

EFEITO DO FORTALECIMENTO DE QUADRÍCEPS EM CADEIA CINÉTICA FECHADA NOS PORTADORES DE OSTEOARTRITE DO JOELHO: ANÁLISE ELETROMIOGRÁFICA

N. T. Dias* e V. C. Dionísio

*Faculdade de Educação Física e Fisioterapia da Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, Brasil.

*e-mail: naiaratdias@gmail.com

Resumo: O Treinamento de força muscular do quadríceps tem sido indicado para portadores de OA especialmente em CCF, no entanto as variações de posição e amplitude angular no treinamento podem influenciar na sua eficácia. Objetivo deste estudo foi investigar o efeito do treinamento em CCF com o controle a posição do tronco durante o treinamento e da amplitude angular sobre a estratégia motora em portadores de OA durante a subida e descida de escadas. Foram recrutados indivíduos portadores de OA por meio de divulgação em mídia e por meio da clínica de reumatologia de um hospital universitário. A inclusão dos sujeitos foi baseada nos critérios do Colégio Americano de Reumatologia. Foi avaliada a eletromiografia dos músculos gastrocnêmio lateral, sóleo, tibial anterior, vasto medial oblíquo, vasto medial longo, vasto lateral e bíceps femoral foram obtidas durante subir e descer degraus de altura diferentes (5 e 15 cm) antes e após o treinamento. O treinamento dos sujeitos foi em cadeia cinética fechada, três vezes por semana durante 8 semanas. A integral da EMG em diferentes fases do movimento. Foram elegíveis para o estudo 11 indivíduos portadores de OA. Os resultados demonstraram que tanto na subida D5, subida D15 e na descida D15 não houve diferenças antes e após o treinamento. Durante a descida de 5 cm apenas o tibial anterior revelou menor ativação após o treinamento. O presente estudo mostrou que o treinamento em cadeia cinética fechada não foi eficiente para modificar o padrão da atividade EMG dos músculos.

Palavras-chave: Osteoartrite, joelho, fortalecimento, cadeia cinética fechada

Abstract: *The strength muscle quadriceps training has been indicated for patients with OA especially in CCF, however the variations in amplitude and position angular in training may influence their effectiveness. The aim of this study was to investigate the effect of training on CCF with the position control of the trunk during training and the angular amplitude about motor*

strategy in patients with OA during the ascent and descent of stairs. Subjects with OA were recruited by means of disclosure in media and by means the rheumatology clinic of a university hospital. The inclusion of subjects was based on the criteria of the American College of Rheumatology. Was evaluated the electromyography of the muscles gastrocnemius lateral, soleus, tibialis anterior, vastus medialis oblique, vastus medialis longus, vastus lateralis and biceps femoris was obtained during up and down steps of different height (5 and 15 cm) before and after training. The training of the subjects was closed kinetic chain, three times a week for 8 weeks. The integral of the EMG at different stages of movement. Were eligible for these study 11 individuals with OA. The results showed that so much the D5 ascent, D15 ascent and D15 descent did not there were differences before and after training. During the descent of 5 cm only the tibialis anterior revealed less activation after training. The present study showed that training in closed kinetic chain was not efficient to modify the pattern of EMG activity of the muscles.

Keywords: *Osteoarthritis, knee, strengthen, closed kinetic chain*

Introdução

Osteoartrite de joelho (OA) é uma doença multifatorial e crônica, leva a uma incapacidade progressiva de sua função em idosos. O treinamento de força muscular é considerado fundamental para o tratamento da OA. [1]

Exercícios de Cadeia Cinética Fechada (CCF) simula situações funcionais e também podem promover estímulos proprioceptivos. Exercícios em CCF pode sofrer a influência de vários fatores, o que pode refletir no sucesso ou não dessa atividade. [2], [3].

O tronco pode assumir posições que irá influenciar no torque gerado no joelho. A amplitude angular pode influenciar na alteração do estresse por

área e na magnitude do torque, e é indicado que a amplitude de 0 a 40 ° de flexão do joelho garante a realização dos exercícios da maneira segura, com baixo nível do estresse fêmoro-patelar. [4]

O objetivo do presente estudo é investigar o efeito do treinamento em CCF com o controle a posição do tronco durante o treinamento e da amplitude angular sobre a estratégia motora em portadores de OA durante a subida e descida de escadas.

Materiais e métodos

Sujeitos - Foram recrutados indivíduos portadores de OA por meio de divulgação do projeto em mídia e por meio da clínica de reumatologia de um hospital universitário. Os critérios de inclusão dos sujeitos no estudo foram baseados nos critérios do Colégio Americano de Reumatologia [5]. A evidência radiológica é necessária para o acompanhamento diagnóstico, que deverá afetar um ou mais compartimentos do joelho, o nível deverá ser de leve ou moderado. Também deveriam os sujeitos ter 50 anos ou mais, com acometimento uni ou bilateral, apresentando dor por um período de no mínimo 6 meses. No início do estudo os sujeitos selecionados receberam informações referentes à pesquisa e aos procedimentos que serão realizados, assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido (TCLE) aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa o número 0012/2010, com o Número de Registro (Register Number):RBR-5t95n5.

Registro dos Dados Eletromiográficos e cinemáticos - Antes e após o treinamento foi realizada avaliação da atividade eletromiográfica (EMG) dos músculos gastrocnêmio lateral (GL), sóleo (SO), tibial anterior (TA), vasto medial oblíquo (VMO), vasto medial longo (VML), vasto lateral (VL) e bíceps femoral (BF) durante as tarefas de subir e descer degraus de altura diferentes, de 5 e 15 cm. Eletrodos de superfície foram colocados de acordo com as orientações do SENIAM (Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles, www.seniam.org) com exceção do VMO, que foi posicionado de acordo com o estudo de Dionisio et al [2]. Os eletrodos possuem dimensões 2cm x 0,6cm x 2,5cm (Largura x Altura x Comprimento) e constituídos de dois fios de prata (99.9%) paralelos, com diâmetro de 1mm e comprimento de 10mm. Todos foram ajustados com um ganho Myosystem de 20, filtro de 1000 Hz e frequência de aquisição de 2000 Hz. O sinal é captado da superfície da pele e imediatamente amplificado por um circuito eletrônico de alta Razão de Rejeição em Modo Comum (RRMC) que atenua significativamente interferências de 60 Hz presentes no sinal. O eletrogoniômetro foi utilizado para realizar a análise do movimento na articulação do joelho direito, usando o epicôndilo lateral do fêmur como o ponto de referência.

O eletrogoniômetro foi calibrado a 0 e 90°, sincronizado com a EMG pelo eletromiógrafo MyosystemBr1_P84®, DataHominis Tecnologia Ltda, Brasil.

Protocolo de tratamento - Os sujeitos se submeterão a um protocolo de treinamento em cadeia cinética fechada por um período de oito semanas com frequência de três vezes por semana. Antes da realização do treinamento será determinada a resistência máxima (RM) em uma repetição do sujeito. Depois toda sessão foi composta por quatro séries de seis repetições, com a utilização do equipamento leg press horizontal deitado. A primeira sessão do treinamento foi com a carga de 50% de 1RM que foi obtida por meio da obtenção da resistência máxima de cada sujeito obtida antes do treinamento. A carga era reajustada com um aumento de 5% da carga inicial de cada sujeito (50% 1RM) a cada 2 semanas, se o sujeito não apresentasse dor. Entre uma série e outra ocorria um período de repouso de 3 minutos para impedir a ocorrência de fadiga muscular. O treinamento utilizou a amplitude de 40° de flexão do joelho, até a extensão total [4]. Os sujeitos realizavam uma caminhada em solo plano por 10 minutos para aquecimento, antes da realização do treinamento, depois da realização do treinamento eles recebiam a aplicação de uma bolsa de gelo no joelho por 20 minutos para evitar a exacerbação da dor e inflamação.

Análise dos dados - Os sinais cinemáticos e eletromiográficos foram tratados off line por meio de softwares Excell e Kaleidagraph, onde foram calculados os valores EMG durante 3 fases distintas, baseadas no deslocamento angular do joelho: 300 ms antes de iniciar o movimento (F1), do início do movimento até a flexão total do joelho (F2) e, da flexão total do joelho até a extensão final (F3). Todos dados foram analisados utilizando o programa Statistica for Windows (StatSoft Inc., versão 5.0). O teste usado para a análise dos efeitos principais foi o de Mann-Whitney U test (não paramétrico para grupos independentes).

Resultados

Foram elegíveis para o estudo 11 indivíduos portadores de OA. Os resultados demonstraram que foi possível aumentar a carga durante o treinamento conforme o previsto a média inicial de 47,28 kg e a média final de 68 kg. Os resultados também revelaram que tanto na subida D5, subida D15 e na descida D15 não houve diferenças antes e após o treinamento ($p > 0,066$). Durante a descida de 5 cm apenas o tibial anterior revelou menor ativação após o treinamento.

No entanto, na descida D5 (tabela 1) houve maior atividade EMG comparada com o pré-treinamento ($p < 0,05$). Este aumento foi observado na fase 1 para os músculos Sóleo ($p = 0,038$), Tibial anterior ($p = 0,050$), Vasto Medial Longo ($p = 0,020$),

Vasto Lateral ($p = 0,010$) e Bíceps femoral ($p = 0,020$). Na fase 2 houve redução da EMG no músculo Tibial Anterior ($p = 0,028$) e na fase 3 aumento da EMG do músculo Vasto lateral ($p = 0,010$).

Tabela 1- Mediana e quartis (25%-75%) da atividade EMG dos músculos estudados nas três fases do movimento na descida D5.

<i>Músculo (fase)</i>	DESCIDA D5 MEDIANA (25%-75%)		<i>Valor de p</i>
	<i>PRE-TREINO</i>	<i>PÓS-TREINO</i>	
<i>GL (1)</i>	0,063(0,047-0,077)	0,106(0,082-0,157)	0,313
<i>SO (1)</i>	0,047(0,044-0,075)	0,106(0,082-0,157)	0,038
<i>TA(1)</i>	0,038(0,035-0,047)	0,085(0,073-0,108)	0,050
<i>VMO(1)</i>	0,041(0,016-0,064)	0,058(0,052-0,068)	0,213
<i>VML(1)</i>	0,06(0,054-0,109)	0,068(0,043-0,086)	0,020
<i>VL(1)</i>	0,049(0,029-0,058)	0,108(0,103-0,130)	0,010
<i>BF(1)</i>	0,073(0,04-0,102)	0,088(0,082-0,123)	0,020
<i>GL(2)</i>	0,48(0,381-0,527)	0,141(0,130-0,157)	0,514
<i>SO(2)</i>	0,544(0,371-0,638)	0,141(0,130-0,157)	0,173
<i>TA(2)</i>	0,415(0,332-0,511)	0,361(0,239-0,432)	0,028
<i>VMO(2)</i>	0,386(0,37-0,466)	0,292(0,234-0,409)	0,138
<i>VML(2)</i>	0,506(0,412-0,664)	0,227(0,216-0,415)	0,441
<i>VL(2)</i>	0,37(0,349-0,474)	0,401(0,321-0,687)	0,678
<i>BF(2)</i>	0,536(0,499-0,578)	0,550(0,375-0,715)	0,767
<i>GL(3)</i>	0,282(0,239-0,509)	0,550(0,385-0,715)	0,593
<i>SO(3)</i>	0,287(0,243-0,439)	0,362(0,238-0,555)	0,858
<i>TA(3)</i>	0,267(0,116-0,312)	0,397(0,217-0,445)	0,678
<i>VMO(3)</i>	0,245(0,169-0,315)	0,207(0,200-0,291)	0,593
<i>VML(3)</i>	0,403(0,232-0,509)	0,213(0,184-0,421)	0,374
<i>VL(3)</i>	0,21(0,184-0,323)	0,497(0,242-0,614)	0,010
<i>BF(3)</i>	0,326(0,292-0,4)	0,420(0,345-0,564)	0,085

Discussão

O objetivo do presente estudo foi investigar o efeito do treinamento em CCF com o controle a posição do tronco durante o treinamento e da amplitude angular sobre a estratégia motora em portadores de OA durante a subida e descida de escadas.

Os resultados deste estudo mostraram que apenas na descida D5 houve diferença entre pré e pós-treino. Também foi observado que na fase 2, momento em que efetivamente o membro está suportando o peso corporal, apenas o TA foi diferente com menor ativação.

Durante a descida, o tibial anterior necessita controlar o deslocamento médio-lateral do tornozelo, mantendo a estabilidade do mesmo [2]. Após o treinamento, com a maior eficiência do quadríceps, observada pelo aumento da carga durante o treinamento, pode-se supor que os sujeitos tiveram maior estabilidade no joelho para realizar a tarefa e, por consequência a instabilidade no tornozelo foi menor, e o tibial anterior necessitou de menor ativação. Esta diferença não foi observada na descida D15, a qual propiciou maior flexão do joelho, acima da amplitude trabalhada durante a CCF. A amplitude angular foi de 50° no D15, enquanto que a amplitude trabalhada de até 40°. Dessa forma, pode-se supor que o treinamento não foi específico para a amplitude usada no D15, mantendo alguma instabilidade no joelho e por consequência a manutenção do TA, mantendo a similaridade pré e pós-treinamento. Além disso, o maior ângulo (50°) poderia favorecer maior pressão patelar [4], e o indivíduo poderia usar de estratégias compensatórias para manter a atividade eletromiográfica nos mesmos níveis, como por exemplo, a mudança de posição do tronco.

A maior ativação dos músculos sóleo, tibial anterior, vasto medial longo, vasto lateral, bíceps femoral na fase 1 da descida D5 e na fase 3 do vasto lateral, podem ser consideradas com uma reação antecipatória ao movimento (fase 1- 300 ms antes do início do movimento). Esta reação antecipatória ocorreria como preparação na execução da ação, com uma atividade EMG mais intensa dos músculos [4]. Especialmente, a ativação do vasto medial longo, vasto lateral, bíceps femoral, foram similares aos resultados de Stensdotter et al [6]. Esses autores encontraram que em CCF ocorre uma coativação das diferentes porções do quadríceps no início da atividade EMG (fase 1). Mais uma vez, a especificidade do treinamento pode ter favorecido ao Sistema Nervoso Central aprender a realizar uma ativação mais simultânea durante a fase que ocorre antes do movimento. Isto também poderia justificar esta coativação ao descer D5 e o mesmo não ocorrer em D15. O sóleo e tibial anterior também coativaram antes do início do movimento, e está de acordo com o encontrado por Dionisio et al [2] durante o agachamento.

O aumento da atividade EMG do vasto lateral na fase 3 após o treinamento não foi considerada importante neste estudo, uma vez que na descida a fase 3 caracterizou-se como a aproximação do membro que finalizou o apoio para o degrau inferior. Nesta fase não era esperado alteração na atividade EMG.

Bjerke et al [7] estudaram pacientes que realizaram artroplastia total de joelho e observaram uma diminuição da força de quadríceps como em indivíduos portadores de OA. E que está fraqueza altera como este indivíduo realiza a subida e descida de degraus, encontram que ao caminhar estes indivíduos realizavam de maneira mais lenta. Devido às deficiências tais como dor, redução da amplitude de movimento e músculo, fraqueza no joelho operado.

No estudo de Hicks-Little et al [8] sobre pacientes com OA e analisaram a cadência, velocidade, comprimento do passo, tempo de apoio único e tempo de apoio duplo. Eles encontraram que ocorre uma diminuição da velocidade como estratégia para compensar o déficit de força muscular do quadríceps. Porém, no presente estudo a velocidade de execução da ação antes e após o treinamento não foi analisada. Durante a tarefa proposta o indivíduos utilizaram uma velocidade auto-selecionada, o que poderia ter influenciado nos resultados.

No estudo de Asay et al [9] foi analisada a perda de força muscular do quadríceps em pacientes com AO. Os autores verificaram que estes pacientes utilizam uma inclinação no tronco para frente para compensar a fraqueza do quadríceps. Quanto mais graves os pacientes mais tendem a inclinar o corpo mais para frente como estratégia compensatória durante a subida e descida de degraus [7],[8],[9]. Em nosso estudo durante a subida e descida de degraus não avaliamos a inclinação do tronco antes e após o treinamento. Na subida é necessário vencer o torque gravitacional, e se esperaria maior atividade eletromiográfica. No entanto, subir no degrau de 5 quanto no de 15 cm houve similaridade na EMG entre pré e pós-treinamento. Dessa forma, o não controle do tronco durante a execução da tarefa pode ter influenciado no resultado, sendo considerada uma limitação do estudo.

Finalmente, a participação de mais sujeitos favoreceria a outros músculos apresentarem diferenças na atividade EMG. No entanto, vários outros estudos tiveram amostra semelhante e apresentaram resultados similares aos nossos.

Conclusão

O presente estudo mostrou que o treinamento em cadeia cinética fechada não foi eficiente para modificar o padrão da atividade EMG dos músculos.

Agradecimentos

Fundação de Amparo a Pesquisa do Estado de Minas Gerais (Fapemig) e ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq) pelo auxílio financeiro da bolsa.

Referências

- [1] Brown M, Sinacore DR, Host HH (1995) The relationship of strength to function in the older adult. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 50:Spec no. 55–59
- [2] Dionisio VC, Almeida GL, Duarte M, Hirata RP. Kinematic, kinetic and EMG patterns during downward squatting. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 18 (2008) 134–143
- [3] 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.
- [4] Steinkamp LA, Dillingham, MF, Markel, MD, Hill, JA, Kaufman KR. Biomechanical considerations in patellofemoral joint rehabilitation. *Am J Sports Med* 1993; 21:438-447.
- [5] Altman R, Asch E, Bloch D, Bole G, Borenstein D, Brandt K et al. Development of criteria for the classification and reporting of osteoarthritis. Classification of osteoarthritis of the knee. *Arthritis Rheum.* 1986; 29:1039-1049.
- [6] Stensdotter AK, Hodges PW, Mellor R, Sundelin G, Hager-Ross C. Quadriceps activation in closed and in open kinetic chain exercise. *Medicine and Science in Sports and Exercise.* v.35, n.12, p. 2043-2047, 2003.
- [7] Bjerke J, Ohberg F, Nilsson KG, Stensdotter AK. Compensatory strategies for muscle weakness during stair ascent in subjects with total knee arthroplasty. *The Journal of Arthroplasty.* 2014.
- [8] Hicks-Little CA, Peindl RD, Hubbard TJ, Scannell BP, Springer BD, Odum SM, Fehring,TK, Cordova ML. Temporal-Spatial Gait Adaptations during Stair Ascent and Descent in patients with Knee Osteoarthritis. *Journal of Arthroplasty.* v. 27, n. 6, p. 1183-89, 2012.
- [9] Asay JL, Mundermann A, Andriacchi TP. Adaptive Patterns of Movement during Stair Climbing in Patients with Knee Osteoarthritis. *Journal of Orthopaedic Research.* v.27, p. 325–329, 2009.