

Análise eletromiográfica de músculos do membro inferior durante movimentos de extensão da perna em pacientes com lesão do ligamento cruzado anterior

Mônica de Kássia Teixeira

Acadêmica do Curso de Enfermagem - Centro Universitário de Patos de Minas (UNIPAM)

Daniela Cristina de Oliveira Silva

Mestre em Anatomia Funcional.

Professora do Laboratório de Anatomia do (UNIPAM)

Resumo

Esta pesquisa visou avaliar a atividade eletromiográfica (EMG) de músculos do membro inferior, durante movimentos de extensão da perna em pacientes com lesão crônica e aguda do LCA. Foram selecionados dois pacientes do sexo masculino, com idade entre 35 e 45 anos, um sedentário com lesão crônica, e outro atleta com lesão aguda. Cada voluntário realizou movimentos de extensão, dinâmicos e estáticos (com 45° e 90° de flexão da perna), com o membro lesado e não lesado. Os sinais captados por eletrodos de superfície foram registrados por um eletromiógrafo e processados por um software que transformou o potencial de ação dos músculos em valores de RMS (*root mean square*). Os resultados demonstraram que, durante movimentos dinâmicos e estáticos, o Reto Femoral (RF), Vasto Lateral (VL) e Vasto Medial (VM) apresentaram maior atividade EMG do que o Bíceps Femoral (BF), Semitendíneo (ST) e Gastrocnêmio (GN) em ambos voluntários. Durante as contrações estáticas com 45°, o RF apresentou maior atividade em ambos voluntários; nas contrações estáticas com 90° o RF, VL e VM apresentaram atividade maior no membro com a lesão em ambos voluntários. O voluntário atleta com lesão aguda apresentou atividade elétrica maior em ambos os membros. Assim pode-se concluir que o quadríceps femoral é o agente primário durante movimentos de extensão; em contrações estáticas com 45° de flexão da perna, o RF é o agonista; enquanto nas contrações estáticas com 90°, o quadríceps femoral do membro lesado aumenta seu trabalho compensando o ligamento deficiente e mantendo a estabilização articular.

Palavras-chave: Eletromiografia; Quadríceps Femoral; Ligamento Cruzado Anterior.

Abstract

The aim of this study was to evaluate the electromyographic activity (EMG) of the lower limb muscles during leg extension movements in patients with chronic and recent lesion of the anterior cruciate ligament (ACL). Two male patients, aged between 35 and 45 years, were selected to participate in this study, a sedentary one with chronic lesion and another one, athlete with recent lesion. Each volunteer accomplished extension movements, dynamic and static (with 45° and 90° of leg flexion) with the injured and healthy limbs. The signs EMG were captured by surface electrodes, registered by a computer-connected electromyograph and processed by software that transformed the muscle action potentials in values of RMS (root mean square). The results demonstrated that during dynamic and static movements, the *Rectus Femoris* (RF), *Vastus Lateralis* (VL) and *Vastus Medialis* (VM) muscles presented larger EMG activity than the *Biceps Femoris* (BF), *Semitendinosus* (ST) and *Gastrocnemius* (GN) muscles, in both volunteers. During the 45° static contractions the RF muscle presented the largest activity in both volunteers; at 90° static contractions the RF, VL and VM muscles presented larger activity in the injured limb than in the healthy limb, in both volunteers. The athlete volunteer with recent lesion presented the

largest electric activity in both members. It can be concluded that the *quadriceps femoris* muscle is the primary agent during extension movements; in 45° static contractions the RF muscle is the agonist; while in the 90° static contractions the *quadriceps femoris* of the injured limb increases its activity compensating the deficient ligament and maintaining the joint stabilization.

Key-words: electromyography; *quadriceps femoris*; anterior cruciate ligament.

Introdução

Atualmente, a interpretação, a decomposição e a aplicação de sinais biológicos, incluindo o eletrocardiograma, o eletromiograma, o eletroencefalograma e outras formas de manifestações bioelétricas de eventos fisiopatológicos têm fascinado muitos pesquisadores. O sinal eletromiográfico é uma manifestação bioelétrica gerada por músculos esqueléticos, que são os motores que nos permitem mover (MERLETTI; PARKER, 2004).

A eletromiografia tem se concretizado como principal instrumento de investigação clínica e cinesiológica. A estimulação elétrica e a captação de potenciais elétricos produzidos pelos músculos durante uma contração voluntária têm sido consideradas como fundamentais para estudos anatômicos, cinesiológicos e clínicos da atividade muscular, já que fornecem mais informações sobre a fisiologia de um músculo ou grupos musculares, e também possibilitam conclusões mais claras da sua anatomia (BASMAJIAN; DE LUCA, 1985).

O registro de sinais mioelétricos captados na superfície da pele que cobre os músculos é um procedimento comum em várias investigações biomecânicas, tais como a análise da marcha, os cálculos de torque e as forças transmitidas por meio de uma articulação, como se pode confirmar nos estudos de Solomonow et al. (1994) e Araújo e Amadio (1996).

A eletromiografia também tem sido utilizada como um instrumento para avaliação clínica de grupos musculares envolvidos em diversas lesões articulares. Uma das articulações mais estudadas por diversos pesquisadores é a articulação do joelho (HERTEL et al., 2004; URABE et al., 2005; ANDERSEN et al., 2006; CRAMER et al., 2007; CHAPPELL et al., 2007).

O joelho é a maior articulação sinovial do corpo, considerada uma das mais complexas, pois além de transmitir cargas, participa ativamente da locomoção (NORDIN; FRANKEL, 1989). Por essas razões, essa articulação talvez seja a mais vulnerável do corpo e bastante suscetível a lesões, o que contribui para a alta incidência de lesões de seus ligamentos (WEISTEN; BUCKWALTER, 2000).

Dentre os ligamentos mais lesados da articulação do joelho, destaca-se o ligamento cruzado anterior (LCA), que é um ligamento localizado na parte central da cápsula articular, fora da cavidade sinovial. Durante a flexão, o feixe anteromedial tensiona e o feixe posterolateral relaxa, sendo que esse processo é invertido durante a extensão. Com a ruptura do LCA, o joelho perde a atuação referente a esse ligamento. A alta incidência de lesões neste ligamento leva a uma evidência de instabilidade do joelho e impõe uma solução terapêutica que seja bem sucedida, uma vez que essa lesão pode trazer consequências desagradáveis para as atividades diárias (ARAÚJO, 2003).

Segundo Fatarelli (2003), a ruptura do LCA ocasiona respostas neuromusculares e biomecânicas complexas. Dentre os músculos que atuam na articulação do joelho, os mais prejudicados na ocorrência de lesão do LCA incluem o músculo quadríceps femoral e os músculos posteriores da coxa. Assim, alguns pesquisadores têm se preocupado em estudar as manifestações destes músculos em pacientes com lesão do LCA, como, por exemplo, a fraqueza e fadiga muscular (KONISHI et al., 2002), a adaptação muscular durante a marcha (VAN LENT et al., 1994; KNOLL et al., 2004), o retardo eletromecânico após cirurgia (KANEKO et al., 2002). No entanto, existem poucos estudos que mostram qual a manifestação mioelétrica deste grupo muscular nesta população (VASCONCELOS et al., 2007).

Nesta perspectiva, o objetivo da presente pesquisa foi avaliar a atividade eletromiográfica (EMG) de músculos do membro inferior, a saber, reto femoral (RF), vasto medial (VM), vasto lateral (VL), gastrocnêmio (GN), bíceps femoral (BF) e semitendíneo (ST), durante movimentos de extensão da perna em pacientes com lesão crônica e aguda do LCA. Esta questão pode trazer contribuições no sentido de elucidar dúvidas sobre o real funcionamento desse grupo muscular em pacientes que sofreram lesão do LCA, colaborando para obter uma melhor avaliação e conseqüentemente melhoria na reabilitação destes pacientes.

Metodologia

A pesquisa sobre a análise EMG de músculos do membro inferior em pacientes com lesão do LCA foi um estudo-piloto de caráter experimental com abordagem quantitativa, e foi desenvolvida no Laboratório de Anatomia do Centro Universitário de Patos de Minas, em colaboração com o Laboratório de Eletromiografia da Universidade Federal Uberlândia.

População e Amostra

Foram selecionados para este estudo dois pacientes do Centro de Medicina Esportiva de Uberlândia (ORTHOSPORTS) da cidade de Uberlândia, MG, do sexo masculino, com idade entre 35 e 45 anos. O critério de inclusão no estudo foi baseado na lesão do LCA em um dos membros inferiores, comprovados por meio de laudos médicos, sendo que um paciente era atleta e apresentou lesão aguda (1 mês) e o outro era sedentário e apresentou lesão crônica (7 anos). O critério de exclusão foi baseado em histórico de quaisquer outras enfermidades osteomioarticulares que possam influenciar a atividade muscular.

Este estudo foi aprovado pela Comissão de Ética em Pesquisa envolvendo Seres Humanos do Centro Universitário de Patos de Minas, MG, e um termo de consentimento livre e esclarecido foi assinado por cada voluntário participante do estudo.

Instrumentos de Coleta de Dados

Os registros EMG foram obtidos utilizando-se um eletromiógrafo computadorizado (DataHominis Tecnologia LTDA, Uberlândia, MG, Brasil) com oito canais diferenciais. O

sinal EMG analógico foi digitalizado usando um conversor A/D com 16 bits de resolução e uma taxa de amostragem de 4 kHz. Após a digitalização, o sinal foi processado utilizando o software Myosystem Br1 (versão 3.5.4, DataHominis Tecnologia LTDA, Uberlândia, MG, Brasil) e filtrado com frequências de corte de 20 a 500 Hz.

Para captação dos sinais EMG foram utilizados eletrodos de superfície ativos (DataHominis Tecnologia LTDA, Uberlândia, MG, Brasil), consistindo de duas barras retangulares paralelas de Ag (10 x 2 mm), distanciadas entre si 20 mm, impedância de entrada de 10 G Ω , razão de rejeição em modo comum (CMRR) de 92 db e ganho de 20 vezes. Outro eletrodo foi usado como eletrodo de referência, Eletrodo Terra Placa (Bio-logic Systems - SP Médica, Científica e Comercial Ltda., São Paulo, SP, Brasil), com disco redondo de aço inoxidável (30 mm de diâmetro x 1,5 mm de espessura), anexado a um cabo de 1 m de comprimento.

Procedimentos

Antes da aplicação dos testes, cada voluntário foi esclarecido sobre o experimento e o exercício a ser executado, enfatizando a preocupação com a qualidade de execução de cada movimento. Uma sessão de aquecimento e alongamento dos músculos do membro inferior foi permitida durante um minuto antes da coleta. A seguir, os voluntários se posicionaram sentados em uma cadeira e realizaram movimentos de extensão da perna para se acostumarem com a tarefa a ser executada e, por conseguinte, obter sinal de melhor qualidade durante a coleta de dados.

A preparação do voluntário consistiu em tricotomia e limpeza da pele com álcool 70% para minimizar a impedância de contato. Com auxílio de fita adesiva, os eletrodos foram posicionados nos músculos RF, VM, VL, BF, ST e GN, com o voluntário em pé, precisamente na linha média do ventre muscular entre o ponto motor e o tendão (RAINOLDI et al., 1999), com a superfície de detecção perpendicular à direção das fibras musculares, seguindo as recomendações europeias para eletromiografia de superfície (SENIAM) (HERMENS et al., 2000). O eletrodo de referência foi posicionado no maléolo lateral do membro analisado. Manobras específicas de contração voluntária máxima foram realizadas para garantir a exata localização dos músculos, a fim de facilitar a colocação do eletrodo.

Após a colocação dos eletrodos, cada voluntário realizou três sequências (com 5 segundos de duração e 30 segundos de intervalo) de movimentos voluntários de extensão da perna, dinâmicos e estáticos, com o membro lesado e não lesado, separadamente.

No movimento dinâmico, a posição inicial foi estabelecida a 90° de flexão de perna e a posição final a extensão total do membro, sendo esta considerada zero grau de flexão da perna (Figura 1). As contrações estáticas foram realizadas no ângulo de 45° e 90° de flexão da perna com a força máxima do voluntário, e a resistência utilizada para manter o ângulo articular desejado foi o membro superior do pesquisador (Figura 2). Para medir os ângulos

articulares foi utilizado um goniômetro universal e anilhas com pesos variados foram colocadas no solo para apoio dos pés do voluntário.

Os voluntários foram encorajados verbalmente com comandos tais como: “Atenção! Prepara! Vai!”, dados pelo pesquisador, para determinar o começo e o final de cada contração, que foi realizado durante 5 segundos, controlado por um metrônomo. Em cada movimento, foi captada a atividade elétrica simultânea dos músculos RF, VM, VL, BF, ST e GN. A ordem nas quais as sequências foram executadas foi definida aleatoriamente.

Análise dos dados

Os dados EMG foram analisados com relação aos valores da raiz quadrada da média (RMS – *root mean square*), os quais foram calculados durante todos os 5 segundos do tempo de registro. Todos os valores de RMS foram tabelados e para confecção dos gráficos foi utilizada a média das três sequências de cada movimento.

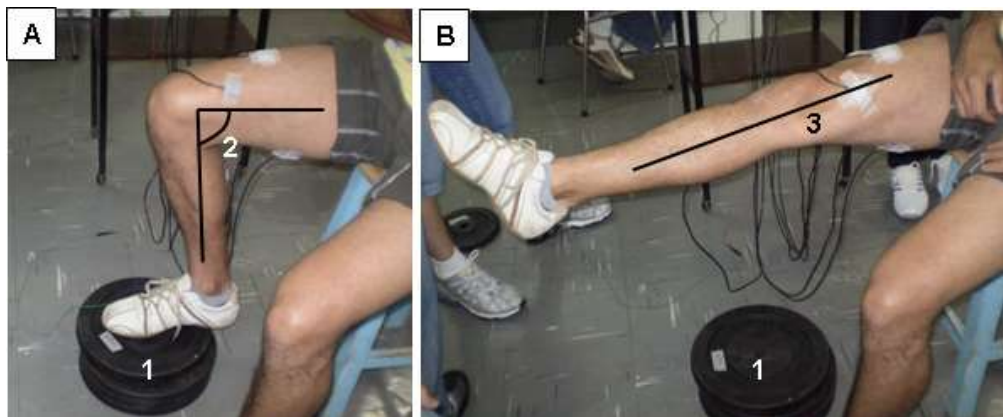


Figura 1. Posição do voluntário no movimento dinâmico de extensão da perna. (A) Posição inicial; (B) Posição final. 1- anilhas com pesos variados, 2- 90° de flexão da perna, 3- zero graus de flexão da perna (extensão total do membro).

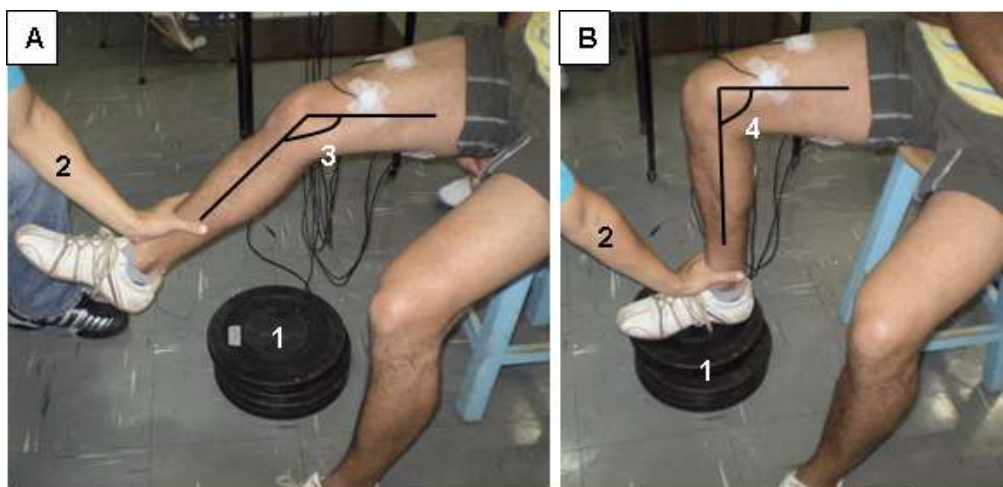


Figura 2. Posição do voluntário durante a contração estática de extensão da perna. 1- anilhas com pesos variados, 2- membro superior do pesquisador, 3- 45° de flexão da perna, 4- 90° de flexão da perna.

Resultados e discussão

A média dos valores de RMS obtidos dos músculos RF, VM, VL, BF, ST e GN durante movimentos dinâmicos e contrações estáticas no ângulo de 45° e 90° durante movimentos de extensão da perna estão demonstrados na Figura 3, 4 e 5, respectivamente.

Os músculos VL, RF e VM apresentaram maior atividade EMG em ambos os movimentos dinâmicos e estáticos, quando comparados com os músculos BF, ST, GN, tanto no voluntário com lesão aguda como no voluntário com lesão crônica. Esses dados concordam com os achados de Moore e Dalley (2001), que relatam que o músculo quadríceps femoral atua no movimento de extensão da perna na articulação do joelho, enquanto os posteriores da coxa e o gastrocnêmico são antagonistas deste movimento.

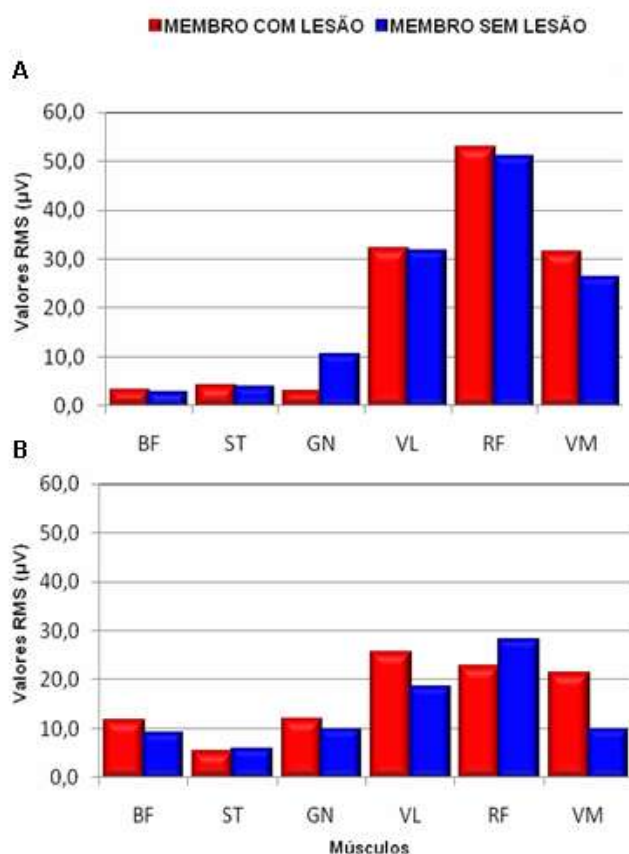


Figura 3. Média dos valores de RMS (μV) da atividade elétrica dos músculos Bíceps Femoral (BF), Semitendíneo (ST), Gastrocnêmico (GN), Vasto Lateral (VL), Reto Femoral (RF) e Vasto Medial (VM) do voluntário com lesão aguda (A) e lesão crônica (B) do LCA, durante movimentos dinâmicos de extensão da perna. Uberlândia, 2008.

Quando comparado o membro com e sem lesão no movimento dinâmico (Figura 3), pode ser observado que no voluntário com lesão aguda, todos os músculos analisados apresentaram atividade EMG semelhante em ambos os membros, exceto para músculo GN que apresentou atividade elétrica maior no membro sem lesão. No voluntário com lesão crônica, os músculos VL e VM apresentaram atividade EMG ligeiramente maior no membro com

lesão, comparado ao membro sem lesão. Estes achados diferem dos achados de Van Lent et al (1994) que, avaliando a atividade dos músculos VL, VM e posteriores da coxa em indivíduos com lesão do LCA, encontraram menor atividade EMG nos indivíduos com ruptura do LCA. Teixeira et al (2004) também verificaram uma diminuição bilateral da atividade muscular em indivíduos com lesão do LCA, ao analisarem a atividade EMG dos músculos VL e BF. Esses resultados discrepantes podem ser atribuídos possivelmente a diferentes condições metodológicas, pois tais autores avaliaram movimentos dinâmicos durante atividades de caminhada e corrida, e compararam os membros de indivíduos normais com membros de indivíduos lesionados, e não membros com e sem lesão de um mesmo indivíduo.

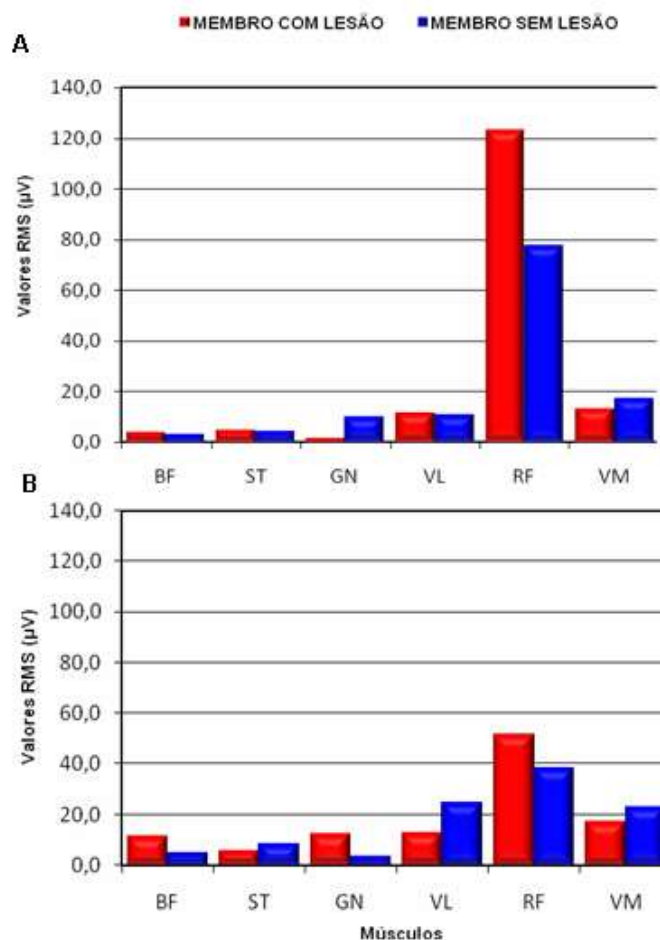


Figura 4. Média dos valores de RMS (μV) da atividade elétrica dos músculos Bíceps Femoral (BF), Semitendíneo (ST), Gastrocnêmio (GN), Vasto Lateral (VL), Reto Femoral (RF) e Vasto Medial (VM) do voluntário com lesão aguda (A) e lesão crônica (B) do LCA durante contrações estáticas de extensão da perna no ângulo de 45° . Uberlândia, 2008.

Na contração estática no ângulo de 45° (Figura 4), o músculo RF apresentou maior atividade EMG em ambos voluntários. Estes dados comprovam os relatos de Moore e Dalley (2001) que descrevem esse músculo como agonista do movimento de extensão da perna. Além disso, a alta atividade EMG pode ser explicada possivelmente porque os voluntários,

ao realizarem a contração estática de extensão da perna nesta angulação, podem ter compensado com uma leve flexão da coxa na articulação do quadril, tarefa esta também realizada pelo músculo RF.

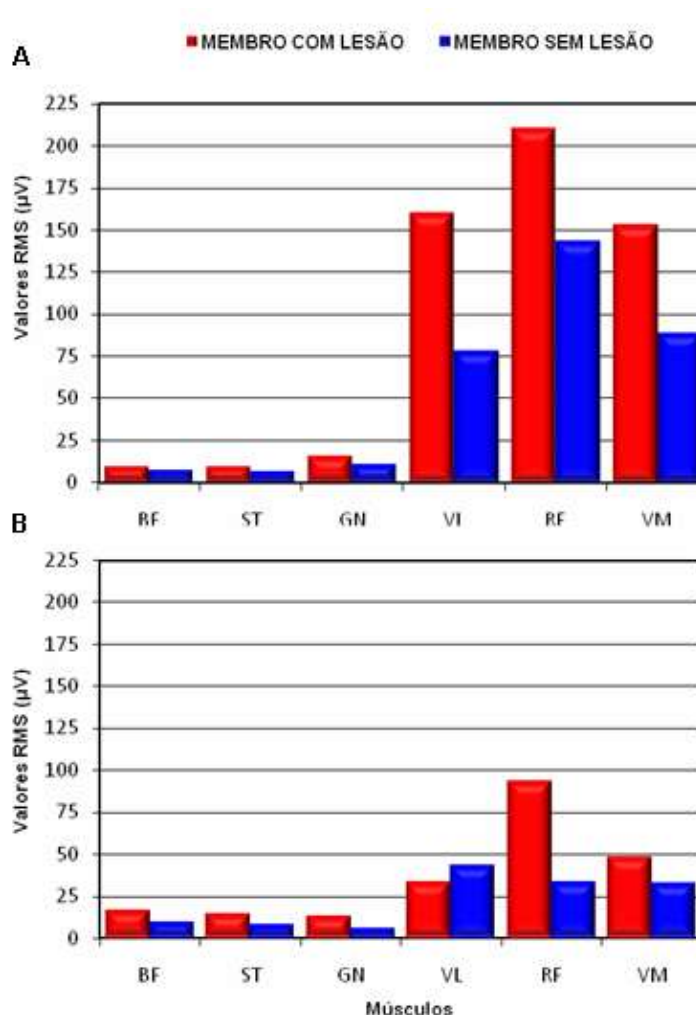


Figura 5. Média dos valores de RMS (μV) da atividade elétrica dos músculos Bíceps Femoral (BF), Semitendíneo (ST), Gastrocnêmio (GN), Vasto Lateral (VL), Reto Femoral (RF) e Vasto Medial (VM) do voluntário com lesão aguda (A) e lesão crônica (B) do LCA durante contrações estáticas de extensão da perna no ângulo de 90° . Uberlândia, 2008.

Na contração estática no ângulo 90° (Figura 5), os músculos VL, RF, VM apresentaram atividade EMG maior no membro com a lesão do LCA em ambos voluntários, enquanto os músculos BF, ST, GN apresentaram atividade semelhante em ambos os membros. Esses resultados parecem indicar um aumento do trabalho muscular para compensar o ligamento deficiente e manter a estabilização articular. Esses resultados concordam com os achados de Willians et al (2003) que, avaliando o controle voluntário dos músculos da coxa em atletas com e sem lesão do LCA, também observaram uma maior atividade EMG no músculo VL nos membros com o ligamento deficiente. No entanto, Vasconcelos et al (2007) não

encontraram diferenças significativas na atividade EMG do quadríceps femoral e isquiotibiais nos membros com e sem lesão do LCA, durante a contração isométrica voluntária máxima de extensão da perna no ângulo de 30°. Outros autores, ao avaliarem a atividade EMG de indivíduos com lesão do LCA em diferentes ângulos articulares, verificaram atividade EMG diminuída no membro com lesão do ligamento, principalmente do músculo reto femoral (ELMQWIST, LORENTZON e FUGL-MEYER, 1988).

Quando comparando a atividade elétrica dos músculos RF, VM, VL, BF, ST e GN durante as contrações estáticas, pode ser observado uma maior atividade EMG de no ângulo de 90° comparado ao ângulo de 45°. Estes dados concordam os achados de Kubo et al (2003) que, analisando a atividade elétrica dos músculos RF, VM, VL e BF, em diferentes ângulos de flexão da perna (40 a 110°), verificaram que o nível de ativação muscular na contração voluntária máxima era mais elevado nas posições de 80 a 110° do que entre 40 e 70° de flexão.

Ao comparar a atividade EMG gerada por todos os músculos estudados nos voluntários com lesão aguda e crônica, considerando o preparado físico e o tempo da lesão, é possível verificar que o voluntário atleta com lesão aguda apresentou atividade elétrica maior em ambos os membros, em todos os movimentos analisados, comparado ao voluntário sedentário com lesão crônica. Esses achados sugerem que indivíduos com lesão aguda possuem musculatura mais preparada e adaptada à realização de exercícios que exigem força, enquanto que indivíduos com lesão crônica apresentam atrofia e fraqueza dos músculos que atuam na articulação do joelho. De acordo com Willians et al (2005b), ao avaliarem a morfologia e o controle voluntário do quadríceps femoral de atletas, observaram que os indivíduos não-atletas apresentaram atrofia do músculo quadríceps femoral comparado aos indivíduos atletas. Outros autores também relatam que a falha ativação dos músculos da coxa durante contrações voluntárias pode ser considerada a provável causa da diminuição da força em pacientes com lesão crônica do LCA (LORENTZON et al, 1989).

Considerações finais

De acordo com a metodologia empregada, os resultados do presente estudo permitem concluir que em pacientes com lesão do LCA, os músculos RF, VL e VM participam como agentes primários durante movimentos dinâmicos e estáticos de extensão da perna, em ambos membros com e sem lesão. Durante contrações estáticas com 45° de flexão da perna, o músculo RF é o agonista do movimento atuando tanto da extensão da perna como na estabilização da articulação do quadril, enquanto que nas contrações estáticas com 90°, o grupo muscular anterior da coxa (RF, VM e VL) do membro com lesão do LCA aumenta seu trabalho muscular para compensar o ligamento deficiente e manter a estabilização articular. Além disso, pode-se concluir que voluntários com lesão crônica do LCA parecem apresentar atividade EMG diminuída devido à atrofia e fraqueza do músculo quadríceps.

Os dados coletados neste estudo contribuem para o conhecimento da atividade muscular em indivíduos com lesão do LCA. Contudo, estudos com uma amostra maior e análises estatísticas são necessários para que programas de reabilitação e treinamento possam ser aplicados à esta população.

Referências

ANDERSEN, L. L.; MAGNUSSON, S. P.; NIELSEN, M.; HALEEM, J.; POULSEN, K.; AAGAARD, P. Neuromuscular activation in conventional therapeutic exercises and heavy resistance exercises: implications for rehabilitation. *Physical Therapy*, v. 86, n. 5, p. 683-697, 2006.

ARAÚJO, A. D. S.; MERLO, J. R. C.; MOREIRA, C. Reeducação neuromuscular e proprioceptiva em pacientes submetidos à reconstrução do ligamento cruzado anterior. *Revista de Fisioterapia do Brasil*, v. 4, n. 3, p. 217-222, 2003.

ARAÚJO, R. C.; AMADIO, A. C. Análise biomecânica da ativação das porções superficiais do músculo quadríceps femoral durante contrações excêntrica e concêntrica. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, v. 1, n. 1, p. 13-20, 1996.

BASMAJIAN, J. V.; DE LUCA, C. J. Upper Limb, in: *Muscles Alive: their function revealed by electromyography*. 5 ed. Baltimore: Williams and Wilkins. Chapter 12, p. 265-289, 1985.

CHAPPELL, J. D.; CREIGHTON, R. A.; GIULIANI, C.; YU, B.; GARRETT, W. E. Kinematics and electromyography of landing preparation in vertical stop-jump: risks for noncontact anterior cruciate ligament injury. *American Journal of Sports Medicine*, v. 35, n. 2, p. 235-241, 2007.

CRAMER, J. T.; HOUSH, T. J.; JOHNSON, G. O.; WEIR, J. P.; BECK, T. W.; COBURN, J. W. An acute bout of static stretching does not affect maximal eccentric isokinetic peak torque, the joint angle at peak torque, mean power, electromyography, or mechanomyography. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, v. 37, n. 3, p. 130-139, 2007.

ELMQVIST, L. G.; LORENTZON, R. J. C.; FUGL-MEYER, A. R. Does a torn anterior cruciate ligament lead to change in the central nervous drive of the knee extensors? *European Journal of Applied Physiology Occup. Physiology*, Berlin, v. 58, n. 1-2, p. 203-207, 1988.

FATARELLI, I. F. C.; ALMEIDA, G. L. *Estudo do Controle Motor e da Biomecânica na Lesão e Reconstrução do Ligamento Cruzado Anterior*. Tese (Doutorado em Biologia Funcional e Molecular na área de Fisiologia, Instituto de Biologia, Universidade Estadual de Campinas, Campinas), p. 38-49, 2003

HERMENS, H. J.; FRERIKS, B.; DISSELHORST-KLUG, C.; RAUL, G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 10, n. 5, p. 361-374, 2000.

KANEKO, F.; ONARI, K.; KAWAGUCHI, K.; TSUKISAKA, K.; ROY, S.H. Electromechanical delay after ACL reconstruction: an innovative method for investigating central and peripheral contributions. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, v. 32, n. 4, p.158-165, 2002.

KNOLL, Z.; KISS, R. M.; KOCSIS, L. Gait adaptation in ACL deficient patients before and after anterior cruciate ligament reconstruction surgery. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 14, n. 3, p. 287-294, 2004.

KONISHI, Y.; FUKUBAYASHI, T.; TAKESHITA, D. Mechanism of quadriceps femoris muscle weakness in patients with anterior cruciate ligament reconstruction. *Scandinavian Journal of Medicine Science in Sports*, v. 12, n. 6, p. 371-375, 2002.

KUBO, K.; TSUNODA, N.; KANEHISA, H.; FUKUNAGA, T. Activation of agonist and antagonist muscles at different joint angles during maximal isometric efforts. *European Journal of Applied Physiology*; v.91, p. 349- 352, 2004.

LORENTZON, R.; ELMQVIST, L. G.; SJOSTROM, M.; FAGERLUND, M.; FUGLMEYER, A. R. Thigh musculature in relation to chronic anterior cruciate ligament tear: muscle size, morphology, and mechanical output before reconstruction. *American Journal of Sports Medicine*, Baltimore, v. 17, n. 3, p. 423-429, May-Jun. 1989.

MERLETTI, R.; PARKER, P. A. *Electromyography: physiology, engineering and non-invasive applications*. New Jersey: John Wiley & Sons, 2004.

MOORE, K. L.; DALLEY, A. F. *Anatomia Orientada para a Clínica*. 4 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2001. 1023p.

NORDIN, M.; FRANKEL, V. H. *Basic biomechanics musculoskeletal system*. Philadelphia: Lea & Febiger, 1989, 323 p.

RAINOLDI, A.; GALARDI, G.; MADERNA, L.; COMI, G.; LO CONTE, L.; MERLETTI, R. Repeatability of surface EMG variables during voluntary isometric contractions of the biceps brachii muscle. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 9, n. 2, p. 105-119, 1999.

SOLOMONOW, M.; BARATTA, R.; BERNARDI, M.; ZHOU, B.; LU, Y.; ZHU, M.; ACIERNO, S. Surface and wire EMG crosstalk in neighbouring muscles. *Journal of Electromyography Kinesiology*, v. 4, n. 3, p. 131-142, 1994.

TEIXEIRA, S. F.; SILVA, P. L.; OCARINO, J. M.; GUIMARÃES, R. B.; OLIVEIRA, M. T.; LAGE, C. A. Analysis of dynamic co-contraction level in individuals with anterior cruciate ligament injury. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 14, n. 2, p. 239-247, 2004.

URABE, Y.; KOBAYASHI, R.; SUMIDA, S.; TANAKA, K.; YOSHIDA, N.; NISHIWAKI, G. A.; TSUTSUMI, E.; OCHI, M. Electromyographic analysis of the knee during jump landing in male and female athletes. *Knee*, v. 12, n. 2, p. 129-134, 2005.

VAN LENT, M. E.; DROST, M. R.; VD WILDENBERG, F. A. EMG profiles of ACL-deficient patients during walking: the influence of mild fatigue. *International Journal of Sports Medicine*, v. 15, n. 8, p. 508-514, 1994.

VASCONCELOS, R. A.; ARAKAKI, J. C.; SIMÃO, A. P.; OLIVEIRA A. S.; PACCOLA, C. A. J.; BEVILAQUA-GROSSI, D. Análise da translação anterior da tíbia, pico de torque e atividade eletromiográfica do quadriceps femoral e isquiotibiais em indivíduos com lesão do ligamento cruzado anterior em cadeia cinética aberta. *Acta Ortopédica Brasileira*, v. 15, n. 1, p. 14-18, 2007.

WEINSTEIN, S. L.; BUCKWALTER, J. A. *Ortopedia de Turek: princípios e sua aplicação*. 5 ed. São Paulo: Manole, 2000.

WILLIAMS, G. N.; BARRANCE, P. J.; SNYDER-MACKLER, L.; AXE, M. J.; BUCHANAN, T.S. Specificity of muscle action after anterior cruciate ligament injury. *Journal of Orthopaedic Research*. New York, v. 21, n. 6, p. 1131-1137, Nov. 2003.

WILLIAMS, G. N.; SNYDER-MACKLER, L.; BARRANCE, P. J.; BUCHANAN, T. S. Quadriceps femoris muscle morphology and function after ACL injury: a differential response in copers versus non-copers. *Journal Biomechanics*., Elmsford, v. 38, n. 4, p. 685-693, Apr. 2005.