

TIBONE, J. E. et al. Functional analysis of anterior cruciate ligament instability. **Am J Sports Med**, v.14, p. 276– 284, 1986.

DE LUCA, C. J. The use of surface electromyography in biomechanics. **J Appl Biomech**, v.13 (2), p. 135-163, 1997.

DEVRIES; H.A. Method for evaluation of muscle fatigue and endurance from electromyography fatigue curves. **Am J Phys Med**, Baltimore, v.47, p. 125-35, 1968.

ENOKA, R. M. **Bases Neuromecânicas da Cinesiologia**. 2 ed. São Paulo: Editora Manole, 2001.

FITTS, R. H. Cellular mechanisms of muscle fatigue. **Physiol Ver**, v.74, p. 49–94, 1994.

FLECK, S. J.; KRAEMER, W. J. **Fundamentos do Treinamento da Força Muscular**. Tradução de Cecy Ramires Maduro. 2 ed. Porto Alegre: Artes Médicas Sul, 1999.

HOUSH, T.J. et al. Electromyographic fatigue thresholds of the superficial muscles of the quadriceps femoris, **Eur J Appl Physiol.**, v.71, p.131-136, 1995.

KAPANDJI, A.I. **Fisiologia articular**. São Paulo: Panamericana, 2000.

LOHMAN, T. G.; ROCHE, A. F.; MATORELL, R. **Antropometric standardization reference manual**. Illinois: Abridged, 1989.

MADIGAN, M. L.; PIDCOE, P. E. Changes in landing biomechanics during a fatiguing landing activity, **J Electromyogr Kinesiol**, v. 13, p. 491–498, 2003.

MASUDA, K. et al. Changes in surface EMG parameters during static and dynamic fatiguing contractions, **J Electromyogr Kinesiol.**, v.9, p.39-46, 1999.

MOHAMED, O.; PERRY, J.; HISLOP, H. Synergy of medial and lateral hamstrings at three positions of tibial rotation during maximum isometric knee flexion. **The Knee**, v.10, p. 277–281, 2003.

MORITANI, T. et al. Intramuscular and surface electromyogram changes during muscle fatigue. **J. Appl. Physiol.**, v. 60, p. 1179-1185, 1986.

NILSSON, J.; TESCH, P.; THORSTENSSON, A. Fatigue and EMG of repeated fast voluntary contractions in man. **Acta Physiol Scand**, v.101, p. 194–198, 1977.

OEFFINGER, D. J. et al. Knee: delayed gastrocnemius muscle response to sudden perturbation in rehabilitated patients with anterior cruciate ligament reconstruction. **Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc**, v.9, p. 19–27, 2001.

OLIVEIRA, A.S.C.; GONÇALVES, M.; CARDOZO, A.C.; BARBOSA, F.S.S. Electromyographic fatigue threshold of the biceps brachii muscle during dynamic contraction. **Electromyogr. Clin. Neurophysiol.**, Louvain, v. 45, n. 3, p. 167-75, 2005.

SETER, C.; HAME, S. Biomechanical Analysis of Tibial Torque and Knee Flexion Angle: Implications for Understanding Knee Injury, **Sports Med.**, v.36, P. 635-641, 2006.

SHOREY, C. D.; CLELAND, K. W. Morphometric analysis of frozen transverse sections of human skeletal muscle taken postmortem. **Acta Anat (Basel)**, v.131, p. 30–34, 1988.

predominância de fibras do Tipo II (EDGERTON et al., 1975; SHOREY e CLELAND, 1988) esta condição determina uma maior susceptibilidade de fadiga para este músculo em comparação à músculos com predominância de fibras do Tipo I (CAFFIER et al., 1992; COLLIANDER et al., 1988), FITTS et al., 1994; NILSSON et al., 1977). Além disso, músculo GNL apresenta importante função de estabilização do joelho, e por ser bi-articular apresenta ativação durante as flexões desta articulação (ENOKA, 2000). Com o processo de fadiga sendo instaurado, pode ocorrer uma ativação conjunta deste músculo e dos músculos flexores do joelho, visto que maiores intensidades de carga acarretam maior necessidade de estabilização da articulação (Center e Hame, 2006), como também pode ser resultado de um mecanismo de transferência de atividade, como verificado por Clark et al. (2003) que investigaram contrações isométricas de extensão do tronco e encontraram diminuições da atividade dos músculos lombares, e ao mesmo tempo um aumento da atividade de músculos sinergistas (glúteos e posteriores da coxa).

CONCLUSÃO

O protocolo proposto evidencia, por meio do sinal EMG, que o desenvolvimento da fadiga durante o exercício de flexão do joelho é maior para o músculo GNL, que pode ter apresentam uma importante função sinergista durante a flexão do joelho em condição isométrica, quando submetido a cargas mais altas (40% da CVM).

REFERÊNCIAS

- BASMAJIAN J.V.; DE LUCA C.J. **Muscles alive their function revealed by Electromyography**. Baltimore: Williams Wilkins, 1985.
- CAFFIER, G. et. al. Fatigue during sustained maximal voluntary contraction of different muscles in humans: dependence on fibre type and body posture. **Eur J Appl Physiol**, v.64, p. 237–243, 1992.
- CLARK, B.C.; MANINI, T.M. PLOUTZ-SNYDER, L.L. Derecruitment of the Lumbar Musculature With Fatiguing Trunk Extension Exercise, **Spine**, v. 28, N.3, pp 282–287, 2003,
- COLLIANDER, E. B.; DUDLEY, G. A.; TESCH, P. A. Skeletal muscle fiber type composition and performance during repeated bouts of maximal, concentric contractions. **Eur J Appl Physiol**, v.58, p. 81–86, 1988.
- CROCE, R. V.; MILLAR, J. P.; PIERRE, P. Effect of ankle position fixation on peak torque and electromyographic activity of the knee flexors and extensors. **Electromyogr Clin Neurophysiol**, v.40, p. 365-73, 2000.

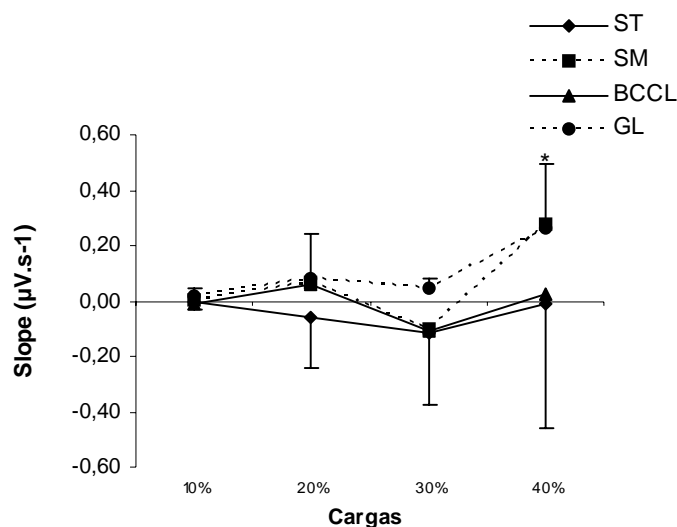


Gráfico 2 – Valores dos slopes do RMS máximo dos músculos semitendinoso (ST), semimembranoso (SM), bíceps da coxa (porção cabeça longa – BCCL) e gastrocnêmio (porção lateral – GNL).

* - diferenças significativas em relação a 10% para o músculo GNL.

DISCUSSÃO

No presente estudo, foi verificado que predominantemente houve um aumento da amplitude do sinal eletromiográfico com o tempo, visto que os valores de slope apresentam-se predominantemente positivos (Oliveira et al., 2005), tal comportamento indica que os músculos estudados desenvolveram o processo de fadiga muscular. Destaca-se o comportamento do músculo GNL, que não apresenta função primária de flexão do joelho, e apesar disso, apresentou valores significativamente maiores de slopes na carga mais alta (40%).

Aumentos na RMS são relacionados com o fenômeno da fadiga muscular devido a um aumento do recrutamento das unidades motoras ao longo da contração, além disso, pode existir o aumento do número de unidades motoras que são recrutadas para realizar a contração, o que também aumenta os valores de RMS em contrações submáximas (MORITANI; NAGATA; MURO, 1986). Os músculos flexores do joelho, no entanto, não apresentaram alteração nos valores de slope com o aumento da intensidade de carga, demonstrando um padrão de recrutamento semelhante entre estes, que pode estar relacionado com a proximidade das cargas, como apontado por Housh et al. (1995).

Já para o músculo GNL, verificou-se maior valor de slope na maior intensidade de carga. Este comportamento pode estar relacionado ao tipo de fibras músculo GNL. O fato do músculo GNL possui

RESULTADOS

Nos valores dos slopes de RMS médio entre cargas (gráfico 1), ocorreu uma diferença apenas para a comparação entre as cargas de 10 e 40% para o músculo GNL ($p = 0,0027$) com maiores valores para a carga de 40%. Para os valores dos slopes de RMS máximo (gráfico 2), as diferenças significativas ocorreram para o músculo GNL, entre as cargas de 10 e 40% e 20 e 40% ($p = 0,0017$) com maiores valores para a carga de 40%. Nas comparações entre músculos, não foram observadas diferenças significativas para os valores de ambos os slopes de RMS.

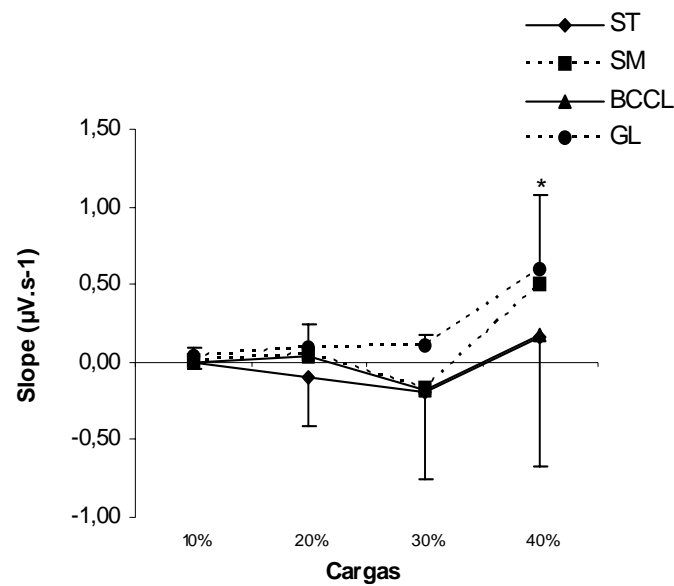


Gráfico 1 – Valores dos slopes do RMS médio dos músculos semitendinoso (ST), semimembranoso (SM), bíceps da coxa (porção cabeça longa – BCCL) e gastrocnêmio (porção lateral – GNL).

* - diferenças significativas em relação a 10% e 20% para o músculo GNL.

Os voluntários receberam informação visual da intensidade de contração que estavam realizando por meio um indicador digital (Kratos mod. IK-14A) ligado à célula de carga.

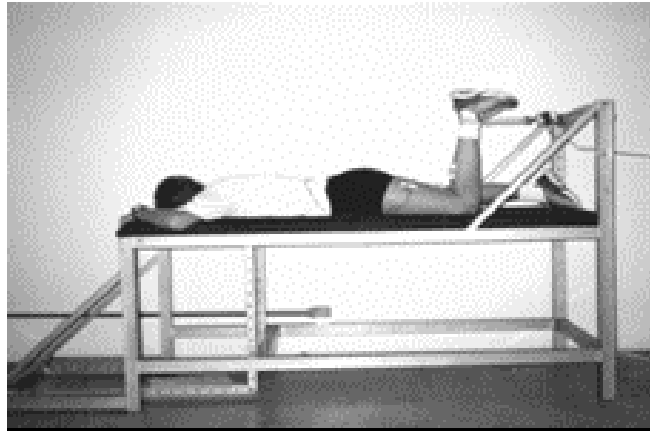


Fig. 1 – Posicionamento do voluntário para o teste.

PROCEDIMENTOS

A familiarização do teste e a contração voluntária máxima (CIVM) dos músculos ST, SM, BCCL e GNL foram realizados em três dias diferentes. A média das três contrações voluntárias máximas (CIVM) foi considerada como 100% e desta utilizou-se 10%, 20%, 30% e 40% os quais seriam sustentados isometricamente nos dois dias de testes seguintes.

Em cada dia de teste, foram realizadas contrações isométricas fatigantes em duas porcentagens de carga, escolhidas randomicamente. A manutenção da contração foi feita utilizando um monitor numérico posicionado à frente do participante. Durante os dois dias de teste, cada carga foi executada até a exaustão subjetiva ou quando a tração exercida apresentava uma variação de ± 100 gramas, sem que houvesse retorno à carga inicial após 3 comandos verbais. Entre as duas intensidades de contração, houve um período de repouso de 30 minutos.

A fadigabilidade dos músculos analisados foi estimada pela taxa de aumento do sinal eletromiográfico em função do tempo, ou seja, o coeficiente angular promovido por essa relação (DeVRIES, 1968; MORITANI et al., 1982).

MÉTODO ESTATÍSTICO

Os valores de slopes do RMS máximo e RMS médio dos músculos: SM, ST, BCCL e GNL foram comparados entre cargas e a entre músculos por meio da análise de variância de Friedman. O nível de significância para as análises estatísticas foi de $p < 0,05$.

decorrente de um aumento do recrutamento de unidades motoras, sendo assim uma das consequências da fadiga muscular (BASMAJIAN & LUCA, 1985).

Neste sentido, o objetivo do presente estudo foi analisar eletromiograficamente os músculos semitendinoso (ST), semimembranoso (SM), bíceps da coxa (cabeça longa - BCCL) e gastrocnêmio (porção lateral - GNL) durante contrações isométricas de flexão do joelho a 90° até a exaustão.

MATERIAIS E MÉTODOS

Participaram do presente estudo 20 (vinte) indivíduos do sexo feminino, com idades entre 19 e 23 anos e sem antecedentes de doenças músculo-esqueléticas. Todos os participantes apresentaram antropometrias semelhantes aferidas segundo Lohman et al. (1989).

Antecipadamente ao estudo, os participantes foram orientados sobre a atividade a qual seriam submetidos no momento do experimento e assinarem um termo de consentimento o qual foi aprovado pela comissão de ética do IB/UNESP-RC.

Foram utilizados eletrodos de superfície da marca MEDTRACE®, com revestimento de prata - cloreto de prata (Ag/AgCl) de 30mm de diâmetro os quais foram posicionados sobre os músculos ST, SM, BF e GNL do membro inferior dominante a uma distância de 30mm centro a centro. Realizou-se tricotomia, abrasão e limpeza da pele com álcool no nível dos músculos estudados anteriormente a colocação dos eletrodos. Também foi fixado um fio terra ao nível do processo estilóide da ulna.

Para a obtenção dos sinais eletromiográficos foi utilizado um módulo de aquisição de sinais biológicos (Lynx®) com quatro canais, calibrados com um ganho de 1000 vezes, filtro passa alta de 20Hz e passa baixa de 500Hz, frequência de amostragem de 1000 Hz e foram analisados por um “software” específico (Aqdados-Lynx). Para aquisição da força utilizou-se uma célula de carga da marca Kratos® (MM 100 série 2BL – 2828), com capacidade de 100 Kg, bem como um monitor numérico (Kratos®) a ela conectada. A conversão dos sinais analógicos para digitais foi realizada por uma placa A/D com faixa de entrada de -5 a +5 Volts (CAD 1026 – Lynx®).

Durante o teste, o participante foi posicionado sobre uma mesa especificamente desenvolvida para este estudo em decúbito ventral, estabilizado por uma cinta na região do quadril e mantendo o joelho flexionado a 90° (fig. 1), na qual realizou flexão isométrica do joelho. Esta contração foi desenvolvida pela tração de um cabo fixo perpendicularmente ao tornozelo permanecendo o membro inferior contralateral estendido sobre a mesa. A articulação do tornozelo permaneceu em dorsiflexão (Croce, et al. 2000).

INTRODUÇÃO

O joelho é uma das articulações que mais está exposta a lesões músculo-articulares em função da complexidade estrutural inerente à própria articulação.

Fatores que podem tornar o joelho mais suscetível a lesões em esportes que envolvem corrida, como o futebol, podem estar relacionados a déficits unilaterais ou bilaterais de força nos ísquiotibiais, flexibilidade e desequilíbrio nas razões de torque entre os músculos ísquiotibiais e quadríceps (razão I:Q). Estudos anteriores que investigaram a articulação do joelho apontam que mais de 60% de atletas de futebol apresentam instabilidade no joelho (RAHNAMA, LESS E BAMBAICICHI (2005), e esta instabilidade pode ser causadas quando as razões são baixas, o que indica que os músculos flexores apresentam-se enfraquecidos (DAUTY; POTIRON-JOSSE; NOCHCONGAR (2003), sendo viável a realização de programas de treinamentos para os flexores do joelho para uma maior estabilidade da articulação (WHITE et al. 2003).

Dessa forma seus graus de liberdade de movimento e as superfícies articulares ficam submetidas a forças internas e externas atuantes sobre o corpo. Se estes mesmos grupos musculares não possuírem trofismo e força equilibrados, as lesões passam a ocorrer com maior frequência. Para isto, um treinamento de força bem desenvolvido passa a ser uma das alternativas de manutenção desta articulação (FLECK; KRAEMER, 1999). De acordo com Mohamed, Perry e Hislop (2003) o treinamento de resistência dos posteriores da coxa é uma parte integral dos protocolos de reabilitação após lesões do joelho e um trabalho de otimização do exercício isométrico não pode ser alcançado sem a observação para um fator indispensável: a resistência à fadiga.

Qualquer mudança na performance muscular causada pela fadiga pode comprometer sua habilidade de proteger o corpo contra lesões (OEFFINGER et al., 2001). Em biomecânica, uma das possibilidades em se entender este processo está no uso da eletromiografia (EMG), que analisa os potenciais de ação muscular (ENOKA, 2001). Utilizando-se da EMG, pode-se coletar e analisar os sinais advindos dos fenômenos neurais que estão acontecendo no músculo, sendo a fadiga neuromuscular um desses fenômenos.

O sinal EMG pode ser processado tanto no domínio das frequências, quanto no domínio do tempo. Neste último, um parâmetro comumente usado é a root mean square (RMS) (DE LUCA, 1997). Para os sinais EMG detectados durante contrações voluntárias, o valor de RMS pode ser mais apropriado por representar a magnitude do sinal e dessa forma tem um significado físico claro, revelando padrões de ativação, de níveis de força e de torque muscular (DE LUCA, 1997). Dentro das contrações submáximas isométricas, no domínio do tempo, o aumento na amplitude do sinal é

ABSTRACT

The aim of this study was to analyze the muscles semitendinosus (ST), semimembranosus (SM), biceps femoris (long head - BCCL) and gastrocnemius lateralis (GNL) during fatiguing knee isometric contractions at 90° of flexion, through electromyography (EMG). Ten female subjects (ages between 19 and 23 years) without muscle injuries, performed isometric contractions at 10, 20, 30 and 40% of the maximum isometric voluntary contraction (MIVC) until exhaustion, using a load cell perpendicularly adjusted to the ankle. To record the EMG signs were used surface electrodes (MEDTRACE®), a biological signal acquisition module, with high pass filter of 20Hz and low pass of 500Hz and a 1000 times gain. Correlating EMG variables with time provided the slopes values of each muscle in which were analyzed by Friedman variance test ($p < 0.05$), comparing the slopes values between loads and between muscles. The mean-RMS value showed differences between 10 and 40% of the MIVC to GNL ($p = 0.0027$) and were higher to SM for the 40% of the MIVC ($0,28\mu\text{V.s}^{-1}$). To maximum RMS values, significative differences occurred to the muscle GNL, between 10 and 40% MIVC, 20 and 40% MIVC ($p = 0.0017$), and were higher in the 40% MIVC ($0,594\mu\text{V.s}^{-1}$). There was not observed differences between muscles to both medium RMS and maximum RMS slopes values. The results permit to conclude that the considered protocol shows, through the EMG signal, fatigue development during knee isometric contractions of flexion is increased to the GNL when under higher loads (40%MIVC).

Key-words: Biomechanics, Fatigue, Electromyography, Isometric Contraction, Training.

FLEXÃO ISOMÉTRICA DO JOELHO ATÉ A EXAUSTÃO: UMA ANÁLISE ELETROMIOGRÁFICA.

Juliana Exel Santana^{1, 2} e Mauro Gonçalves^{1, 3}

¹Laboratório de Biomecânica – Instituto de Biociências – Universidade Estadual Paulista – Campus de Rio Claro.

²juexels@gmail.com

³maurog@rc.unesp.br

RESUMO

O objetivo do presente estudo foi analisar eletromiograficamente os músculos semitendinoso (ST), semimembranoso (SM), bíceps da coxa (cabeça longa) – (BCCL) e gastrocnêmio (porção lateral) – (GNL) durante contrações isométricas de flexão do joelho a 90° até a exaustão. Participaram deste estudo dez indivíduos do sexo feminino, com idades entre 19 e 23 anos, sem antecedentes de doenças músculo-esqueléticas os quais realizaram contrações isométricas a 10%, 20%, 30% e 40% da contração isométrica voluntária máxima (CIVM) por meio da tração de uma célula de carga fixada perpendicularmente ao tornozelo até a exaustão. Para a captação dos sinais EMGs utilizou-se: eletrodos de superfície (Medtrace[®]), um módulo de aquisição de sinais biológicos (Lynx[®]), com filtro passa alta de 20Hz e passa baixa de 500Hz, frequência de amostragem de 1000Hz e ganho de 1000 vezes. Da correlação entre as variáveis EMG com o tempo obteve-se os valores de *slopes* de cada músculo os quais foram comparando entre cargas e entre músculos e analisados por meio do Teste de Variância de Friedman ($p < 0.05$). O valor de *slope* de RMS médio se apresentou diferente entre as cargas de 10% e 40% para o músculo GNL ($p = 0,0027$) sendo maior para o músculo SM na carga de 40% ($0,28\mu V \cdot s^{-1}$). Para os valores dos *slopes* de RMS máximo, as diferenças significativas ocorreram para o músculo GNL, entre as cargas de 10 e 40% e 20 e 40% ($p = 0,0017$) sendo que na carga de 40% os *slopes* foram maiores ($0,594\mu V \cdot s^{-1}$). Entre os músculos, não foram observadas diferenças significativas para os valores dos *slopes* de RMS médio e de RMS máximo. Os resultados permitem concluir que o protocolo proposto evidencia, por meio do sinal EMG, que o desenvolvimento da fadiga durante o exercício isométrico de flexão do joelho é maior para o músculo GNL, quando submetido a cargas mais altas (40% da CVM).

Palavras-chave: Biomecânica, Fadiga, Eletromiografia, Contração Isométrica, treinamento.