Motriz, Rio Claro, v.9, n.1, p. 51 – 58, jan./abr. 2003

Comparação de Protocolos para Verificação da Fadiga Muscular pela Eletromiografia de Superfície[1]

Sarah Regina Dias da Silva
Mauro Gonçalves
Laboratório de Biodinâmica da UNESP – Rio Claro SP

Resumo – O objetivo do presente estudo foi analisar o processo de fadiga muscular através da resposta eletromiográfica do músculo vasto lateral (VL) submetido a dois protocolos (exaustão e 1 minuto) no exercício isométrico de extensão do joelho. Os sinais eletromiográficos (RMS) do músculo VL do membro inferior dominante de 9 voluntários (sexo feminino) foram captados com freqüência de amostragem de 1000Hz. Utilizou-se eletrodos de superfície conectados a um módulo de aquisição de sinais biológicos, uma placa A/D e um software específico. Dos resultados obtidos, após a realização da regressão linear entre o RMS e o número de coletas, verificou-se um predomínio de correlações positivas em ambos protocolos, caracterizando o desenvolvimento da fadiga muscular. No entanto, a intensidade das correlações e o nível de significância das retas apresentaram melhores resultados no protocolo de exaustão. Conclui-se que no protocolo de 1 minuto sejam utilizadas cargas ≥ a 30% da carga máxima.

Palavras-chave - eletromiografia, fadiga, comparação de protocolos, contração isométrica.

Protocols Comparation for Verification of Muscular Fadigue by superface Electromyography

Abstract – The objective of the present study was to analyze the process of muscular fatigue through the electromyographic signal of the vastus lateralis muscle (VL) during two protocols (exhaustion and 1 minute) in the isometric exercise of the knee extension. The electromyographic signals (RMS) of dominant lower limb VL muscle of the 9 female were captured with sample frequency of 1000Hz. Data were acquired through surface electrodes connected to a biological signals acquisition module, by A/D interface and specific software. The obtained results, after the accomplishment of the linear regression between RMS and the number of collections, showed a predominance of positive correlations in both protocols, corresponding to the development of the muscular fatigue. However, the intensity and the significant level of the correlations presented better results in the exhaustion protocol. It was concluded that in the 1 minute protocol loads ≥30% of the maximum load should be used.

Key Words - electromyography, fatigue, protocols comparation, isometric contraction.

Introdução

A fadiga muscular humana pode ser definida como a redução na capacidade máxima de gerar força e potência (MATON, 1981; GIBSON; EDWARDS, 1985). No entanto, para identificá-la tem sido utilizado uma grande variedade de modelos de exercícios, protocolos e métodos de avaliação (VOLLESTAD, 1997), o que dificulta a comparação entre os resultados obtidos nos diferentes estudos.

Vollestad (1997) afirma que a eletromiografia (EMG) de superfície pode ser utilizada para avaliar a fadiga muscular pela análise da amplitude e do espectro de potência do sinal obtido dos músculos superficiais.

Segundo Hagberg (1979) e Maton (1981) a fadiga muscular é determinada pela amplitude do sinal eletromiográfico através da verificação do aumento desta em função do tempo, durante contrações sustentadas e com carga constante.

A contração isométrica é uma forma estática de exercício que ocorre quando um músculo se contrai sem mudança apreciável no seu comprimento ou sem

[1] Apoio financeiro: FUNDUNESP e CNPq.

movimento articular visível. Embora não seja realizado trabalho físico, uma grande quantidade de tensão e rendimento de força é produzida pelo músculo.

No entanto, as contrações isométricas são utilizadas principalmente em exercícios de fortalecimento tanto na reabilitação de lesões ortopédicas e esportivas, como também na reabilitação de indivíduos com patologias nas quais movimentos resistidos através de toda extensão do movimento são contra indicados ou quando há impossibilidade de serem realizados (FLECK; SCHUTT, 1983; BLACKBURN, 1985; MONTGOMERY; STEADMAN, 1985).

A prescrição de atividade física com objetivo de treinamento ou reabilitação deve estar fundamentada em capacidades mecâno-fisiológicas individuais. Por este motivo, a busca de índices que orientem essa prescrição tem sido alvo de muitas investigações (DENADAI, 1999).

Uma das possibilidades de avaliar o efeito do tipo de contração, por exemplo antes e após um período de treinamento ou reabilitação, é através do uso de índices. No entanto para que esses índices possam ser utilizados de forma confiável é preciso protocolar testes que permitam sua identificação.

Dentre as técnicas biomecânicas utilizadas neste tipo de estudo, destacam-se a dinamometria, a goniometria e a eletromiografia que, isoladamente ou quando combinadas, podem oferecer informações importantes sobre o comportamento dos músculos quando submetidos aos diversos tipos de sobrecarga, diversas angulações e velocidades de execução.

Diante da constatação da necessidade de determinar protocolos para identificação da fadiga muscular pela eletromiografia de superfície, para que no futuro seja possível contribuir tanto para a área de treinamento como para a de reabilitação, é que o presente estudo tem por objetivo analisar eletromiograficamente o processo da fadiga do músculo vasto lateral durante a extensão isométrica da articulação do joelho posicionada em 90 graus de flexão, nos protocolos de exaustão e de 1 minuto.

Metodologia

Voluntários

Participaram do presente estudo 9 voluntários do sexo feminino, estudantes do curso de Educação Física, com idade variando de 18 a 22 anos (19,7 ± 1,3 anos), sem antecedentes de doenças ou lesões músculo-esqueléticas no membro inferior a ser analisado (dominante) e de antropometria semelhante (161,6 ± 4,1cm de altura, 54,9 ± 3,2Kg de massa corporal, 38,9 ± 1,7cm de comprimento da coxa, e 34,6 ± 1,7cm de comprimento da perna). As medidas perimétricas da coxa do membro inferior dominante foram realizadas a 5cm (40,5 ± 2,3cm), 10cm (45,3 ± 3,2cm) e 15cm (50,1 ± 3,5cm) acima da borda superior da patela.

As medidas antropométricas e perimétricas do membro inferior dominante foram realizadas segundo LOHMAN et al. (1988).

O presente estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em pesquisa local, e para sua realização os voluntários foram convidados, sendo orientados sobre as atividades a serem realizadas no momento do experimento, e desta forma, assinaram o termo de consentimento concordando em participar das mesmas.

Através de um questionário os voluntários foram avaliados sobre antecedentes de doenças ou lesões músculo-esqueléticas nas articulações do quadril, joelho e tornozelo, e somente participaram do estudo os que não apresentaram tais antecedentes no membro inferior a ser analisado (dominante). Neste mesmo questionário foram realizadas questões sobre a prática de atividade física e o tempo de duração da mesma, assim como sobre o uso regular de medicamentos ou drogas e sobre a existência de alergia à lâmina de barbear e álcool; e somente participaram do estudo os voluntários que praticavam atividade física no mínimo 2 vezes por semana.

Equipamentos e exercícios

Para a realização do exercício utilizou-se uma cadeira desenvolvida especificamente para este estudo (Figura 1), com 76 cm de altura, 60 cm de largura e 75 cm de comprimento, a qual possui suporte regulável para o uso de uma célula de carga (Kratos® – MM100Kgf), que se constitui de componentes sensíveis aos esforços de tração (strain gauges) que ocorreram em função da extensão isométrica do joelho.

Figura 1 – Cadeira utilizada para a realização do exercício isométrico (com a célula de carga posicionada) e postura mantida pelo voluntário.

A célula de carga foi posicionada em um ângulo de 90 graus em relação ao eixo longitudinal da tíbia sendo fixada na articulação do tornozelo (Figura 1), estando a mesma acoplada ao módulo de aquisição de sinais biológicos (Lynx [2*]) e a um display (Kratos® – IK-14A) posicionado 1,30 m à frente do voluntário.

A postura dos voluntários durante a realização do exercício (Figura 1) foi sentado com as mãos apoiadas em suportes localizados nas laterais da cadeira, com o tronco ereto ajustado pelo encosto para permitir o ângulo de 90 graus de flexão da articulação do quadril. Para a manutenção desta postura, tanto o tronco quanto o quadril foram seguros por um cinto de segurança de 3 pontos, e para impedir possíveis movimentos do membro inferior não dominante utilizou-se de um limitador ajustado à frente do mesmo. A articulação do joelho do membro inferior dominante foi posicionada em 90 graus de flexão com a utilização de um goniômetro universal.

A célula de carga foi calibrada antes do experimento através do software AQDADOS (Lynx), obtendo-se correlações maiores ou igual a 0,98, e as mudanças que ocorreram nos seus sensores foram expressos em kilograma-força (Kgf).

[2] Lynx Tecnologia Eletrônica Ltda. - Doado pela FUNDUNESP proc. 076/90-DFP e 384/90-DPE ao Laboratório de Biodinâmica do Departamento de Educação Física da UNESP – Campus de Rio Claro

Protocolo do teste

O teste de carga máxima isométrica foi realizado em dois dias consecutivos anteriores ao início das coletas (máximo 2 semanas), sendo composto de 3 contrações isométricas voluntárias máximas (CIVM) realizadas por 4 segundos com intervalo de no mínimo 3 minutos entre as mesmas. Após a realização do teste de carga máxima, os voluntários realizaram o exercício isométrico nas mesmas condições do experimento, durante o tempo de no máximo 1 minuto, para que no início das coletas estivessem adaptados tanto ao ambiente de coleta quanto ao experimento.

No primeiro dia de teste de carga máxima determinou-se o membro inferior dominante de cada voluntário, após chutar uma bola parada três (3) vezes com o mesmo membro inferior (adaptação de PAVLAT et al., 1993; EBERSOLE at al., 1999).

Após verificar que não houve diferença significante (Teste de Friedman para $p < 0,05$) entre as CIVM realizadas nos dois dias de carga máxima, utilizou-se o valor médio para determinação das quatro porcentagens da carga máxima utilizadas neste estudo (20%, 30%, 40% e 50%), as quais foram distribuídas aleatoriamente entre os dias de coletas.

As coletas foram realizadas em 4 dias consecutivos (intervalo mínimo de 15h e máximo de 34h entre os dias), sendo que todas foram compostas de um aquecimento realizado durante 1 minuto, com aproximadamente 5% da carga máxima isométrica, seguido de um descanso de no mínimo 2 minutos para então iniciar o exercício isométrico até a exaustão.

A exaustão foi determinada por referências do próprio voluntário, e/ou pela verificação da impossibilidade do voluntário manter a carga estipulada dentro da variação de ±10% do valor da mesma. A partir dos dados coletados no protocolo de exaustão foi possível obter o protocolo de 1 minuto.

Eletromiografia

O músculo vasto lateral (VL) do membro inferior dominante foi analisado neste estudo. Para captação dos sinais eletromiográficos utilizou-se eletrodos de superfície monopolares passivos de Ag/AgCl (MediTrace®), com área de captação de 1cm de diâmetro, com área total de 3cm de largura e 3,3cm de comprimento, sendo os mesmos posicionados aos pares

e longitudinalmente em relação à direção das fibras do músculo em adaptação de DELAGI et al.(1981), com distância entre os eletrodos de 4cm (centro a centro).

Para diminuir possíveis interferências na aquisição do sinal EMG, realizou-se tricotomia e limpeza da pele com lixa fina e álcool etílico hidratado no local determinado sobre o músculo VL, e colocou-se um fio terra no punho do lado correspondente ao do membro inferior dominante.

Para a aquisição dos registros eletromiográficos estabeleceu-se a freqüência de amostragem de 1000Hz, e utilizou-se um módulo de aquisição de sinais biológicos (Lynx) de quatro canais ao qual foram conectados os eletrodos, calibrado com ganho de 1000 vezes, filtro de passa alta de 20Hz e filtro de passa baixa de 500Hz. 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), e para a aquisição e posterior análise dos sinais utilizou-se um "software" específico (Aqdados-Lynx).

As coletas foram realizadas até a exaustão, de forma contínua e com 4 segundos de duração cada.

Análise dos sinais e análise estatística

No sinal eletromiográfico do músculo VL calculou-se o valor de RMS (Roto Mecham Coari) em microvolts, sendo utilizado o intervalo de 0,5 e 3,5s de cada coleta de 4s para este cálculo.

Os valores de RMS foram analisados em todas as coletas de cada porcentagem de carga (20%, 30%, 40% e 50%), as quais foram realizadas até a exaustão, permitindo assim obter os resultados do protocolo de exaustão. Através do software de aquisição e análise dos sinais (AQDADOS – Lynx) foi possível obter o número de coletas correspondentes ao protocolo de 1 minuto de cada porcentagem de carga.

Após obter os valores do sinal eletromiográfico (RMS) do músculo VL em cada protocolo, os mesmos foram analisados por regressão linear em função do número de coletas (tempo) em cada porcentagem de carga analisada (DeVRIES, 1968; MORITANI et al., 1982), obtendo-se destas retas os valores dos coeficientes de correlação (r) e nível de significância (para $p < 0,05$).

Resultados e Discussões

A Tabela 1 apresenta os valores médios e desvios padrão do tempo de exaustão em cada porcentagem de carga realizada durante o exercício isométrico, sendo possível verificar uma relação inversamente proporcional entre o tempo de exaustão e a carga utilizada, o que ocorre, segundo Mannion e Dolan (1996), devido a maior produção de metabólitos nas cargas maiores, as quais dependem principalmente de fibras de contração rápida (tipo II).

20%	30%	40%	50%
483	249	159	98
± 417	± 163	± 82	± 26

Tabela 1 – Valores médios e desvios padrão dos tempos de exaustão (segundos) obtidos durante a realização do exercício isométrico, com aproximadamente 20%, 30%, 40% e 50% da carga máxima individual (n = 9).

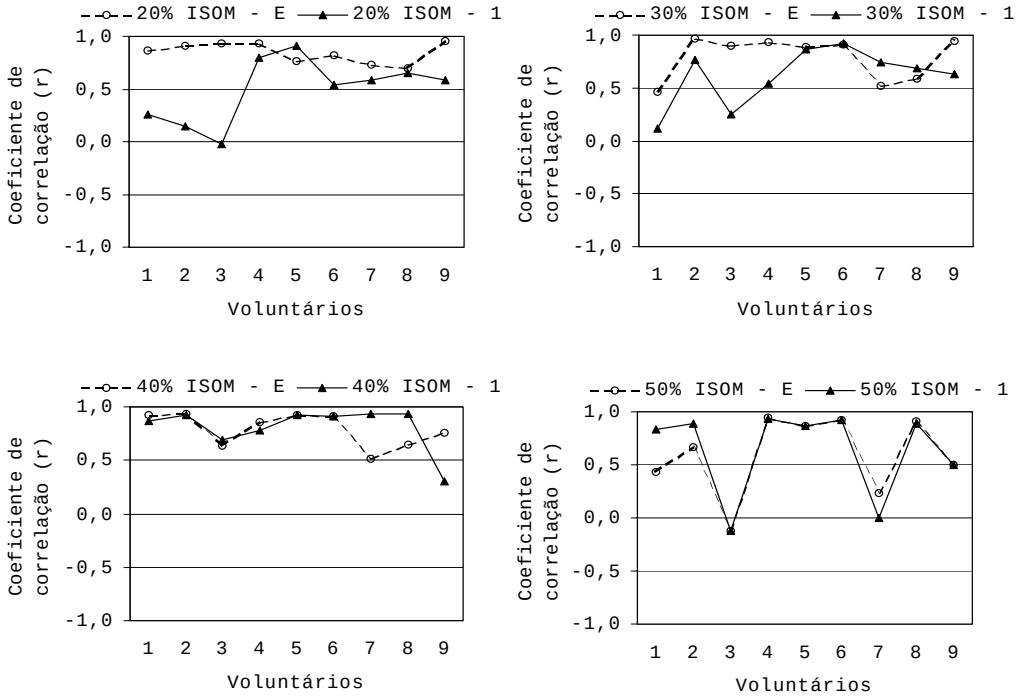

Figura 2 - Gráficos dos valores dos coeficientes de correlação (r) obtidos entre o RMS e o número de coletas do músculo VL durante o exercício isométrico, realizado nos protocolos de exaustão (ISOM – E) e de 1 minuto (ISOM – 1), nas cargas de 20%, 30%, 40% e 50% da carga máxima individual (n=9).

Vol.	20%		30%		40%		50%	
	E	1M	E	1M	E	1M	E	1M
1	0,0001	0,495	0,044	0,749	0,0001	0,005	0,069	0,003
2	0,0001	0,704	0,0001	0,01	0,0001	0	0,004	0,001
3	0,0001	0,956	0,0001	0,482	0,02	0,027	0,741	0,741
4	0,0001	0,005	0,0001	0,136	0,0001	0,014	0,0001	0,0001
5	0,0001	0,001	0	0,001	0	0	0,005	0,005
6	0	0,168	0,0001	0	0	0	0	0
7	0,0001	0,098	0,005	0,022	0,029	0	0,5	0,994
8	0,0001	0,112	0,017	0,042	0,007	0	0,001	0,003
9	0,0001	0,076	0,0001	0,068	0	0,429	0,212	0,212

Tabela 2 – Valores individuais (n = 9) dos níveis de significância (p) das retas obtidas da regressão linear entre o RMS e o número de coletas nos protocolos de exaustão (E) e 1 minuto (1M), nas cargas de aproximadamente 20%, 30%, 40% e 50% da carga máxima.

Diante dos resultados apresentados na Figura 2, verifica-se que em ambos protocolos (exaustão e 1 minuto) houve um predomínio de comportamento crescente da amplitude do sinal eletromiográfico em função do número de coletas (tempo), o que corresponde ao desenvolvimento da fadiga muscular localizada como relatado por Lippold et al. (1960), Wittekopf et al. (1975), Miyashita et al. (1981), DeVries et al. (1982) e Christensen et al. (1995).

Das 36 correlações geradas pela regressão linear entre o RMS e o número de coletas (tempo) (9 voluntários x 4 cargas = 36), o músculo VL apresentou 35 correlações positivas no protocolo de exaustão e 34 correlações positivas no protocolo de 1 minuto. Este comportamento do músculo VL pode ser devido a sua morfologia que facilita a captação do sinal, e também explica a sua utilização na maior parte dos estudos que analisam a fadiga muscular pela eletromiografia de superfície (MIYASHITA et al., 1981; DEVRIES et al., 1982; MATSUMOTO et al., 1991; PAVLAT et al., 1993; TAYLOR; BRONKS, 1994; HOUSH et al. 1995).

Segundo Tarkka (1984), durante a realização de exercício isométrico com carga constante até a fadiga ocorre um aumento tempo-dependente no sinal eletromiográfico, o que confere fidedignidade aos protocolos analisados neste estudo.

Este aumento tempo-dependente do sinal eletromiográfico em função da fadiga muscular pode ocorrer devido ao aumento da amplitude do potencial de ação, a mudanças na ordem de recrutamento das unidades motoras após os primeiros segundos de contração, ao aumento do recrutamento de unidades motoras ou ao aumento das taxas de disparo do neurônio motor (EDWARDS; LIPPOLD, 1956; EASON, 1960; VREDENBREGT; RAU, 1973; DeVRIES, 1982; MORITANI et al., 1982; TARKKA, 1984; GONÇALVES, 2000); sendo estes fatores utilizados como estratégia de compensação da perda função motora (DeVRIES, 1968).

As retas com comportamento decrescente podem ser justificadas pelas conclusões de Sadoyama e Miyamo (1981), que avaliando o músculo reto da coxa demonstraram uma diminuição da atividade eletromiográfica devido à diminuição da velocidade de condução do potencial de ação das fibras musculares utilizadas, assim como pela diminuição do recrutamento de fibras e da ativação de unidades motoras (ARENDT-NIELSEN; MILLS, 1985); ou pelo fato da porcentagem de carga não ter sido suficiente para promover o processo de fadiga (HOUSH et al., 1995).

Na comparação da intensidade das correlações entre os protocolos (Figura 2), o número total de correlações analisadas foi de 30, pois 6 valores permaneceram iguais em ambos protocolos. Isto ocorreu porque quatro dos nove voluntários obtiveram seus tempos de exaustão em 1 minuto nas cargas de 40% e 50%, sendo que os valores que permaneceram iguais na carga de 40% foram dos voluntários 5 e 6, e na carga de 50% dos voluntários 3, 5, 6 e 9.

Da comparação do comportamento da intensidade das correlações obtidas em ambos protocolos (exaustão e 1 minuto), verifica-se que no protocolo de 1 minuto houve uma diminuição predominante da intensidade (diminuição de 21 valores), o que ocorreu principalmente nas cargas de 20% e 30% da carga máxima.

Esta verificação mostra que as cargas de 20% e 30% não foram suficientes para apresentar o processo de fadiga do músculo VL através do sinal eletromiográfico no protocolo de 1 minuto. Isto sugere, que cargas maiores do que 30% da contração isométrica voluntária máxima sejam utilizadas neste protocolo, concordando com DeVries (1968) e Maton (1981).

Quanto ao nível de significância ($p < 0,05$) das retas obtidas (Tabela 2) entre a correlação do sinal eletromiográfico e o número de coletas em cada porcentagem de carga (20%, 30%, 40% e 50%), verifica-se que em ambos protocolos (exaustão e 1 minuto) houve predominância de retas significantes (32 e 21, respectivamente), coincidindo assim com o comportamento de predominância das correlações positivas.

No entanto, verifica-se que houve uma diminuição na quantidade de retas significantes no protocolo de 1 minuto em comparação ao de exaustão. Isto demonstra a necessidade de análise de fatores como o número da amostra, e principalmente a escolha da concentração da carga a ser testada como citado anteriormente.

Entre os protocolos analisados, o de exaustão foi o que melhor apresentou o comportamento da fadiga muscular através da eletromiografia de superfície, pois neste protocolo houve predominância tanto de correlações positivas como de significância das retas, assim como de intensidades maiores das correlações.

Verifica-se portanto que, com o objetivo de analisar a fadiga em contrações isométricas pelo comportamento do sinal eletromiográfico em função do tempo, o músculo VL deve ser escolhido por representar bem esta relação. No entanto para aplicação do protocolo de 1 minuto, este poderá apresentar melhores resultados

com a utilização de cargas acima de 30% da carga máxima.

A verificação do protocolo de 1 minuto com cargas acima de 30% é útil, pois este protocolo apresentará vantagens em relação ao de exaustão, pois segundo Matsumoto et al. (1991) este último, embora seja útil, requer que o sujeito se exercite até a exaustão, o que pode ser limitado por fatores psicológicos, sendo então importante desenvolver um método (como por exemplo, o protocolo de 1 minuto) para que tais fatores não interfiram.

Conclusão

Entre os dois protocolos analisados, o protocolo de exaustão apresentou melhores resultados, demonstrando que a determinação da fadiga muscular pela eletromiografia de superfície é protocolo dependente, sugerindo que para aplicação do protocolo de 1 minuto sejam utilizadas cargas maiores ou iguais a 30% da carga máxima.

Referências

ARENDT-NIELSEN, L.; MILLS, K. R. The relationship between mean power frequency of the EMG spectrum and muscle fibre conduction velocity. **Electroenceph. Clin. Neurophysiol.**, Clare, v. 60, n. 2, p. 130-134, 1985.

BLACKBURN, T. A. Rehabilitation of anterior cruciate ligament injuries. **Orthop. Clin. N. Am.**, Philadelphia, v. 16, n. 2, p. 241-269, 1985.

CHRISTENSEN, H.; SOGAARD, K.; JENSEN, B. R.; FINSEN, L.; SJØGAARD, G. Intramuscular and surface EMG power spectrum from dynamic and static contractions. **J. Electromyogr. Kinesiol,** Oxford, v. 5, n. 1, p. 27-36, 1995.

DELAGI, E. F.; IAZZETTI, J.; PEROTTO, A.; MORRISON, D. **Anatomic guide for the electromyographer:** the limbs. Illinois: Charles C. Thomas, 1981. 207p.

DENADAI, B. S. **Índices fisiológicos de avaliação aeróbia**: conceitos e aplicações. Ribeirão Preto: B.S.D., 1999. 76p.

DeVRIES, H. A. Method for evaluation of muscle fatigue and endurance from electromyographic fatigue curves. **Am. J. Phys. Med.**, Baltimore, v. 47, n. 3, p. 125-135, 1968.

DeVRIES, H. A.; MORITANI, T.; NAGATA, A.; MAGNUSSEN, K. The relation between critical power and neuromuscular fatigue as estimated from electromyographic data. **Ergonomics**, London, v. 25, n. 9, p. 783-791, 1982.

EASON, R. G. Electromyographic study of local and generalized muscular impairment. **J. Appl. Physiol.**, Bethesda, v. 15, n. 3, p. 479-482, 1960.

EBERSOLE, K. T.; HOUSH, T. J.; JOHNSON, G. O.; EVETOVICH, T. K.; SMITH, D. B.; PERRY, S. R. MMG; EMG responses of the superficial quadriceps femoris muscles. **J. Electromyogr. Kinesiol.,** Oxford, v. 9, n. 3, p. 219-227, 1999.

EDWARDS, R. G.; LIPPOLD, O. C. The relation between force and integrated electrical activity in fatigued muscle. **J. Physiol.**, Cambridge, v. 132, n. 3, p. 677-681, 1956.

FLECK, S. J.; SCHUTT, R. C. Types of strength training. **Orthop. Clin. N. Am.,** Philadelphia, v. 14, n. 2, p. 449-458, 1983.

GIBSON, H.; EDWARDS, R. H. T. Muscular exercise and fatigue. **Sports Med.,** Auckland, v. 2, n. 2, p. 120-132, 1985.

GONÇALVES, M. Limiar de fadiga eletromiográfica. In: DENADAI, B. S. **Avaliação aeróbia**: determinação indireta da resposta do lactato sangüíneo. Rio Claro: Motriz, 2000. Cap. 7. p. 129-154.

HAGBERG, M. The amplitude distribution of surface EMG in static and intermittent static muscular performance. **Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.,** Berlin, v. 40, n. 4, p. 265-272, 1979.

HOUSH, T. J.; deVRIES, H. A.; JOHNSON, G. O.; HOUSH, D. J.; EVANS, S. A.; STOUT, J. R.; EVETOVICH, T. K.; BRADWAY, R. M. Electromyographic fatigue thresholds of the superficial muscles of the quadriceps femoris. **Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.,** Berlin, v. 71, n. 2/3, p. 131-136, 1995.

LIPPOLD, O. C. J.; REDFEARN, J. W. T.; VUCO, J. The electromyography of fatigue. **Ergonomics**, London, v. 3, p. 121-131, 1960.

LOHMAN, T. G.; ROCHE, A. F.; MARTORELL, R. **Anthropometric standardization reference manual**. Illinois: Human Kinetics Books, 1988. 177p.

MANNION, A. F.; DOLAN, P. Relationship between myoelectric and mechanical manifestations of fatigue in the quadriceps femoris muscle group. **Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.,** Berlin, v. 74, n. 5, p. 411-419, 1996.

MATON, B. Human motor unit activity during the onset of muscle fatigue in submaximal isometric isotonic contraction. **Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.,** Berlin, v. 46, n. 3, p. 271-281, 1981.

MATSUMOTO, T.; ITO, K.; MORITANI, T. The relationship between anaerobic threshold and electromyographic fatigue threshold in college women. **Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.,** Berlin, v. 63, n. 1, p. 1-5, 1991.

MIYASHITA, M.; KANEHISA, H.; NEMOTO, I. EMG related to anaerobic threshold. **J. Sports Med. Phys. Fit.**, Turin, v. 21, n. 3, p. 209-217, 1981.

MONTGOMERY, J. B.; STEADMAN, J. R. Rehabilitation of the injured knee. **Clin. Sports Med.,** Philadelphia, v. 4, n. 2, p. 333-343, 1985.

MORITANI, T.; NAGATA, A.; MURO, M. Electromyographic manifestations of muscular fatigue. **Med. Sci. Sports Exerc.**, Indianapolis, v. 14, n. 3, p. 198-202, 1982.

PAVLAT, D. J.; HOUSH, T. J.; JOHNSON, G. O.; SCHMIDT, R. J.; ECKERSON, J. M. An examination of the electromyographic fatigue threshold test. **Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.,** Berlin, v. 67, n. 4, p. 305-308, 1993.

SADOYAMA, T.; MIYANO, H. Frequency analysis of surface EMG to evaluation of muscle fatigue. **Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.,** Berlin, v. 47, n. 3, p. 239-246, 1981.

TARKKA, I. M. Power spectrum of electromyography in arm and leg muscles during isometric contractions and fatigue. **J. Sports Med. Phys. Fit.**, Turin, v. 24, n. 3, p. 189-194, 1984.

TAYLOR, A. D.; BRONKS, R. Electromyographic correlates of the transition from aerobic to anaerobic metabolism in treadmill running. **Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.,** Berlin, v. 69, n. 6, p. 508-515, 1994.

VØLLESTAD, N. K. Measurement of human muscle fatigue. **J. Neurosci. Methods**, Amsterdam, v. 74, n. 2, p. 219-227, Jun 1997.

VREDENBREGT, J.; RAU, G. Surface electromyography in relation to force, muscle length and endurance. In: DESMEDT, J.E. **New Developments in EMG and Clinical Neurophysiology.** Basel: Karger, 1973. p. 607-622.

WITTEKOPF, G.; SCHAAF, E.; TAUBENHEIM, H. Use of electromyography for quantification of local muscular fatigue following a known strength-endurance load. In: KOMI, P.V. (Ed.) **Biomechanics V-A International series on biomechanics,** Baltimore: University Park Press, 1975. v. 1A, p. 185-193.

Endereço:

Prof. Dr. Mauro Gonçalves

Laboratório de Biomecânica - UNESP

Av. 24A, n 1515 – Bela Vista

CEP 13506-900 Rio Claro SP

(19) 526-4165

e-mail : maurog@rc.unesp.br

sarah.regina@bol.com.br

Manuscrito recebido em 30 de outubro de 2003
Manuscrito aceito em 11 de fevereiro de 2003