

ANÁLISE ELETROMIOGRÁFICA DOS MÚSCULOS POSTERIORES DA COXA NA CADEIRA E MESA FLEXORA

ELECTROMYOGRAPHICAL ANALYSIS OF HAMSTRINGS IN PRONE LEG CURL AND SEATED LEG CURL

Daniella Regina Crispim Schaefer*
Lílian Gerdi Kittel Ries**

RESUMO

O objetivo do presente estudo foi analisar a atividade eletromiográfica (EMG) dos músculos bíceps femoral (BF) cabeça longa e semitendíneo (ST) durante movimentos de flexão do joelho em dois aparelhos: a cadeira e a mesa flexoras. Fizeram parte do estudo nove voluntários praticantes de musculação, com idades de 20 a 40 anos. Foi realizada uma série de cinco repetições de flexão do joelho em cada um dos aparelhos. A atividade EMG foi coletada utilizando-se eletrodos de superfície e os dados foram expressos em *Roots Mean Square* (RMS). Por meio do teste “t” para dados pareados verificou-se maior amplitude eletromiográfica dos músculos BF e ST na mesa flexora, com diferença estatisticamente significativa do músculo BF. A maior ativação muscular dos isquiotibiais durante os exercícios de flexão realizados na mesa flexora sugere que este equipamento seja mais eficiente que a cadeira para treinamentos que visem melhorar a capacidade de ativação muscular.

Palavras-chave: Contração muscular. Músculo esquelético. Eletromiografia.

INTRODUÇÃO

O treinamento de força é atualmente um dos métodos mais eficazes para a manutenção da saúde e da força (BENBEM; FETTERS, 2000). Seus benefícios vão desde complemento junto ao treinamento de atletas até a reabilitação (FLANAGAN; SALEM; WANG; SANKER; GREENDALE, 2003).

Segundo Kraemer e Ratames (2004), o meio primordial para o alcance dos objetivos pretendidos com o treinamento de força consiste na elaboração apropriada do programa de treino. Para o êxito do programa podem-se manipular algumas variáveis, tais como a seleção e a ordem dos exercícios, a intensidade e o volume da carga, a frequência de treino e o intervalo entre os exercícios e as séries. Na busca por treinamentos mais eficientes é importante conhecer quão efetivo pode ser o posicionamento de um exercício em relação a outro e qual a melhor opção

quando há uma diversidade de exercícios à disposição.

A eletromiografia, como instrumento de medida do movimento humano, tem sido muito utilizada na última década com inúmeros fins, entre eles a verificação da especificidade e eficiência de métodos de treinamento e reabilitação (GONÇALVES, 2006). Além disso, é possível, por meio da eletromiografia, identificar possíveis alterações e desequilíbrios entre músculos ou grupos musculares que, em alguns casos, são determinantes na área da reabilitação e na busca de atletas pela obtenção da melhor *performance* (WIKSTROM; TILLMAN; CHMIELEWSKI; BORSA, 2006).

Entre os estudos envolvendo a análise da atividade eletromiográfica para investigar a ação dos músculos isquiotibiais como agonistas da flexão do joelho encontram-se aqueles cujos objetivos foram: i) determinar o nível de atividade relacionado ao exercício executado BOMPA; CORNACCHIA, 2000), de relacionar

* Grupo de Pesquisa de Fisioterapia, Curso de Educação Física, Universidade do Estado de Santa Catarina, Florianópolis, Santa Catarina, Brasil.

** Grupo de Fisioterapia, Laboratório de Biomecânica, Universidade do Estado de Santa Catarina, Florianópolis, Santa Catarina, Brasil.

com diferentes ângulos articulares (LUNNEN; YACK; LEVEAU, 1981) de analisar os exercícios prescritos no treinamento resistido (LIMA; PINTO, 2006) de relacionar com o torque articular (LUNNEN; YACK; LEVEAU, 1981; RODRIGUES; MORAES; OKANO; FONTES; ALTIMARI, 2007) e de analisar o equilíbrio com a musculatura antagonista (MESFAR; SHIRAZI-ADL, 2006; MILLER; CROCE; HUTCHINS, 2000; KELLIS; BALZOPoulos, 1999).

Considerando-se a importância do estudo da função muscular, tanto para programas de reabilitação quanto para programas de treinamento, a análise da atividade muscular em diferentes situações de treino é essencial para determinar o exercício mais adequado. A aplicação de resistências durante os diferentes programas é bastante usual e pode ser feita por meio de alguns aparelhos de musculação, como a cadeira e a mesa flexoras.

A flexão dos joelhos na posição sentada (cadeira flexora) e na posição deitada (mesa flexora) são exercícios de deslocamento monoarticular projetados para trabalhar os posteriores da coxa (CAMPOS, 2000). Na cadeira flexora, a flexão de joelhos apresenta uma amplitude reduzida de movimento para a maioria das pessoas, devido à falta de flexibilidade dos posteriores da coxa (AABERG, 2001), porém é uma ótima alternativa para as pessoas que tenham determinados problemas nas costas, pressão arterial ou outras dificuldades, como realizar o mesmo exercício na posição deitada (CAMPOS, 2000).

A mesa flexora representa uma opção para pessoas que apresentem flexibilidade limitada dos posteriores de coxa. O fato de estar deitado e provocar uma flexão profunda a partir dos quadris retira a carga dos posteriores da coxa, permitindo uma amplitude maior de movimentos para pessoas com rigidez nestes músculos (AABERG, 2001).

A principal diferença entre o exercício realizado na cadeira e o realizado na mesa flexora é o grau de flexão do quadril. Como, em sua maioria, os músculos flexores do joelho são biarticulares, sua atividade pode ser influenciada pelo posicionamento das articulações que eles cruzam (CAMPOS, 2000). Os estudos realizados

sobre a atividade eletromiográfica (EMG) dos músculos isquiotibiais em diferentes posições articulares, com comprimentos diversos, nem sempre apresentaram os mesmos resultados (LUNNEN; YACK; LEVEAU, 1981; RODRIGUES; MORAES; OKANO; FONTES; ALTIMARI, 2007; ONISHI; YAGI; OYAMA; AKASAKA; IHASHI; HANDA, 2000; MOHAMED; PERRY; HISLOP, 2002).

A cadeira e a mesa flexoras são aparelhos bastante utilizados nos programas de treinamento de força dos isquiotibiais em academias, mas não foram encontrados estudos comparando ambos os aparelhos. Com base em tais afirmações, este estudo tem como objetivo avaliar a atividade eletromiográfica dos músculos bíceps femoral (BF) e semitendíneo (ST) durante a execução de flexão do joelho em tais aparelhos. O estudo aponta a hipótese de que ocorrem diferenças significativas na atividade dos músculos isquiotibiais, entre o exercício realizado na mesa flexora e o realizado na cadeira flexora.

MATERIAIS E MÉTODOS

Sujeitos

Foram avaliados nove praticantes de musculação, com idades entre 20 e 40 anos (massa corporal $75,4 \pm 10,56$ Kg; estatura $177,55 \pm 5,47$ cm) e tempo de prática de 2 a 8 anos. Pelo critério para participar da pesquisa, os voluntários não poderiam apresentar antecedentes de lesões musculoesqueléticas, dor, trauma e/ou cirurgia nos membros inferiores anteriores a seis meses e deveriam ter pelo menos um ano de prática de musculação. As coletas de todos os dados apresentados neste estudo foram realizadas na Academia *Racer*, em Florianópolis, Santa Catarina.

Após serem esclarecidos sobre as finalidades do estudo e os procedimentos aos quais seriam submetidos, os voluntários assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido. Este estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade do Estado de Santa Catarina – UDESC (protocolo n.º 136/2007), para atender à Resolução N.º 196/96 do Conselho Nacional de Saúde.

Avaliação eletromiográfica

A atividade eletromiográfica foi avaliada por meio do Eletromiógrafo *Miotool USB* da empresa Miotec e com placa conversora analógico-digital de 14 bits de resolução para uma taxa de aquisição de 2000 Hz. A mínima relação de rejeição de modo comum foi de 110 dB.

A atividade elétrica do músculo bíceps femoral (BF) e do músculo semitendíneo (ST) foi detectada por meio de eletrodos de superfície *Carbogel*, passivos, modelo F9079 I, com distância intereletrodos de 2cm, conectados a pré-amplificadores com ganho fixo de 100 vezes.

A localização dos eletrodos foi determinada respeitando-se as recomendações SENIAM do consórcio europeu para eletromiografia de superfície (FRERIK; HERMENS; SENIAM, 1999; HERMENS et al., 2000). No músculo BF, os eletrodos foram colocados entre a tuberosidade do ísquio e o epicôndilo lateral da tíbia (ponto médio) e no músculo ST os eletrodos foram colocados entre a tuberosidade do ísquio e o epicôndilo medial da tíbia (ponto médio) – nos dois casos no membro inferior esquerdo (membro não dominante). O eletrodo terra (referência) foi colocado sobre o maléolo medial esquerdo.

Para registrar o sinal eletromiográfico foi diminuída a impedância elétrica da pele, limpando-se o local com algodão hidrofílico embebido em solução alcoólica a 70% para remover gorduras e impurezas, e quando necessário, efetuou-se tricotomia no local da colocação dos eletrodos.

Para fazer comparações do sinal eletromiográfico entre os voluntários e entre os aparelhos mesa e cadeira flexoras, os valores expressos em RMS da atividade de interesse foram normalizados por uma atividade isométrica obtida durante uma contração voluntária de referência (CVR). A maioria dos estudos normaliza a atividade de interesse por uma contração isométrica voluntária máxima (CIVM), porém a máxima ativação de todas as unidades motoras depende de muitos fatores, tais como ativação muscular e nível de treinamento e motivação (SODERBERG; KNUTSON, 2000). Uma tarefa de referência não muda, de modo que qualquer alteração na

atividade mioelétrica é uma realidade biológica (LEHMAN; MCGILL, 1999).

A CVR dos músculos BF e ST foi realizada nos voluntários na posição vertical, com o joelho, flexionado a 90°, sustentando isometricamente uma caneleira de 1 (um) kg no tornozelo da perna esquerda durante dez segundos. Esta tarefa foi escolhida pela maior facilidade de execução. Os valores absolutos da amplitude da atividade de interesse foram transformados em valores relativos referentes ao valor de amplitude da CVR caracterizada como 100%.

A padronização da carga externa utilizada na cadeira e mesa flexoras foi realizada por meio do teste de uma repetição máxima (1RM) (SIMÃO et al., 2006). No teste de 1RM, os voluntários realizaram um aquecimento de 15 repetições no próprio aparelho (escolhido aleatoriamente) com uma carga confortável. A seguir, a intervalos de três minutos, adicionou-se carga ao aparelho enquanto o voluntário realizava repetições. O processo foi reproduzido com o aumento progressivo da carga de dois em dois quilogramas por no máximo seis tentativas ou até a carga máxima ser obtida. No momento da coleta foram realizadas cinco repetições com 60% da carga de 1RM. Entre a execução da atividade na cadeira flexora e na mesa flexora foi respeitado um intervalo de recuperação de cinco minutos. Outros estudos utilizaram o tempo de recuperação de três minutos (LUNNEN; YACK; LEVEAU, 1981; RODRIGUES et al., 2007). Adotou-se um intervalo de tempo maior para a recuperação a fim de evitar a fadiga. Previamente ao teste, houve um período de adaptação e treinamento para orientar melhor o voluntário nas atividades propostas e na aquisição do sentido cinestésico para o controle da velocidade de execução.

O procedimento experimental compreendeu a avaliação da atividade mioelétrica do BF e do ST em cinco ciclos de atividade durante as posições sentado e em decúbito ventral na cadeira e mesa flexoras (*Tecnoflex Advanced*), respectivamente. Para a normalização da amplitude do movimento, esta foi limitada a 90° de flexão dos joelhos para todos os indivíduos, iniciando-se com os joelhos estendidos - 0° - paralelamente à horizontal, com a ajuda de um goniômetro.

A ordem de execução do teste nas duas posições foi aleatória. Na cadeira flexora, o voluntário foi posicionado sentado com encosto ajustável a 80°. Para evitar que os eletrodos tivessem contato com a superfície do assento da cadeira, o voluntário foi posicionado sobre uma chapa de isopor da dimensão 50 X 50cm, com 50mm de espessura, e rebaixamento de 30mm na área esquerda da chapa para encaixar a região da localização dos eletrodos da perna testada. A altura e regulagem do encosto foram ajustadas para que a articulação do joelho estivesse alinhada ao eixo de rotação do aparelho. Este aparelho possui um rolo, o qual prende as coxas, para estabilizar o quadril, e os joelhos, a fim de evitar movimentos compensatórios durante a execução dos movimentos de flexão. O tornozelo foi posicionado sobre a manopla da roda.

Na posição decúbito ventral o voluntário deitou-se mantendo a articulação do joelho fora da mesa e alinhada ao eixo de rotação do aparelho.

Análise dos dados

A atividade elétrica unilateral dos músculos BF e ST de três ciclos intermediários de contração foi apresentada por meio dos valores *Root Mean Square* (RMS) expressos em microvolts (μ V). O início do movimento foi determinado como o ponto onde a amplitude do sinal eletromiográfico tornou-se maior do que duas vezes em relação àquela observada para a atividade basal entre as contrações. Depois de submeter os dados a um filtro *Butterworth*, passa alta de 10Hz e passa baixa de 500Hz, os valores RMS obtidos durante a atividade com a cadeira e com a mesa foram normalizados. Para a normalização, os valores RMS foram expressos como uma porcentagem do máximo valor RMS obtido em um segundo durante a CVR para cada músculo e sujeito (valor RMS normalizado=(RMS da atividade/RMS da CVR)*100).

Análise estatística

Os dados descritivos foram relatados como médias e desvio padrão calculados sobre os três ciclos intermediários de contração realizados por cada voluntário para cada variável nas duas posições de análise. As variáveis analisadas foram: atividade (RMS) do BF e atividade (RMS) do ST. Para avaliar o efeito das duas posições, após verificar a normalidade dos dados por meio do teste de *Shapiro-Wilk*, utilizou-se o teste “*t*” para dados pareados. Foi utilizado para análise o pacote estatístico SPSS versão 17.0, e para todos os procedimentos foi adotado o nível de significância de 5% ($p<0.05$), com distribuição bicaudal.

RESULTADOS

A Figura 1 apresenta, como exemplo, dados referentes à captação simultânea dos sinais EMG brutos (μ V) dos músculos BF e ST de um voluntário obtidos durante três ciclos intermediários de atividade na cadeira e mesa flexoras. Foi observada maior amplitude da atividade EMG em ambos os músculos na mesa flexora.

Na Tabela 1 são apresentadas as médias e os desvios padrões dos valores RMS normalizados dos músculos BF e ST. Na comparação entre a cadeira e mesa flexoras com a utilização do teste “*t*” para dados pareados, verifica-se maior amplitude da atividade eletromiográfica normalizada dos músculos BF e ST na mesa flexora, isto é, na posição em decúbito ventral, com diferença estatisticamente significativa para o músculo BF. Apesar do grande desvio padrão, esta conclusão é confirmada pelo intervalo de confiança a 95% para a diferença entre as posições do BF, que não inclui o zero. A diferença média entre as posições é negativa, isto é, a mesa flexora aumentou a amplitude da atividade eletromiográfica normalizada do BF.

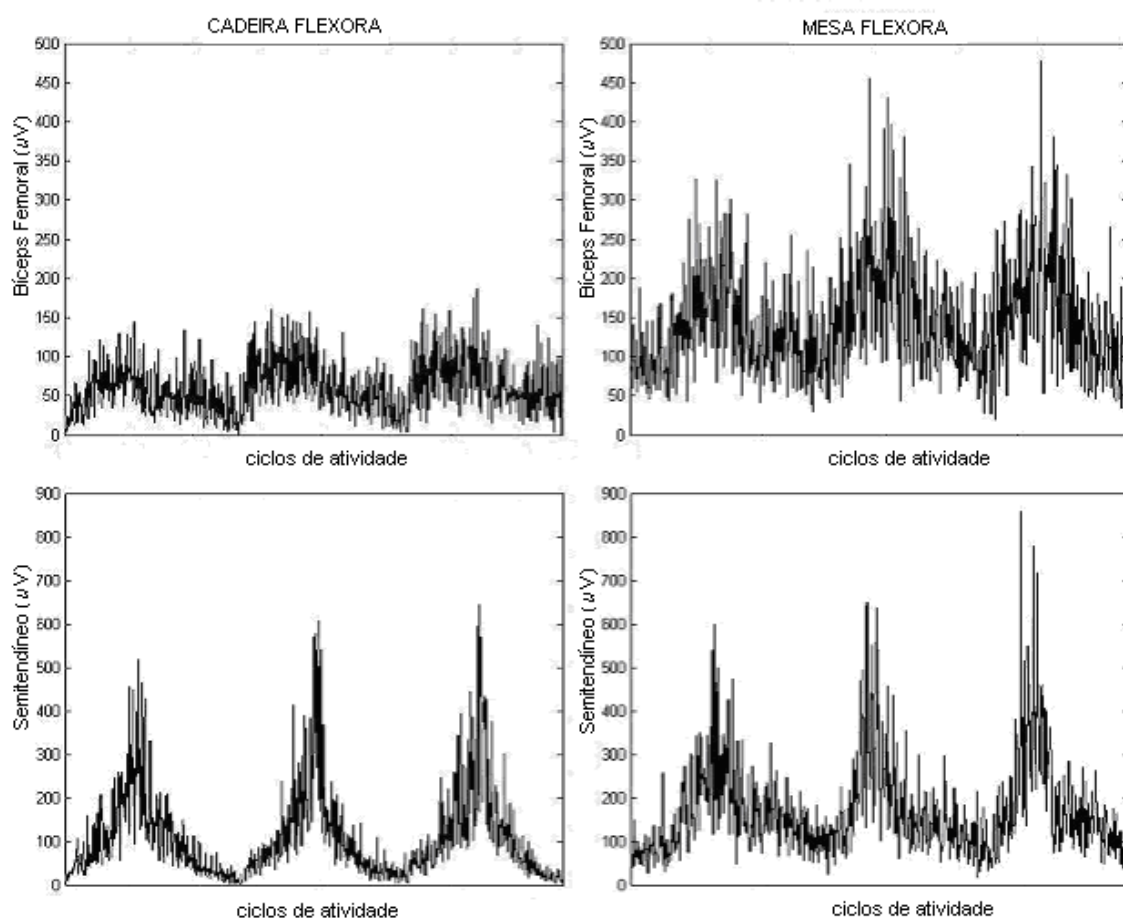


Figura 1 - Representação gráfica da atividade eletromiográfica (*Root Mean Square* - RMS) dos músculos bíceps femoral e semitendíneo durante três ciclos de atividade na cadeira flexora e mesa flexora de um voluntário.

Tabela 1 - Valores das médias, desvio padrão e diferença da atividade eletromiográfica (*Root Mean Square* normalizado - RMSn) dos músculos bíceps femoral (BF) e semitendíneo (ST) durante atividade na cadeira flexora (posição sentada) e mesa flexora (posição deitada) (n=9).

	Cadeira Flexora (RMSn)	Mesa Flexora (RMSn)	Diferença Pareada Entre Posições			
			Média ± DP	Intervalo de Confiança da Diferença (95%)		p
				Inferior	Superior	
BF	189,00 ± 102,04	267,70 ± 126,25	-78,70 ± 54,61	-120,68	-36,72	0,003*
ST	269,88 ± 150,95	314,66 ± 164,87	-44,78 ± 72,96	-100,86	11,30	0,103

Teste t para dados pareados: * Diferenças estatisticamente significativas entre as posições (p<0,05).

DISCUSSÃO

O estudo dos exercícios de musculação tem sido cada vez mais valorizado, em vista de sua intensa difusão entre a população. É comum a realização de exercícios para a musculatura flexora do joelho em aparelhos, porém na prescrição destes exercícios muitas vezes não

são levadas em consideração as características do aparelho relacionadas aos objetivos do treinamento.

O tempo da prática de musculação dos voluntários avaliados variou de dois a oito anos. Os limites biológicos estão mais próximos aos dos indivíduos mais treinados e musculosos,

diminuindo o seu potencial de desenvolvimento (FETT; FETT, 2003). Estes também terão maior conhecimento na técnica de execução, contudo acredita-se que tal fato não tenha interferido nos resultados encontrados, pois a comparação não ocorreu entre diferentes voluntários, e sim, entre a mesa e a cadeira flexoras.

A mesa flexora, apesar de ser um equipamento mais antigo, apresenta o melhor desenho biomecânico para o fortalecimento dos isquiotibiais. A cadeira flexora, ao contrário, embora seja um equipamento atual e sofisticado, perde para a mesa flexora no que tange à eficiência (MATOS, 2002).

Entre as implicações observadas na análise eletromiográfica de flexão do joelho, pôde-se perceber que as variações na forma de execução desse movimento podem alterar a intensidade da ativação dos músculos envolvidos no movimento (LIMA; PINTO, 2006). Os músculos avaliados BF e ST são biarticulares e sua ação sobre o joelho depende da posição do quadril (KAPANDJI, 2000).

No presente estudo, a atividade EMG durante a flexão do joelho foi modificada por mudanças no ângulo do quadril. Na cadeira flexora os isquiotibiais estão em posição alongada e realizam a flexão da perna contraindo um músculo que está sendo mantido em extensão (MATOS, 2002). A maior amplitude da atividade eletromiográfica dos músculos BF e ST foi observada em decúbito ventral com o quadril em 0° (mesa flexora), com diferença estatisticamente significativa do músculo BF, ou seja, numa posição encurtada, o que vai ao encontro de outros estudos (BOMPA; CORNACCHIA, 2000; LUNNEN; YACK; LEVEAU, 1981; MOHAMED; PERRY; HISLOP, 2002).

Na avaliação EMG do BF (cabeça longa) e ST com variação da posição do quadril em 0°, 60° e 90° (MOHAMED; PERRY; HISLOP, 2002) também observaram maior ativação durante flexão do joelho quando o quadril estava posicionado em extensão (0°), mas esta diferença foi significativa apenas para o músculo ST. Não obstante, diferentemente de nosso estudo, a posição do quadril em extensão foi realizada com os sujeitos em decúbito dorsal durante uma contração isométrica.

Na análise da flexão do joelho com o quadril em diferentes amplitudes (0°, 45°, 90°, 135°), Lunnen et al. (1981) notaram que a atividade EMG do BF aumentou com a diminuição do comprimento do músculo. A diferença foi maior quando foi desenvolvido um torque constante durante uma contração isométrica máxima, contudo a posição do quadril em 0° foi em decúbito dorsal.

Onishi et al. (2000) também relataram que a atividade eletromiográfica de cada um dos músculos isquiotibiais varia de diferentes maneiras conforme o comprimento muscular ou o ângulo articular. Neste estudo, a atividade EMG da cabeça longa do BF foi sensivelmente diferente em relação ao ST e a cabeça curta do BF. O pico da atividade da cabeça longa do BF foi obtido com o ângulo de flexão do joelho entre 15° e 30°, enquanto a cabeça curta do BF e o ST mostraram maior atividade entre 90° e 105°. Respectivamente; porém a posição avaliada foi somente em decúbito ventral, ou seja, com a manutenção do quadril na mesma posição, variando somente na amplitude do joelho.

A diminuição da atividade EMG quando o músculo está alongado pode ser explicada pelo efeito mecânico dos componentes elásticos em paralelos, que permitem uma diminuição da força desenvolvida pelos elementos contráteis e consequente diminuição da taxa de disparo das unidades motoras (LUNNEN; YACK; LEVEAU, 1981).

A maior ativação do BF e do ST durante a atividade na mesa flexora mostra que, nesta posição, é necessária maior ativação do componente contrátil dos músculos. Para executar a flexão do joelho no referido aparelho, torna-se indispensável maior recrutamento das unidades motoras - com a mesma carga - em comparação àquela efetuada na cadeira flexora.

A força muscular é influenciada pelo número de sarcômeros em paralelo, pelo comprimento do braço de momento e pelo ângulo de inserção das fibras musculares no tendão (ERSKINE; JONES; MAGANARIS; DEGENS, 2009). Normalmente, é na posição de comprimento ótimo que as unidades motoras do músculo são totalmente recrutadas, e cada músculo que compõe o grupo muscular isquiotibial poderia alcançar esta posição na

curva comprimento-tensão em um ângulo de flexão diferente (ONISHI et al., 2000).

Na posição supina, durante a flexão do joelho, o braço de momento dos isquiotibiais é maior nas amplitudes entre 100° e 120°, tendendo depois a diminuir (HERZOG; READ, 1993). A manutenção da postura em flexão do quadril alonga os isquiotibiais aumentando o braço de momento. Não foram encontrados estudos com os valores do braço de momento dos isquiotibiais durante a flexão do joelho na posição sentada. Quanto mais o quadril estiver flexionado, maior é o encurtamento relativo dos isquiotibiais, isto é, maior é a distância entre as fixações do grupo muscular, ocorrendo maior tensão e assim aumentando sua eficácia (KAPANDJI, 2000). Esta posição melhora a relação comprimento-tensão dos isquiotibiais, sendo necessário menor recrutamento das unidades motoras para executar o movimento com o mesmo nível de carga.

Entre os músculos biarticulares do grupo isquiotibial, Mohamed et al. (2002) demonstraram haver diferença significativa na atividade eletromiográfica do ST apenas entre a posição mais alongada (90° quadril com 0° joelho) para a posição mais encurtada (0° quadril com 90° joelho). Neste estudo, a diminuição da atividade EMG do ST na posição mais alongada foi explicada pela posição do seu tendão, que, estando muito próximo ao eixo da articulação do joelho, produz um fraco braço de momento para a flexão de joelho, sugerindo uma insuficiência na flexão do joelho.

Também se observou uma significativa diminuição da ativação do BF durante a posição alongada; contudo, este músculo pode apresentar comportamento diferente dos outros músculos do grupo isquiotibial, com diminuição de sua ativação durante o aumento do ângulo do joelho (ONISHI et

al., 2000), por isso se aconselham novos estudos com diferentes graus de flexão de joelho.

Sugerem-se mais pesquisas com o objetivo de relacionar o comprimento muscular com atividade EMG dos isquiotibiais em diferentes exercícios, pois não foram encontrados resultados semelhantes.

É importante conhecer o efeito da atividade que está sendo proposta nos programas de treinamento ou reabilitação. Se o objetivo do programa for mudança estrutural em músculos encurtados, o treinamento da força deve ocorrer em posição alongada (AQUINO, 2010). Não obstante, os resultados do presente estudo sugerem que, se o objetivo do treinamento dos isquiotibiais for o recrutamento do maior número de unidades motoras, este deve ocorrer em posição encurtada. Se os músculos isquiotibiais mantidos mais encurtados causam maior atividade EMG com simultânea diminuição da força, no caso de cirurgia após lesões, esta posição pode minimizar a dor e evitar danos em suturas ou em tecidos adjacentes (LUNNEN; YACK; LEVEAU, 1981).

CONCLUSÃO

De acordo com os resultados obtidos neste estudo, pode-se concluir que há uma maior ativação muscular dos isquiotibiais durante os exercícios de flexão realizados na mesa flexora, o que indica que este equipamento pode ser mais eficiente que a cadeira flexora para treinamentos que visem aumentar a ativação muscular. Além disso, propõe-se que seja analisada a relação do torque com a EMG, para uma compreensão mais ampla da especificidade de cada um desses aparelhos.

ELECTROMYOGRAPHICAL ANALYSIS OF HAMSTRINGS IN PRONE LEG CURL AND SEATED LEG CURL

ABSTRACT

The objective of the present study was to analyze the electromyographic activity (EMG) of long head Biceps Femoris (BF) and Semitendinosus (ST) muscles during knee flexion movements in two different machines: Prone leg curl (decubitus ventral position) and Seated leg curl (sitting position). Nine bodybuilders aged 20 to 40 years old participated in this study. They followed a protocol specifying 5 repetitions of flexion of the knee in each machines. EMG activity was recorded using surface electrodes and data were expressed in terms of root mean squares (RMS). Statistical analysis employed T Test (data paired). There was greater EMG amplitude of BF and ST in decubitus ventral position with a statistically significant difference for the BF muscle. There is greater muscle activation of the hamstrings during flexion exercises performed on the prone leg curl suggesting that this equipment is more efficient than the chair for training with the aim of improving the capacity of muscle activation.

Keywords: Muscle Contraction. Muscle Skeletal. Electromyography.

REFERÊNCIAS

- AABERG, E. **Musculação: biomecânica e treinamento**. São Paulo: Manole, 2001.
- AQUINO, C. F. et al. Stretching versus strength training in lengthened position in subjects with tight hamstring muscles: a randomized controlled trial. **Manual Therapy**, Edinburgh, v. 1, no. 15, p. 26-31, 2010.
- BENBEM, D. A.; FETTERS, N. L. The independent and additive effects of exercise training and estrogen on bone metabolism. **Journal of Strength & Conditioning Research**, [S. l.], v. 14, no. 1, p. 114-120, 2000.
- BOMPA, T. O.; CORNACCHIA, L. J. **Treinamento de força consciente**. São Paulo: Phorte, 2000.
- CAMPOS, M. A. **Biomecânica da musculação**. Rio de Janeiro: Sprint, 2000.
- ERSKINE, R. M.; JONES, D. A.; MAGANARIS, C. N.; DEGENS, H. In vivo specific tension of the human quadriceps femoris muscle. **European Journal of Applied Physiology**, Berlin, v. 106, no. 6, p. 827-838, 2009.
- FETT, C. A.; FETT, W. C. R. Correlação de parâmetros antropométricos e hormonais ao desenvolvimento da hipertrofia e força muscular. **Revista Brasileira de Ciência e Movimento**, Brasília, DF, v. 4, n. 11, p. 27-32, 2003.
- FLANAGAN, S. et al. Squatting exercises in older adults: kinematic and kinetic comparisons. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, Madison, v. 35, no. 4, p. 635-643, 2003.
- FRERIKS, B.; HERMENS, H. J. SENIAM 9: European recommendations for surface electromyography. **Roessingh Research and Development**, [S. l.], 1999. no. 90-75452-14-4. CD-rom.
- GONÇALVES, M. Eletromiografia e a identificação da fadiga muscular. **Revista Brasileira de Educação Física e Esporte**, São Paulo, v. 5, no. 20, p. 91-93, 2006.
- HERMENS, H. J. et al. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, New York, v. 10, no. 5, p. 361-374, 2000.
- HERZOG, W.; READ, L. J. Lines of action and moment arms of the major force-carrying structures crossing the human knee joint. **Journal of Anatomy**, London, v. 182, p. 213-230, 1993.
- KAPANDJI, A. I. **Fisiologia articular**. 5. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000.
- KELLIS, E.; BALTZOPOULOS, V. Quantification of quadriceps and hamstrings antagonist activity. **Sports Medicine**, Auckland, v. 25, no. 1, p. 37-62, 1999.
- KRAEMER, W. J.; RATAMES, N. A. Fundamentals of resistance training: progression and exercise prescription. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, Madison, v. 35, no. 4, p. 674-688, 2004.
- LEHMAN, G. J.; MCGILL, S. M. The importance of normalization in the interpretation of surface electromyography: a proof of principle. **Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics**, Lombard, v. 7, no. 22, p. 444-446, 1999.
- LIMA, C. S.; PINTO, R. S. **Cinesiologia e musculação**. Porto Alegre: Artmed, 2006.
- LUNNEN, J. D.; YACK, J.; LeVEAU, B. F. Relationship between muscle length, muscle activity, and torque of the hamstring muscles. **Physical Therapy**, Alexandria, v. 61, no. 2, p. 190-195, 1981.
- MATOS, O. de. **Atividades físicas em academia**. Rio de Janeiro: Sprint, 2002.
- MESFAR, W.; SHIRAZI-ADL, A. Knee joint mechanics under quadriceps-hamstrings muscle forces are influenced by tibial restraint. **Clinical Biomechanics**, Bristol, v. 21, no. 8, p. 841-848, 2006.
- MILLER, J. P.; CROCE, R. V.; HUTCHINS, R. Reciprocal coactivation patterns of the medial and lateral quadriceps and hamstrings during slow, medium and high speed isokinetic movements. **J Electromyogr Kinesiol**, v. 10, no. 4, p. 233-239, 2000.
- MOHAMED, O.; PERRY, J.; HISLOP, H. Relationship between wire EMG activity, muscle length, and torque of hamstrings. **Clinical Biomechanics**, Bristol, v. 17, no. 8, p. 569-579, 2002.
- ONISHI, H. et al. EMG- angle relationship of the hamstring muscles during maximum knee flexion. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, New York, v. 12, no. 5, p. 399-406, 2000.
- RODRIGUES, C. E. B. et al. Torque articular e atividade eletromiográfica dos músculos bíceps femoral e semitendíneo durante movimentos isocinéticos de flexão do joelho em atletas de futebol. **Revista Brasileira de Cineantropometria & Desempenho Humano**, Florianópolis, v. 3, no. 9, p. 262-270, 2007.
- SIMÃO, R. et al. Teste de 1RM e prescrição de exercícios resistidos. **Arquivos em Movimento**, Rio de Janeiro, v. 2, n. 2, p. 55-63, 2006.
- SODERBERG, G. L.; KNUTSON, L. M. A Guide for use and interpretation of kinesiology electromyographic data. **Physical Therapy**, Alexandria, v. 5, no. 80, p. 485-498, 2000.
- WILSTROM, E. A. et al. Measurement and evaluation of dynamic joint stability of the knee and ankle after injury. **Sports Medicine**, Auckland, v. 5, no. 36, p. 393-410, 2006.

Recebido em 24/09/09

Revisado em 19/06/10

Aceito em 11/07/10

Endereço para correspondência: Daniella Regina Crispim Schaefer. Rua Elpidio Barbosa, nº 320 apto 107, Trindade, CEP 88036-300, Florianópolis-SC, Brasil. E-mail: dani_schaefer@hotmail.com