda superior da patela⁽²²⁾. Para o músculo sóleo, os eletrodos foram afixados 4cm abaixo do contorno inferior do músculo gastrocnêmio, na linha mediana do ventre muscular; para o tibial anterior, o primeiro eletrodo foi afixado 4cm abaixo e 1cm lateralmente à tuberosidade da tibia. Para todos os músculos, a distância entre os eletrodos de registro foi de 3cm⁽²³⁾.

Os eletrodos de referência foram posicionados, para o bíceps femoral⁽²²⁾ e reto femoral, no tendão patelar do mesmo lado; para o sóleo no terço médio da face anterior da perna e para o tibial anterior sobre o maléolo medial.

Para a normalização dos sinais eletromiográficos durante o agachamento, foi captada, previamente, a atividade eletromiográfica em contração isométrica voluntária máxima (CIVM) de cada músculo.

A posição de teste para CIVM dos músculos reto femoral e bíceps femoral foi com o sujeito sentado com o joelho em flexão de 60° utilizando uma cadeira de Bonnet adaptada e travada nesta angulação. Para o sóleo e tibial anterior, o indivíduo ficou sentado com o joelho e o tornozelo posicionados em 90°. Para evitar a elevação do calcâneo durante a flexão plantar e, do antepé, durante a dorsiflexão, foi utilizada uma faixa de contenção que passava

sobre o joelho e era fixada em uma plataforma de madeira sobre o solo.

Em seguida, os sujeitos foram instruídos e familiarizados quanto às posições de teste durante o agachamento, nas quais deveriam permanecer durante 10s para a captação simultânea do EMG para cada músculo.

Para a obtenção da amplitude do EMG foram desprezados os 2s iniciais e finais de cada sinal, e calculada a média do trecho de 6s do sinal retificado. A seqüência das avaliações de acordo com cada posição de teste foi obtida através de sorteio, permitindo-se um repouso de 2 min entre cada posição. Foi registrado o EMG apenas no membro inferior direito, por ser este o membro dominante de todos os sujeitos. As posições de teste estão discriminadas no quadro 1.

QUADRO 1
Posições de agachamento

TE / J40°: Tronco ereto, com joelho em flexão de 40°
TE / J60°: Tronco ereto, com joelho em flexão de 60°
TE / J40° / 10kg: Tronco ereto, com joelho em flexão de 40°, com carga de 10kg
TE / J60° / 10kg: Tronco ereto, com joelho em flexão de 60°, com carga de 10kg
TF / J40°: Tronco flexionado, com joelho em flexão de 40°
TF / J60°: Tronco flexionado, com joelho em flexão de 60°
TF / J90°: Tronco flexionado, com joelho em flexão de 90°
TF / J40° / 10kg: Tronco flexionado, com joelho em flexão de 40° e carga de 10kg
TF / J60° / 10kg: Tronco flexionado, com joelho em flexão de 60° e carga de 10kg
TF / J90° / 10kg: Tronco flexionado, com joelho em flexão de 90° e carga de 10kg

O agachamento com o tronco ereto e joelho a 90° de flexão não foi realizado pelo equilíbrio precário dos sujeitos nesta posição, provocado pelo deslocamento do centro de gravidade do corpo posteriormente.

A utilização de uma carga externa teve o propósito de simular o carregamento de peso manuseado, freqüentemente, em algumas atividades de vida diária e no esporte. A carga de 10kg foi adotada de acordo com McAtammey e Corlett⁽²⁴⁾, que relata que, a utilização de uma carga desta magnitude não oferece riscos adicionais de lesões músculo-esqueléticas, tanto para homens quanto para mulheres.

Para a estabilização dos ângulos do joelho, posicionou-se no plano sagital, paralelamente à linha média lateral da coxa e da perna, com o eixo na cabeça da fíbula, um transferidor com dois braços de 30cm de comprimento e ângulos fixos de 40°, 60° e 90°. Para a aferição do ângulo de flexão do quadril foi utilizado um goniômetro universal no ângulo de 45°, com seu eixo posicionado lateralmente ao nível do trocânter maior, e braços paralelos às linhas médias laterais do tronco e da coxa, no plano sagital.

Segundo Hammond *et al.*⁽⁶⁾, a co-ativação muscular ocorre quando dois músculos estão ativados simultaneamente. No presente trabalho, considerou-se a existência de co-ativação quando dois músculos estavam ativados simultaneamente e não apresentavam diferença estatisticamente significativa no percentual de ativação muscular, como calculado para os dados normalizados pela CIVM em cada posição de teste.

A análise estatística dos dados foi realizada com auxílio do *software GB-STAT School Pack*, versão 1997. Para a estatística descritiva foram calculadas a mediana e a amplitude interquartilica. Como não foram confirmados os pressupostos de normalidade (Shapiro-Wilk *test*) e homogeneidade das variâncias (Levene's *F test*), foi aplicada uma ANOVA *Two-Way* de Friedman, para dados não-paramétricos. Foi realizada a ANOVA a 2 caminhos (músculos x situações) comparando os diferentes músculos nas diferentes situações (ângulos de tronco e joelho e carga) e ANOVA a 1 caminho (situações) comparando as diferentes situações para cada músculo. Como a ANOVA mostrou diferença significativa, o teste *post-hoc* de Newman-Keuls foi utilizado para a localização das diferenças. Para todos os testes foi adotado o nível de significância de

5% ($p < 0,05$). Na descrição dos resultados, serão utilizados sempre os dados EMG normalizados e, portanto, os valores serão expressos como percentual da amplitude EMG em CIVM.

RESULTADOS

Na posição TE/J40° (figura 1A), o músculo reto femoral apresentou maior ativação (15,3%) do que o músculo bíceps femoral (3,4%), e menor que o tibial anterior (22,7%). Nesta posição, houve co-ativação entre os músculos reto femoral (15,3%) e sóleo (11,4%), e entre o tibial anterior (22,7%) e o sóleo (11,4%). Na posição TE/J40°/10kg (figura 1B), o músculo reto femoral também apresentou maior ativação (11,67%) do que o bíceps femoral (3,0%) e o tibial anterior (4,5%). O músculo sóleo apresentou maior ativação (12,7%) em relação ao bíceps femoral e ao tibial anterior. Houve co-ativação entre os músculos reto femoral e sóleo e entre bíceps femoral (3,0%) e tibial anterior (4,5%).

Na posição TF/J40° (figura 1C), o músculo reto femoral apresentou maior ativação (8,4%) em relação ao tibial anterior (3,9%). O músculo sóleo apresentou maior ativação (12,2%) em relação ao bíceps femoral (5,2%) e ao tibial anterior (3,9%). Houve co-ativação entre o reto femoral e bíceps femoral, reto femoral e sóleo, e bíceps femoral e tibial anterior. Na posição TF/J40°/10kg (figura 1D), o músculo sóleo (17,5%) apresentou maior ativação em relação ao reto femoral (8,1%), ao bíceps femoral (6,7%) e ao tibial anterior (4,4%). Houve co-ativação entre os músculos reto femoral e bíceps femoral, reto femoral e tibial anterior e, bíceps femoral e tibial anterior.

Na posição TE/J60° (figura 2A), o músculo bíceps femoral apresentou menor atividade EMG (4,1%) do que os músculos reto femoral (15,6%), tibial anterior (19,4%) e sóleo (11,4%). Houve co-ativação entre os músculos reto femoral e tibial anterior, reto femoral e sóleo e, tibial anterior e sóleo. Na posição TE/J60°/10kg, o músculo bíceps femoral também apresentou menor ativação (5,2%) do que os músculos reto femoral (18,0%), tibial anterior (27,9%) e sóleo (17,6%). Da mesma forma, houve co-ativação entre os músculos reto femoral e tibial anterior, reto femoral e sóleo e, sóleo e tibial anterior (figura 2B).

Na posição TF/J60° (figura 2C), o músculo reto femoral apresentou maior atividade EMG (11,4%) em relação ao bíceps femoral (4,2%) e ao tibial anterior (5,0%). O músculo sóleo apresentou maior ativação (17,4%) quando comparado com os músculos bíceps femoral e tibial anterior. Houve co-ativação entre os músculos reto femoral e sóleo e bíceps femoral e tibial anterior. Na posição TF/J60°/10kg (figura 2D), igualmente à posição anterior, o reto femoral apresentou maior atividade (10,2%) em relação ao bíceps femoral (5,9%), e ao tibial anterior (6,6%). O músculo sóleo apresentou maior ativação (14,8%) do que os músculos bíceps femoral e tibial anterior. Houve co-ativação entre os músculos reto femoral e sóleo e, bíceps femoral e tibial anterior.

Na posição TF/J90° (figura 3A), o reto femoral apresentou maior ativação (32,1%) do que o bíceps femoral (8,0%), e tibial anterior (17,0%). O tibial anterior apresentou maior ativação que o bíceps femoral e o sóleo maior ativação (17,2%) apenas em relação ao bíceps femoral. Houve co-ativação entre os músculos reto femoral e sóleo e tibial anterior e sóleo. Na posição TF/J90°/10kg (figura 3B), o reto femoral apresentou maior atividade EMG (34,1%) em relação bíceps femoral (9,2%) e ao tibial anterior (13,3%). O músculo sóleo (19,2%) apresentou maior atividade apenas em relação ao bíceps femoral. Houve co-ativação entre os músculos reto femoral e sóleo, bíceps femoral e tibial anterior e, sóleo e tibial anterior.

Quando se analisou a ativação de cada músculo em cada posição de teste, observou-se que o reto femoral apresentou maiores ativações nas posições TE/J60°/10kg (15,2%), TF/J90° (33,2%) e TF/J90°/10kg (29,7%), em relação às demais posições, como visto na figura 4A.

De acordo com a figura 4B, o músculo bíceps femoral apresentou as maiores atividades eletromiográficas nas posições TF/J40°/10kg (6,7%), TF/J90° (8,0%) e TF/J90°/10kg (9,2%) em comparação com as posições com o tronco ereto.

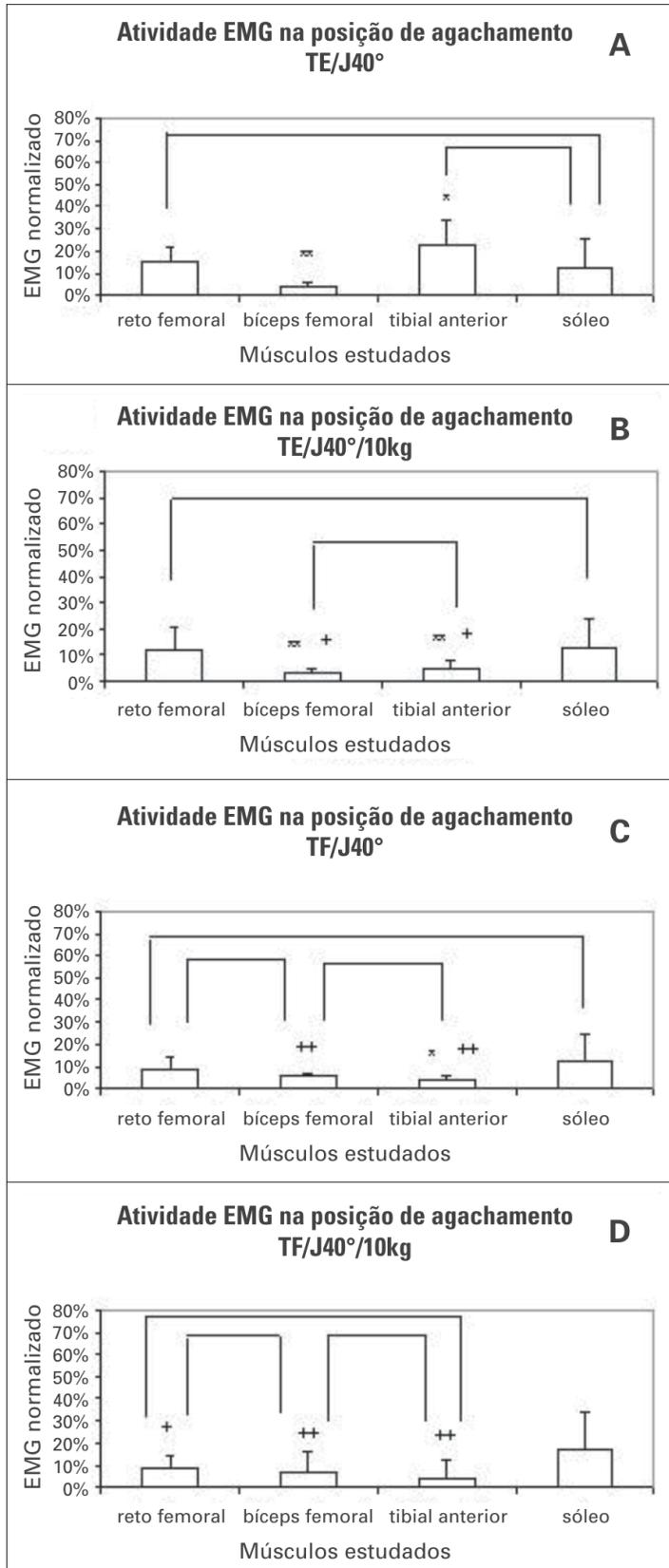


Figura 1 – A, B, C e D – Atividade EMG dos músculos estudados nas posições de agachamento TE/J40°, TE/J40°/10kg, TF/J40° e TF/J40°/10kg, respectivamente.

* p < 0,05, ** p < 0,01, em relação ao reto femoral;
+ p < 0,05; ++ p < 0,01, em relação ao sóleo;
___ co-ativação

Na figura 4C, observa-se que o músculo tibial anterior apresentou maior atividade eletromiográfica na posição TE/J60°/10kg (27,9%) apenas em relação às posições TF/J40° (3,9%) e TF/J40°/10kg

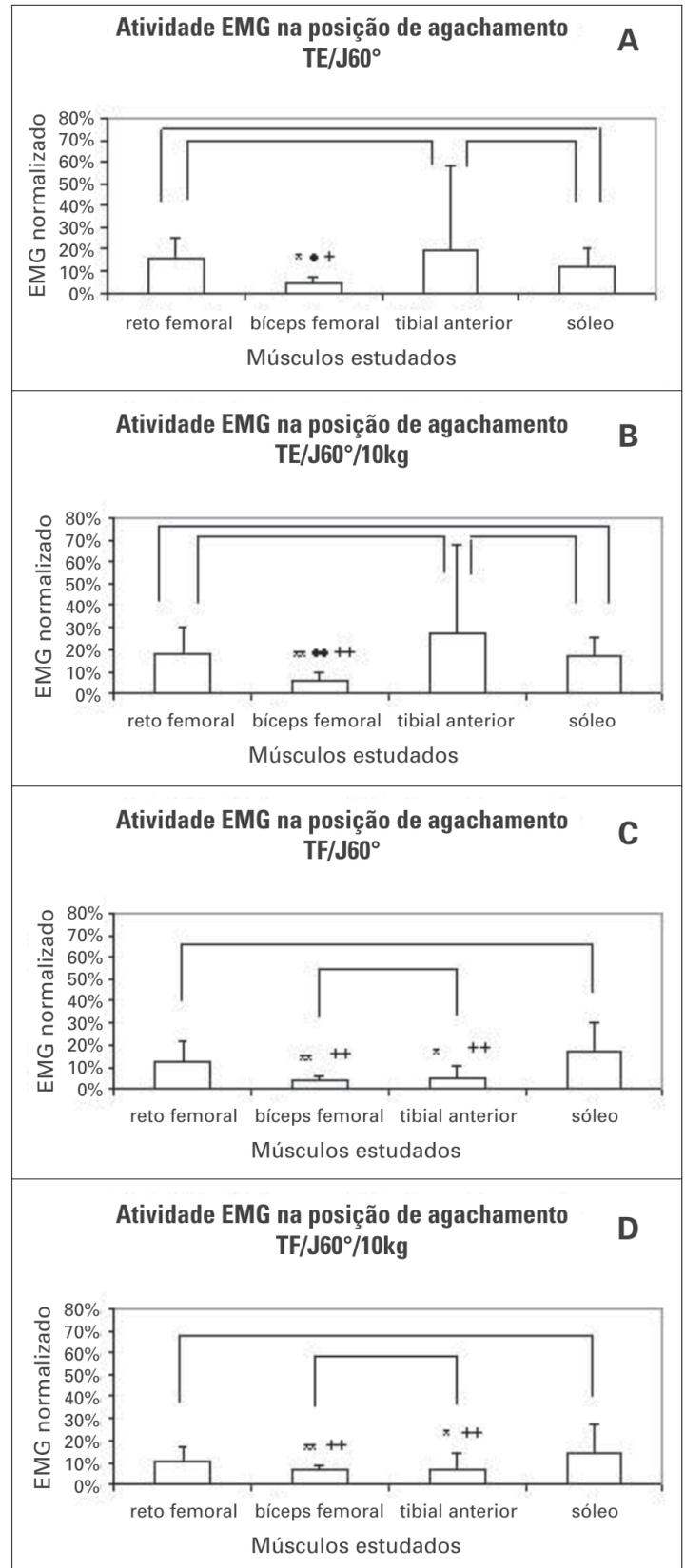


Figura 2 – A, B, C e D – Atividade EMG dos músculos estudados nas posições de agachamento TE/J60°, TE/J60°/10kg, TF/J60° e TF/J60°/10kg, respectivamente.

* p < 0,05, ** p < 0,01, em relação ao reto femoral;
+ p < 0,05; ++ p < 0,01, em relação ao sóleo;
• p < 0,05; •• p < 0,01, em relação ao tibial anterior
___ co-ativação

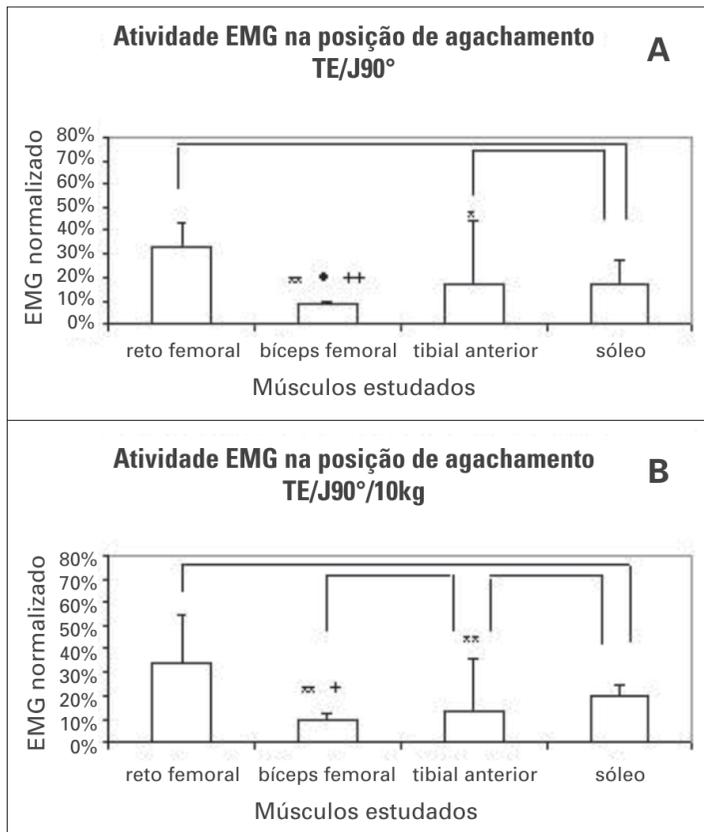


Figura 3 – A e B – Atividade EMG dos músculos estudados nas posições de agachamento TF/J90° e TF/J90°/10kg, respectivamente.

* p < 0,05, ** p < 0,01, em relação ao reto femoral;

+ p < 0,05; ++ p < 0,01, em relação ao sóleo;

• p < 0,05, em relação ao tibial anterior

— co-ativação

10kg (4,4%). As posições TF/J90° (17,0%), TF/J90°/10kg (13,3%) e TE/J60° (19,4%) também apresentaram grandes amplitudes de ativação, apesar de não estatisticamente significativas.

Analisando a figura 4D, pode-se observar que o padrão de ativação do músculo sóleo durante todas as posições de agachamento é bastante similar, apesar de que a maior ativação ocorra na posição TF/J90°/10kg (19,2%), sem significância estatística.

DISCUSSÃO

Baseado nos resultados comparativos entre as atividades eletromiográficas dos músculos reto e bíceps femoral observou-se que a co-ativação ocorreu apenas quando o tronco estava fletido com o joelho a 40° de flexão. Este resultado era esperado, na medida em que, com a flexão do tronco, os músculos isquiotibiais estão mais tensionados e com o seu comprimento mais próximo do ideal para a sua ativação⁽¹⁴⁾. Com o tronco fletido e o joelho a 60° e a 90°, a demanda de força extensora é muito grande, exigindo uma maior ativação do reto femoral em comparação ao bíceps, que tem a sua ativação diminuída em função da aproximação de sua origem e inserção nesta posição. Por outro lado, o músculo bíceps femoral apresentou a menor ativação entre os músculos estudados na maioria das posições de teste, principalmente com o tronco ereto, o que corrobora os resultados de Kvist e Gillkist⁽²⁵⁾, que observaram uma baixa ativação dos isquiotibiais em relação ao quadríceps, tanto nos exercícios em cadeia cinética fechada quanto na aberta. Nesta mesma direção, Shields *et al.*⁽²⁶⁾, estudando a co-contração entre o quadríceps femoral e os isquiotibiais no exercício de agachamento, em três níveis de carga, verificaram que a atividade do músculo quadríceps era maior do que a dos isquiotibiais para todos os níveis, tendo uma relação quadríceps/isquiotibiais variando de 2,3 a 3,0.

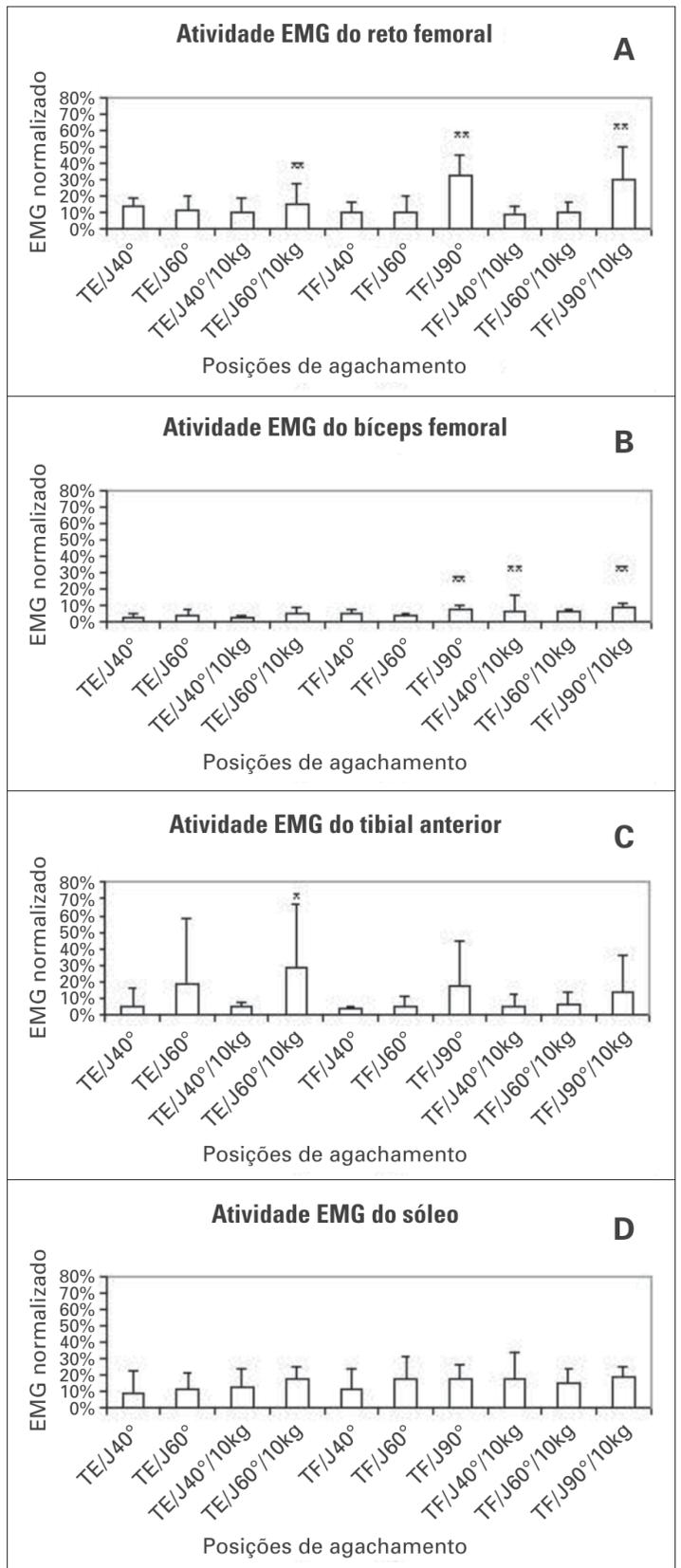


Figura 4 – A, B, C e D – Atividade EMG dos músculos reto femoral, bíceps femoral, tibial anterior e sóleo, respectivamente, nas posições de agachamento estudadas.

** p < 0,01

* p < 0,05

No que diz respeito ao músculo sóleo, observa-se que este apresentou uma co-ativação em relação ao reto femoral em todas as posições de agachamento, com exceção da posição com o tronco fletido e joelho a 40° de flexão com carga. Quando se analisa a posição do tornozelo durante os testes, observa-se que quanto

maior a profundidade do agachamento, maior a demanda de torque dorsiflexor que precisa ser equilibrada com uma crescente ativação dos flexores plantares, principalmente, o sóleo. A ação deste músculo em CCF proporciona uma força de tração posterior na tíbia, próximo ao local de sua origem, podendo representar um fator de equilíbrio para a tendência de anteriorização da tíbia nos casos de lesão do LCA, e uma importante alternativa para a estabilização do joelho a ser enfatizada nos programas de reabilitação pós-reconstrução de LCA⁽¹⁵⁾.

Escamilla *et al.*⁽⁹⁾, quantificaram as ações musculares, em sujeitos normais treinados, nas atividades em CCF (agachamento e *leg press*) e em CCA, e observaram a co-ativação do reto femoral com o gastrocnêmio em CCF, que contrai excentricamente para controlar a dorsiflexão do tornozelo durante a flexão do joelho e para realizar flexão plantar durante a extensão. Os autores justificaram a ativação do gastrocnêmio durante a extensão como uma ação sinérgica com o bíceps femoral para estabilizar o joelho posteriormente. Da mesma forma, Kvist e Gillquist⁽²⁵⁾ realizaram um trabalho em que analisaram a ativação muscular e a translação tibial, em sujeitos com e sem lesão do LCA, durante o agachamento em três níveis de carga e posicionamento variável do centro de gravidade em relação ao tornozelo. Eles observaram que o quadríceps e o gastrocnêmio agiam simultaneamente, e consideraram ser este um mecanismo importante para aumentar a estabilidade do joelho.

Entretanto, o gastrocnêmio tem origem nos côndilos femorais e se sua ação não for equilibrada pela ação do sóleo em CCF, pode ocorrer uma posteriorização do fêmur, causando uma tendência a hiperextensão do joelho e, conseqüentemente, maior tensão no LCA⁽¹⁵⁾.

O tibial anterior apresentou uma co-ativação com o bíceps femoral nas posições de tronco ereto com joelho fletido a 40° com carga, de tronco fletido com o joelho a 40° de flexão com e sem carga e de tronco fletido com joelho a 60° de flexão com e sem carga, o que pode ter ocorrido a fim de estabilizar o tornozelo e manter o equilíbrio corporal nestas posições, já que não se vislumbra uma ação deste músculo diretamente sobre o joelho. Nas posições de agachamento com o tronco ereto e 40° de flexão de joelho sem carga e nas posições de tronco ereto e 60° de flexão de joelho, com e sem carga, ocorreu co-ativação do tibial anterior com o sóleo, provavelmente, na tentativa de estabilizar a articulação do tornozelo.

Quanto à ativação dos músculos isoladamente, pode-se observar que o ângulo de flexão do joelho é um fator importante para a determinação de uma maior ativação dos músculos estudados, sendo 90° > 60° > 40°. Provavelmente, a maior ativação é o resultado da necessidade de uma contração excêntrica mais forte na tentativa de superar o torque flexor nas três articulações do membro inferior, durante o agachamento.

No que diz respeito ao músculo reto femoral, sua ativação mostrou-se maximizada com a elevação do ângulo de flexão do joelho a 90°. Evidências neste sentido foram encontradas por Escamilla *et al.*⁽⁹⁾, observando que, nos exercícios em CCF, a maior atividade do reto femoral é produzida entre 83-95° de flexão de joelho. Essa angulação aumenta as forças compressivas nas articulações tibiofemoral e patelofemoral⁽¹⁰⁾. No que diz respeito à tensão ligamentar, Beynnon e Fleming⁽²⁷⁾ analisaram várias atividades em CCA e CCF, em sujeitos com LCA normal, no qual a tensão no LCA foi medida *in vivo*. Os autores constataram que as atividades em CCF, realizadas na amplitude de 0° a 40°, apresentaram os níveis mais baixos de tensão sobre o LCA, enquanto as atividades em CCA, nas amplitudes próximas da extensão total do joelho, apresentaram as tensões mais elevadas. Ainda sobre este aspecto, Beynnon *et al.*⁽²⁸⁾ compararam protocolos de reabilitação nos quais os exercícios que causavam maior tensão no LCA deveriam ser introduzidos de forma mais precoce (protocolo acelerado) ou intermedária (protocolo não-acelerado). Entretanto, contrariamente ao que

os autores relataram quanto à tensão no LCA no estudo anterior⁽²⁷⁾, os exercícios em CCA foram introduzidos mais precocemente (semana 1) do que os exercícios em CCF (semana 6-8), nos dois protocolos. Além disso, a amplitude de agachamento utilizada (0 a 90°) não foi aquela considerada mais segura quanto à tensão no LCA (0 a 40°). Apesar disto, após dois anos de seguimento, no último estudo, os autores relataram resultados semelhantes quanto à frouxidão ântero-posterior, quando comparados os dois protocolos.

Quanto ao bíceps femoral, as maiores atividades ocorreram nas posições com o tronco flexionado e joelho em 90° de flexão, com e sem carga, o que pode ter ocorrido devido ao aumento do torque flexor no quadril, exigindo uma maior ação extensora dos isquiotibiais, glúteo máximo e adutor magno (fibras isquiais)⁽⁸⁾. Essa maior atividade do bíceps femoral pode significar um aumento das forças de tração tibial posterior, reduzindo a tensão potencial no ligamento cruzado anterior (LCA) e aumentando a tensão no LCP^(3,10).

O tibial anterior apresentou sua maior ativação com o tronco ereto, o que ocorreu, provavelmente, em função da necessidade de uma maior contração muscular nesta posição de maior instabilidade de equilíbrio corporal.

O músculo sóleo apresentou um padrão similar de ativação em todas as posições de agachamento, o que implica a necessidade de ativação constante deste músculo para controlar o torque dorsiflexor do tornozelo nas posições de teste. Além disso, pela localização de sua origem tibial, presume-se que o sóleo possa atuar desacelerando a flexão do joelho e limitando uma maior translação tibial anterior. Este achado está em concordância com o estudo desenvolvido por Elias *et al.*⁽¹⁵⁾, que consideraram o músculo sóleo um agonista funcional do LCA. Este resultado do sóleo, em associação ao que foi verificado para o bíceps femoral, representa uma indicação das forças de contenção tibial posterior que podem ser acionadas no agachamento.

No que se refere à posição do tronco, sua influência sobre a ativação dos músculos estudados foi avaliada considerando-se o mesmo ângulo de flexão do joelho e a mesma situação de carga. Neste aspecto, o reto femoral teve maior ativação quando associado ao ângulo de 60° de flexão do joelho, com carga de 10kg e posição de tronco ereto, comparativamente à posição de tronco flexionado. Essa maior ativação ocorreu, provavelmente, por uma melhor relação comprimento-tensão do reto femoral e pela necessidade de controle do maior torque flexor nesta posição, considerando o deslocamento posterior do centro de gravidade⁽⁸⁾. Em relação ao bíceps femoral, no ângulo de 40° com carga de 10kg e tronco flexionado, ocorreu maior ativação comparativamente à posição de tronco ereto. Este resultado pode ter ocorrido em função de uma melhor relação comprimento-tensão, e pelo deslocamento do centro de gravidade para frente, aumentando a demanda de força muscular para o controle do torque flexor na articulação do quadril⁽⁹⁾. Apesar dos sujeitos terem demonstrado maior facilidade para realizar o agachamento com o tronco flexionado, isto não determinou diferenças na ativação muscular em todas as posições.

A carga adicional de 10kg influenciou a ativação dos músculos reto femoral e bíceps femoral para os ângulos de flexão de joelho de 60 e 40°, respectivamente, havendo maior ativação muscular com o acréscimo da carga. Para os outros músculos, a carga adicional não influenciou, sugerindo precaução a respeito do adicionamento de carga, pois esta pode representar um aumento significativo nas forças de cisalhamento ântero-posterior da articulação tibiofemoral⁽¹⁷⁾.

Apesar da relevância destes resultados, este estudo apresentou algumas limitações, no que diz respeito à amostra selecionada e ao protocolo experimental adotado. Quanto à amostra, o fato dos sujeitos serem saudáveis, com características antropométricas heterogêneas, e a ausência de avaliação objetiva da força dos

sujeitos, nos leva a recomendar cautela na generalização desses resultados. Quanto ao protocolo experimental, este foi realizado em condições de posicionamento estático e, portanto, os resultados podem ser diferentes se aplicados a um protocolo dinâmico.

CONCLUSÃO

O agachamento é um exercício em CCF, multiarticular, em que ocorre uma flexão simultânea do quadril, joelho e tornozelo, proporcionando uma co-contracção de diversos músculos, a qual representa um fator importante para a estabilidade dinâmica. Neste trabalho, em concordância com alguns estudos apresentados na literatura, ocorreu co-ativação muscular significativa entre os músculos reto e bíceps femoral apenas nas posições com tronco fletido, o que ratifica a necessidade deste posicionamento do tronco durante a realização dos exercícios de agachamento proporcionando menores tensões sobre o LCA, principalmente, em angulações superiores a 60° de flexão do joelho. Adicionalmente, a co-ativação entre os músculos reto femoral e sóleo, abre perspectivas para a inclusão do fortalecimento específico deste último, nos programas de reabilitação, como forma de equilibrar as forças de translação tibial anterior e, conseqüentemente, reduzir a tensão no LCA.

O aumento da profundidade do agachamento acentuou bastante a diferença de ativação do reto femoral, principalmente, em

relação ao bíceps femoral, o que pode indicar um desequilíbrio de forças, onde ocorre um aumento desproporcional da força extensora em relação à flexora. Como a ação extensora do joelho tende a provocar translação tibial anterior, não seria recomendável a utilização de agachamentos profundos no pós-cirúrgico precoce de reconstrução do LCA devido à maior demanda de torque exercida sobre o aparelho extensor durante os exercícios de agachamento com o joelho flexionado além de 40°.

Este estudo teve um aspecto inovador, à medida que analisou a interação de vários músculos das cadeias musculares anterior e posterior que atuam na estabilização dinâmica da articulação do joelho em CCF, associando ao posicionamento do tronco com e sem carga e a vários graus de flexão do joelho. Entretanto, o estudo foi realizado em sujeitos sadios utilizando um posicionamento estático. Assim, existe a necessidade de continuar os estudos com o propósito de se estabelecer uma relação entre ativação muscular e a magnitude das forças de translação tibial em condições de posicionamento dinâmico e incluindo sujeitos com LCA deficiente, para que se possa validar a utilização destes achados em programas de reabilitação.

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

REFERÊNCIAS

1. Steindler A. Kinesiology of the human body under normal and pathological conditions. Springfield, IL: Charles C Thomas; 1977. p. 63.
2. Hopkins JT, Ingersoll CD, Sandrey MA, Bleggi SD. An electromyographic comparison of 4 closed chain exercises. J Athl Train. 1999;34:353-7.
3. Escamilla RF, Fleisig GS, Zheng N, Barrentine SW, Wilk EK, Andrews JR. Biomechanics of the knee during closed kinetic chain and open kinetic chain exercises. Med Sci Sports Exerc. 1998;30:556-69.
4. Fonseca ST, Silva PLP, Ocarino JD, Ursine PGS. Análise de um método eletromiográfico para quantificação de co-contracção muscular. Rev Bras Ciên e Mov. Brasília 2001;9:23-30.
5. Fitzgerald GK. Open versus closed kinetic chain exercise: issues in rehabilitation after anterior cruciate ligament reconstructive surgery. Phys Ther. 1997;77:1747-54.
6. Hammond MC, Fitts SS, Kraft GH, Nutter PB, Trotter MJ, Robinson LM. Co-contraction in the hemiparetic forearm: quantitative EMG evaluation. Arch Phys Med Rehabil. 1988;69:348-51.
7. Frost G, Dowling J, Dyson K, Bar-Or O. Cocontraction in three age groups of children during treadmill locomotion. J Electromyogr Kinesiol. 1997;7:179-86.
8. Escamilla RF. Knee biomechanics of the dynamic squat exercise. Med Sci Sports Exerc. 2001;33:127-41.
9. Escamilla RF, et al. Effects of technique variations on knee biomechanics during the squat and leg press. Med Sci Sports Exerc. 2001;33:1552-66.
10. Wilk KE, Escamilla RF, Fleisig GS, Barrentine SW, Andrews JR, Boyd ML. A comparison of tibiofemoral joint forces and electromyographic activity during open and closed kinetic chain exercises. Am J Sports Med. 1996;24:518-27.
11. Van Eijden TM, deBoer W, Weijts WA. The orientation of the distal part of the quadriceps femoris muscle as a function of the knee flexion-extension angle. J Biomech. 1985;18:803-9.
12. Isear JA Jr, Erickson JC, Worrell TW. EMG analysis of lower extremity muscle recruitment patterns during an unloaded squat. Med Sci Sports Exerc. 1997;29:532-9.
13. Li Y, McClure PW, Pratt N. The effect of hamstring muscle stretching on standing posture and on lumbar and hip motions during forward bending. Phys Ther. 1996;76:836-45.
14. McCaw ST, Melrose DR. Stance width and bar load effects on leg muscle activity during the parallel squat. Med Sci Sports Exerc. 1999;31:428-36.
15. Elias JJ, Faust AF, Chu Y, Chao EY, Cosgarea AJ. The soleus muscle acts as an agonist for the anterior cruciate ligament: an in vitro experimental study. Am J Sports Med. 2003;31:241-6.
16. Chandler TJ, Wilson GD, Stone MH. The effect of the squat exercise on knee stability. Med Sci Sports Exerc. 1989;21:299-303.
17. Hattin HC, Pierrynowski MR, Ball KA. Effect of load, cadence, and fatigue on tibio-femoral joint force during a half squat. Med Sci Sports Exerc. 1989;21:613-8.
18. Seki K, Narusawa M. Relation between the size of motor units and the spectral characteristics of their action potentials. Electroencephalogr Clin Neurophysiol. 1998;109:436-43.
19. Bigland B, Lippold DCJ. The relationship between force, velocity and integrated electrical activity in human muscles. J Physiol. 1954;260:267-77.
20. Farina D, Fosci M, Merletti, R. Motor unit recruitment strategies investigated by surface EMG variables. J Appl Physiol. 2002;92:235-47.
21. Earl JE, Schmitz RJ, Arnold BL. Activation of the VMO and VL during dynamic mini-squat exercises with and without isometric hip adduction. J Electromyogr Kinesiol. 2001;11:381-6.
22. Wang RY, Chan RC, Tsai MW. Effects of thoraco-lumbar electric sensory stimulation on knee extensor spasticity of persons who survived cerebrovascular accident (CVA). J Rehabil Res Dev. 2000;37:73-9.
23. Araujo RB, Duarte M, Amadio AC. Estudo sobre a variabilidade do sinal eletromiográfico intra e interindividuos durante a contracção isométrica. Apresentado no 7º Congresso Brasileiro de Biomecânica; 1997 Maio 28-30; Campinas – São Paulo; 1997. p. 128-30.
24. McAtamney L, Corlett EN. RULA: a survey method for the investigation of work-related upper limb disorders. Appl Ergon. 1993;24(2):91-9.
25. Kvist J, Gillquist J. Sagittal plane knee translation and electromyographic activity during closed and open kinetic chain exercises in anterior cruciate ligament-deficient patients and control subjects. Am J Sports Med. 2001;29:72-82.
26. Shields RK, Madhavan S, Gregg E, Leitch J, Petersen B, Salata S, et al. Neuromuscular control of the knee during a resisted single-limb squat exercise. Am J Sports Med. 2005;33:1520-6.
27. Beynon BD, Fleming BC. Anterior cruciate ligament strain in-vivo: a review of previous work. J Biomech. 1998;31:519-25.
28. Beynon BD, et al. Rehabilitation after anterior cruciate ligament reconstruction: a prospective, randomized, double-blind comparison of programs administered over 2 different time intervals. Am J Sports Med. 2005;33:347-59.