

Fadiga dos músculos eretores da espinha: um estudo eletromiográfico

Erector spinae muscle fatigue: an electromyographic study

Fernando Sérgio Silva Barbosa¹, Mauro Gonçalves²

¹ Fisioterapeuta;
mestrando em Ciências
da Motricidade na
UNESP (Universidade
Estadual Paulista)
campus de Rio Claro

² Fisioterapeuta e
Educador Físico; Prof.
Dr. Coordenador do
Laboratório de
Biomecânica da UNESP
campus de Rio Claro

ENDEREÇO PARA CORRESPONDÊNCIA
Fernando S. S. Barbosa
Depto. de Educ. Física
Lab. de Biomecânica
Av. 24A, n.1515
Campus UNESP
13506-900 Rio Claro SP
e-mail:
fermandosb@hotmail.com;
maurog@rc.unesp.br

DESCRIPTORIOS

Coluna vertebral.
Contração isométrica.
Fadiga muscular.
Eletromiografia

KEYWORDS

Spine.
Isometric contraction.
Muscle fatigue.
Electromyography.

Trabalho apresentado ao III
Congresso Internacional de
Educação Física e
Motricidade Humana e IX
Simpósio Paulista de
Educação Física, UNESP
campus de Rio Claro, 30 de
abril a 3 de maio de 2003.

ACEITO PARA PUBLICAÇÃO
ago. 2004

RESUMO: Os músculos eretores da espinha são importantes responsáveis pela integridade física e funcional da coluna vertebral. Justifica-se o estudo da fadiga desses músculos, associada à dor lombar, pelas constantes demandas advindas das atividades da vida diária. Este estudo visou verificar a ocorrência e o comportamento da fadiga muscular, analisando o sinal eletromiográfico dos músculos ileocostais e multífidos em um teste isométrico. Participaram do estudo nove voluntários do sexo masculino com média de idade de $20,4 \pm 1,3$ anos, que foram submetidos a um teste de contração isométrica dos músculos eretores da espinha contra cargas de 5%, 10%, 15% e 20% da carga máxima. Para a captação dos sinais eletromiográficos foi utilizado um módulo de aquisição de sinais biológicos de quatro canais, aos quais foram conectados cabos e eletrodos, uma placa conversora analógica-digital e eletrodos de superfície posicionados bilateralmente sobre os músculos ileocostal e multífido. A fadiga muscular foi identificada pela verificação do aumento da amplitude do sinal eletromiográfico em função do tempo. O protocolo proposto revela-se eficaz para a verificação da ocorrência de fadiga em contrações isométricas mantidas até a exaustão. Os resultados demonstraram que o músculo ileocostal evidenciou em geral maior fadiga que o músculo multífido. A comparação bilateral evidenciou que os músculos eretores da espinha do lado direito sofreram predominantemente maior fadiga.

ABSTRACT: The erector spinae muscles are important antigravity muscles, responsible for the physical and functional integrity of the spine. The study of these muscles fatigue is justified by its association to low-back pain. This study aimed at verifying the occurrence and behaviour of muscle fatigue by analysing electromyographic signs from the erector spinae muscles in an isometric test. Nine male volunteers aged in average $20,4 \pm 1,3$ years old were submitted to a test of isometric contractions of the erector spinae muscles against loads of 5%, 10%, 15% and 20% of the maximum load. In order to record electromyographic signs a module was used for acquisition of biological signs with four channels, an analogic-digital circuit board and surface electrodes positioned bilaterally on the iliocostalis and multifidus muscles. Muscle fatigue was identified by the increase in electromyographic sign amplitude. The protocol here used proved effective in verifying the occurrence of fatigue in isometric contraction to exhaustion. Findings are that the iliocostalis showed predominantly more fatigue than the multifidus muscle. Bilateral comparison shows that right side erector spinae muscles evidenced predominantly more fatigue than the left side ones.

INTRODUÇÃO

Os músculos eretores da espinha são importantes músculos antigravitacionais nos seres humanos, atuando predominantemente de forma estática ou quase estática durante a maior parte do dia¹. Estudos prévios¹⁶ mencionam o importante papel desses músculos na manutenção da integridade física e funcional da coluna vertebral, bem como sua relação com a presença de dores na mesma.

Roy *et al.*⁷ e Seidel *et al.*⁸ postularam que os tecidos passivos (cápsulas, ligamentos e discos) da coluna vertebral passam a ser sobrecarregados depois que os elementos ativos (músculos) tornam-se menos efetivos em decorrência da fadiga muscular.

A fadiga muscular pode ser identificada por meio da análise da ativação e do comportamento das unidades motoras, componentes funcionais do sistema neuromuscular⁹. Uma das formas de avaliar a fadiga é analisar a amplitude do sinal eletromiográfico proveniente de músculos submetidos a contrações isométricas¹⁰. Usualmente, a amplitude do sinal eletromiográfico demonstra uma elevação em função do tempo de realização de um determinado exercício como consequência da fadiga muscular^{11,12}.

Com o objetivo de criar uma metodologia que pudesse ser utilizada em programas de treinamento e reabilitação, para a avaliação da resistência isométrica dos músculos eretores da espinha, bem como o diagnóstico de distúrbios da coluna lombar, Biering-Sorensen² propôs um teste conhecido como Teste de Sorensen. A resistência isométrica dos eretores da espinha é avaliada pela verificação do tempo em que um voluntário em decúbito ventral é capaz de manter a parte superior do tronco (borda superior da crista ilíaca ântero-superior até a cabeça) em uma posição horizontal, com a região glútea e os membros inferiores fixos a uma mesa de teste por três cintos, e os membros superiores cruzados em frente ao tórax

com as mãos tocando o ombro contralateral. O teste é mantido até que o voluntário não possa mais sustentar essa postura em função da exaustão ou até que o limite de tolerância dos sintomas advindos da fadiga seja alcançado.

Contudo, a validade da análise que recorre apenas a parâmetros

Quadro 1 Média e desvio padrão dos valores antropométricos dos voluntários

Características antropométricas dos voluntários (n=9)		
	Massa (Kg)	Altura (m)
Média	68,7	1,75
Desvio-padrão	9,4	0,06

mecânicos, como o tempo de sustentação da massa do tronco, no caso do Teste de Sorensen, tem sido questionada por ser altamente dependente da motivação do voluntário⁴: o fato de este poder controlar voluntariamente pode influenciar os resultados obtidos. Por outro lado, a análise de parâmetros fisiológicos, como os obtidos por meio da eletromiografia, permite uma análise mais objetiva da função muscular e, principalmente, não é passível de controle voluntário.

Assim, este estudo propõe avaliar a fadiga dos músculos eretores da espinha mediante o Teste de Sorensen² modificado, usando captação do sinal eletromiográfico durante contração isométrica contínua desses músculos, em diferentes níveis de carga, no intuito de melhor compreender o comportamento mecânico e fisiológico desses músculos frente às constantes demandas advindas das mais variadas atividades da vida diária.

METODOLOGIA

Voluntários

Participaram do presente estudo nove voluntários do sexo masculino com média de idade de 20,4±1,3 anos, sem história de patologias musculoesqueléticas na

coluna vertebral e que não apresentaram episódio de dor lombar nas quatro semanas que antecederam o estudo¹³.

As características antropométricas dos voluntários são apresentadas no Quadro 1.

Os voluntários assinaram um Termo de Consentimento Livre e Esclarecido concordando com a participação no estudo, o qual foi aprovado pela Comissão de Ética em Pesquisa da UNESP.

Posicionamento dos voluntários

Para a determinação da carga máxima e para o teste de exaustão, os voluntários foram posicionados em decúbito ventral sobre uma mesa de teste. Em repouso, o tronco era mantido com uma flexão de 35°. A pelve e os membros inferiores foram fixados à mesa de teste por meio de três cintos de couro posicionados em torno dos



Figura 1 Postura e equipamentos utilizados para os testes de Contração Isométrica Voluntária Máxima (CIVM) e de exaustão. a = mesa de teste; b = cintos de couro; c = célula de carga; d = colete; e = limitadores de movimento; f = indicador digital; g = eletrodos

tornozelos, joelhos e quadris. O movimento a ser realizado em ambos os testes foi a extensão da coluna vertebral contra uma célula de carga fixa (Kratos Dinamômetros Ltda. Modelo MM 100 Kgf) à base da mesa de teste e acoplada a um colete utilizado pelos voluntários (Fig. 1). Limitadores de movimento evitaram a rotação e a inclinação lateral da coluna.

Teste de carga máxima

Para a determinação da carga máxima de cada voluntário, foi utilizado o teste de Contração Isométrica Voluntária Máxima (CIVM), realizado em três dias com um intervalo mínimo de 24 horas e máximo de 48 horas entre cada dia de teste; em cada um dos três dias de teste, foram realizadas três CIVM com cinco segundos de duração e com um intervalo de cinco minutos entre cada contração, com o objetivo de permitir a recuperação dos voluntários e evitar a fadiga. Com base nos dados obtidos nesses três dias de teste, foi calculada, para cada voluntário separadamente, a média dos nove valores correspondentes à força de tração na célula de carga durante a CIVM, sendo o resultado definido como a carga máxima. Desse modo, o teste permitiu a identificação da carga máxima de forma individualizada.

Teste de exaustão

O teste constou de uma contração isométrica contínua mantida até a exaustão contra cargas equivalentes a aproximadamente 5%, 10%, 15% e 20% da carga máxima, distribuídas de forma aleatória em uma razão de duas cargas por dia. Para que o voluntário pudesse controlar a intensidade da força de tração exercida sobre a célula de carga durante o teste de exaustão, um indicador digital (Kratos CAS Balanças Eletrônicas Ltda. Modelo IK-14A) foi posicionado no solo abaixo dos olhos do voluntário.

O abaixamento do tronco e a incapacidade dos voluntários de manter as porcentagens da carga máxima dentro de um desvio padrão de 1 kg foram os critérios adotados para o encerramento do teste.

Instrumentos

Foram utilizados um módulo de aquisição de sinais biológicos de quatro canais Lynx (Lynx Tecnologia Eletrônica Ltda.*) aos quais foram conectados os cabos e eletrodos, e uma placa conversora analógica-digital (A/D) (CAD 1026 – Lynx*), sendo o ganho calibrado em 1000 vezes, o filtro passa-alta em 10 Hz, o filtro passa-baixa em 500 Hz; para a aquisição dos registros eletromiográficos, foi estabelecida a frequência de amostragem de 1000 Hz. Para a aquisição e análise dos sinais foi utilizado um software específico (Aqdados-Lynx*).

Para a captação dos sinais eletromiográficos foram utilizados eletrodos de superfície monopolares passivos de Ag/AgCl (MEDI TRACE) com 3 cm de diâmetro e área efetiva de captação de 1 cm. Os eletrodos foram posicionados bilateralmente segundo De Foa *et al.*¹⁴ e Tsuboi *et al.*⁶ sobre os músculos ileocostal, a 6 cm do espaço interespinhal de L2-L3, e multífido, a 3 cm do espaço interespinhal de L4-L5, com uma distância intereletrodos de 4 cm.

Um fio terra foi posicionado no punho direito dos voluntários com o objetivo de atuar como eletrodo de referência, bem como para garantir a qualidade do sinal.

Para diminuir possíveis interferências na captação do sinal eletromiográfico, realizou-se, previamente à colocação dos eletrodos, tricotomia, abrasão e limpeza da pele com álcool na região dos músculos que foram estudados, assim como na região do punho direito.

Determinação da fadiga muscular

A fadiga muscular foi identificada conforme metodologia proposta inicialmente por De Vries *et al.*¹⁵ e, posteriormente, adaptada por Matsumoto *et al.*¹⁶ e Moritani *et al.*¹⁷, por meio da verificação da existência de elevação da atividade eletromiográfica em função do tempo de sustentação da contração muscular, visto que, em situação de fadiga, ocorre uma elevação da amplitude do sinal eletromiográfico. No presente estudo, a plotagem dos valores da raiz quadrática da média (*Root Mean Square* – RMS), que representam a amplitude da atividade eletromiográfica, em função do Tempo de Resistência Isométrica (TRI), permitiu a verificação da fadiga. Particularmente no presente estudo, os valores de RMS foram obtidos de coletas com cinco segundos de duração e realizadas de forma sucessiva (sem intervalo) até a exaustão do voluntário.

Os valores de RMS de cada coleta foram correlacionados em função do TRI (número de coletas) por meio da correlação linear de Pearson, resultando em uma reta de regressão representativa da disposição dos pontos (valores de RMS) plotados em um gráfico. A análise do gráfico permite a obtenção de um coeficiente angular (q), valor representativo do grau de inclinação da reta; sendo esse valor positivo, isto é, reta inclinada para cima, assume-se a ocorrência da fadiga muscular.

RESULTADOS

O valor médio e desvio padrão da carga máxima dos nove voluntários foi de 40,62 kg \pm 9,63. A média e desvio padrão do TRI do teste de exaustão foi de 134 \pm 42 segundos na carga de 5%; 82 \pm 27 segundos na carga de 10%; 72 \pm 27 segundos na carga de 15%; e 62 \pm 28 segundos na carga de 20%.

* Doado pela FundUnesp proc.076/90-DFP e 384/90-DPE ao Laboratório de Biomecânica do Departamento de Educação Física da UNESP – campus de Rio Claro.

A análise dos coeficientes angulares revelou uma relação inversa entre o nível de fadiga e a intensidade da carga, tanto para o músculo ileocostal direito (5%: 5,64; 10%: 7,89; 15%: 8,88; 20%: 10,38) quanto para o músculo ileocostal esquerdo (5%: 6,79; 10%: 8,50; 15%: 9,81; 20%: 13,72). Contudo, a análise de variância (ANOVA) não revelou diferenças estatisticamente significativas entre os níveis de fadiga induzidos pelas quatro cargas.

Já a análise dos coeficientes angulares dos músculos multifídeo direito (5%: 0,18; 10%: 2,28; 15%: 0,69; 20%: -0,28) e multifídeo esquerdo (5%: -0,53; 10%: -0,05; 15%: -1,54; 20%: 0,62) não revelou qualquer relação entre o nível de fadiga e a intensidade da carga; e, também nestes músculos, a ANOVA não revelou diferenças estatisticamente significativas entre os níveis de fadiga induzidos pelas quatro cargas.

Pela análise dos valores assumidos pelo coeficiente q , observou-se que os músculos ileocostal direito e esquerdo evidenciaram predominantemente maior fadiga que os músculos multifídeo direito e esquerdo.

O teste "t" para amostras independentes evidenciou que o músculo ileocostal direito mostrou maior fadiga que o multifídeo direito nas quatro porcentagens de carga; contudo, diferenças estatisticamente significativas foram observadas somente nas cargas de 5% e 15%, sendo que o músculo ileocostal direito foi o que evidenciou maior fadiga (Gráfico 1). A comparação entre os músculos ileocostal esquerdo e multifídeo esquerdo demonstrou que o ileocostal apresentou de forma estatisticamente significativa maior fadiga nas quatro porcentagens de carga (Gráfico 2). A utilização do mesmo teste "t" mostrou que o músculo ileocostal esquerdo evidenciou maior fadiga que o ileocostal direito nas quatro porcentagens de carga, mas essa diferença não foi estatisticamente significativa (Gráfico 3), ocorrendo o mesmo para o músculo multifídeo direito, que evidenciou predominantemente maior fadiga que o multifídeo esquerdo; contudo, também não foram observadas diferenças estatisticamente significativas (Gráfico 4).



Gráfico 1 Comparação entre as médias dos coeficientes angulares (q) obtidos no teste de exaustão para os músculos ileocostal direito e multifídeo direito ($n=9$)

*Valores significantes em $p<0,05$



Gráfico 2 Comparação entre as médias dos coeficientes angulares (q) obtidos no teste de exaustão para os músculos ileocostal esquerdo e multifídeo esquerdo ($n=9$)

*Valores significantes em $p<0,05$

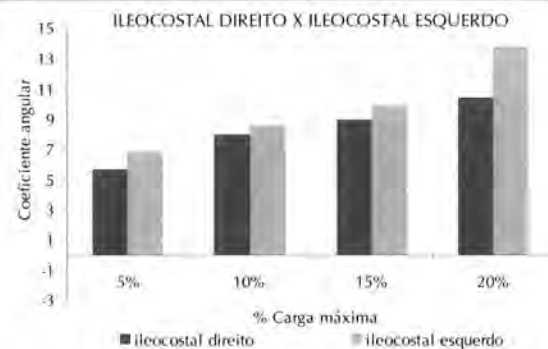


Gráfico 3 Comparação entre as médias dos coeficientes angulares (q) obtidos no teste de exaustão para os músculos ileocostais direito e esquerdo ($n=9$)



Gráfico 4 Comparação entre as médias dos coeficientes angulares (q) obtidos no teste de exaustão para os músculos multifídeos direito e esquerdo ($n=9$)

DISCUSSÃO

Os coeficientes de determinação (r^2) para as retas geradas a partir da correlação entre a atividade eletromiográfica e o TRI foram predominantemente mais fortes bilateralmente para os músculos ileocostais do que para os músculos multifídeos. Curvas com comportamento decrescente da atividade eletromiográfica ocorreram bilateralmente e em sua maioria com o músculo multifídeo.

A análise qualitativa dos pontos correspondentes aos valores de RMS do músculo multifídeo demonstrou predominantemente relações curvilíneas entre a atividade eletromiográfica e o tempo (Gráfico 5).

O maior nível de fadiga demonstrado bilateralmente no músculo ileocostal pode ser explicado pela predominância de fibras do tipo II nessa região da coluna lombar^{18,19}, que apresentam uma baixa resistência à fadiga em consequência principalmente do metabolismo glicolítico ou anaeróbico responsável pelo fornecimento de energia para esse tipo de fibra por um tempo em média não superior a 30 segundos^{20,21}.

Da mesma forma, o grande número de retas com comportamento negativo obtidas a partir do músculo multifídeo podem ser

ocorrer a fadiga dos músculos analisados¹².

Outra possível explicação para o comportamento decrescente da atividade eletromiográfica do músculo multifídeo é a existência de um mecanismo sinérgico²³, em função do qual haveria uma transferência de momentos de força entre os músculos estudados, bem como entre outros músculos da coluna ou, ainda, para músculos dos membros inferiores²⁴, que atuariam para manter o nível de força necessário à sustentação da postura utilizada no teste. Os autores Biering-Sorensen², Kankaanpää *et al.*¹, Mannion e Dolan⁴ já observaram que a fadiga nos membros inferiores pode interferir nos testes de resistência isométrica dos eretores da espinha.

As retas com comportamento negativo estiveram presentes em apenas dois voluntários no músculo ileocostal direito. Esse comportamento tem sido observado apenas no grupo muscular contralateral à dominância do voluntário²⁵. Uma possível explicação para esse achado talvez seja a maior solicitação muscular durante a realização de tarefas com os membros superiores, em especial com o membro dominante, o que permitiria inferir a idéia de músculos mais treinados.

Apesar do comportamento predominantemente crescente da atividade elétrica em função do tempo, observado para o músculo ileocostal no presente estudo, também já foi demonstrado que a atividade elétrica dos eretores da espinha aumenta em alguns instantes²⁶ e decresce em outros⁸ durante contrações isométricas em diferentes níveis de esforço, resultado este reproduzido neste estudo no músculo multifídeo.

Desse modo, um resultado particularmente interessante, foi a verificação do comportamento curvilíneo dos pontos correspondentes à atividade eletromiográfica do músculo multifídeo em função do tempo, resultando em

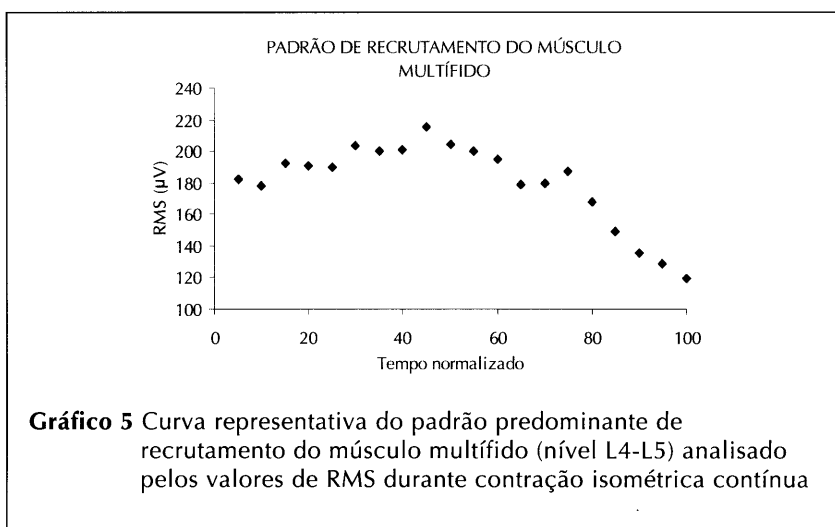


Gráfico 5 Curva representativa do padrão predominante de recrutamento do músculo multifídeo (nível L4-L5) analisado pelos valores de RMS durante contração isométrica contínua

Esse tipo de relação curvilínea esteve presente no músculo multifídeo direito em 5 voluntários na carga de 5%; em 6 voluntários na carga de 10%; em 3 voluntários na carga de 15% e em 5 voluntários na carga de 20%. No músculo multifídeo esquerdo essa relação curvilínea esteve presente em 5 voluntários na carga de 5%; em 6 voluntários na carga de 10%; em 4 voluntários na carga de 15% e em 3 voluntários na carga de 20%. Esse comportamento também foi observado no músculo ileocostal direito em 1 voluntário na carga de 5% e em 2 voluntários na carga de 20%. No músculo ileocostal esquerdo esse comportamento foi observado apenas em um voluntário na carga de 10%.

expli-cadas pela predominância de fibras do tipo I^{18,19} resistentes à fadiga e que, também por características relacionadas ao sistema responsável pelo fornecimento de energia (metabolismo aeróbico), permitiram a esse músculo suportar o trabalho a ele imposto^{20,21}.

Sadoyama e Miyano²² justificaram o comportamento decrescente das retas de regressão pela diminuição da velocidade de condução dos potenciais de ação através das fibras recrutadas, levando a uma diminuição da atividade eletromiográfica. Ao mesmo tempo, essas retas podem ainda expressar a necessidade de cargas de maior intensidade ou de um tempo maior para que

um padrão de recrutamento com a forma de uma parábola com concavidade para baixo⁵, o que pode prover uma explicação para o modo como os músculos eretores da espinha localizados em níveis mais baixos na coluna lombar são recrutados. Assim, inicialmente ocorre um aumento da atividade eletromiográfica por uma combinação de vários fatores, incluindo uma maior taxa e sincronização dos disparos das unidades motoras. Quando os limites dessas estratégias para a manutenção dos níveis de

força são extrapolados, a atividade eletromiográfica decresce, novamente em decorrência de processos multifatoriais, como o decréscimo da taxa de disparo dos neurônios motores^{27,28}, a potencialização da contração muscular para manter o torque necessário à manutenção da postura durante a realização do teste e, finalmente, outros músculos do tronco seriam solicitados, levando a um carregamento cíclico entre grupos musculares sinérgicos²⁹.

CONCLUSÃO

Com base na análise dos parâmetros eletromiográficos, conclui-se que, nas condições experimentais do presente estudo, o protocolo proposto apresentou-se confiável como modelo para verificação do surgimento da fadiga, permitindo a identificação de uma relação predominantemente crescente da atividade elétrica dos músculos ileocostais bilateralmente e a existência de uma relação funcional entre a atividade eletromiográfica do músculo multifido com o tempo de resistência isométrica.

REFERÊNCIAS

- 1 Kankaanpää M, Laaksonen D, Taimela S, Kokko SM, Airaksinen O, Hanninen O. Age, sex, and body mass index as determinants of back and hip extensor fatigue in the isometric Sorensen back endurance test. *Arch Phys Med Rehabil* 1998; 79:1069-75.
- 2 Biering-Sorensen F. Physical measurements as risk indicators for low-back trouble over a one-year period. *Spine* 1984; 9(2):106-19.
- 3 Alaranta H, Luoto S, Heliovaara M, Hurri H.. Static back endurance and the risk of low-back pain. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 1995; 10 (6):323-4.
- 4 Mannion AF, Dolan P. Electromyographic median frequency changes during isometric contraction of the back extensors to fatigue. *Spine* 1994; 19(11):1223-9.
- 5 Sparto PJ, Parnianpour M, Reinsel TE, Simon S. Spectral and temporal responses of trunk extensor electromyography to an isometric endurance test. *Spine* 1997; 22(4):418-26.
- 6 Tsuboi T, Satou T, Egawa K, Izumi Y, Miyazaki M. Spectral analysis of electromyogram in lumbar muscles: fatigue induced endurance contraction. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 1994; 69:361-6.
- 7 Roy SH, De Luca CJ, Casavant DA. Lumbar muscle fatigue and chronic lower back pain. *Spine* 1989; 14(9):992-1001.
- 8 Seidel H, Beyer H, Bräuer D. Electromyographic evaluation of back muscle fatigue with repeated sustained contractions of different strengths. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 1987; 56:592-602.
- 9 Portney L. Eletromiografia e testes de velocidade de condução nervosa. In: Sullivan SB, Schimitz TJ (editores) *Fisioterapia: avaliação e tratamento*. São Paulo: Manole; 1993. p.183-223.
- 10 Gonçalves M. Limiar de fadiga eletromiográfica. In: Denadai BS (ed) *Avaliação aeróbia: determinação indireta da resposta do lactato sanguíneo*. Rio Claro: Motriz; 2000. p.129-54.
- 11 Barbosa FSS, Gonçalves M. Interpretação do sinal eletromiográfico obtido em um teste de Sorensen modificado. *Motriz* 2003; 9(1):75.
- 12 Gonçalves M. Análise da fadiga muscular por indicadores biomecânicos. Rio Claro; 2001. Tese [livre docência] Faculdade de Educação Física/ UNESP.
- 13 Hides JA, Richardson CA, Jull GA. Multifidus recovery is not automatic after resolution of acute, first episode of low-back pain. *Spine* 1996; 21(23):2763-9.
- 14 De Foa JL, Forrest W, Biedermann HJ. Muscle fibre direction of longuissimus, iliocostalis and multifidus: landmark-derived reference lines. *J Anat* 1989; 163:243-7.
15. De Vries HA, Moritani T, Nagata A, Magnussen K.. The relation between critical power and neuromuscular fatigue as estimated from electromyographic data. *Ergonomics* 1982; 25(9):783-91.
- 16 Matsumoto T, Ito K, Moritani T. The relationship between anaerobic threshold in college women. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 1991; 63:1-5.
- 17 Moritani T, Takaish T, Matsumoto T. Determination of maximal power output at neuromuscular fatigue threshold. *J Appl Physiol* 1993; 74(4):1729-34.
- 18 Mannion AF, Stevenson JM, Cooper RG. The influence of muscle fiber size and type distribution on electromyographic measures of back muscle fatigability. *Spine* 1998; 23(5):576-84.
- 19 Thorstensson A, Carlson H. Fibre types in human lumbar back muscles. *Acta Physiol Scand* 1987; 131:195-202.

Referências (cont.)

- 20 Rasch PJ, Burke RK. A estrutura e ação do músculo estriado. In: Rasch PJ, Burke RK editors Cinesiologia e anatomia aplicada. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 1987. p.39-61.
- 21 Smith LK et al. Aspectos de fisiologia muscular e neurofisiologia. In: Smith LK et al. Cinesiologia clínica de Brunnstrom. São Paulo: Manole; 1997. p.81-145.
- 22 Sadoyama T, Miyano H. Frequency analysis of surface EMG to evaluation of muscle fatigue. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 1981; 47:239-46.
- 23 Gonçalves M, Silva SRD. O efeito do uso do cinto pélvico em teste para determinação do limiar de fadiga eletromiográfico. In: 9º Congresso Brasileiro de Biomecânica; 2001; Gramado, RS, Brasil. Gramado: Sociedade Brasileira de Biomecânica, UFRGS; 2001. p.311-6.
- 24 Vleeming A, Pool-Goudzwaard AL, Stoekart R, van Wingerden JP, Snijders CJ. The posterior layer of the thoracolumbar fascia: its function in load transfer from spine to legs. *Spine* 1995; 20(7):753-8.
- 25 Merletti R, De Luca CJ, Sathyan D. Electrically evoked myoelectric signals in back muscles: effect of side dominance. *J Appl Physiol* 1994; 77(5):2104-14.
- 26 Rosenburg R, Seidel H. Electromyography of lumbar erector spinae muscles: influence of posture, interelectrode distance, strength, and fatigue. *Eur J Appl Physiol* 1989; 59:104-14.
- 27 Bigland-Ritchie B, Johansson R, Lippold OC, Smith S, Woods JJ. Changes in motoneurone firing rates during sustained maximal voluntary contractions. *J Physiol* 1983; 340:335-46.
- 28 Enoka R, Stuart DG. Neurobiology of muscle fatigue. *J Appl Physiol* 1992; 72(5):1631-48.
- 29 Dieen JH van, Oude Vrielink HHE, Toussaint HM. An investigation into the relevance of the pattern of temporal activation with respect to erector spinae muscle endurance. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 1993; 66:70-5.