

## **Artigo Original**

### **Análise Eletromiográfica de Músculos da Região Dorsal no Ciclismo**

Elisandro de Assis Martins<sup>1</sup>

Frederico Dagnese<sup>2</sup>

Carlos Bolli Mota<sup>1</sup>

Felipe Pivetta Carpes<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Universidade Federal de Santa Maria, Laboratório de Biomecânica, Santa Maria, RS, Brasil.

<sup>2</sup>Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Laboratório de Pesquisa do Exercício, Porto Alegre, RS, Brasil.

<sup>3</sup>Grupo de Neuromecânica Aplicada, Centro de Ciências da Saúde, Universidade Federal do Pampa, Uruguaiana, RS, Brasil.

Grupo de Estudo e Pesquisa em Ciclismo, GEPEC, [www.ufsm.br/gepec](http://www.ufsm.br/gepec)

## RESUMO

O objetivo deste estudo preliminar foi verificar a magnitude da ativação elétrica de três músculos da região dorsal de um ciclista treinado, sem histórico de dor lombar, durante teste de carga constante até a exaustão. Participou deste estudo um ciclista da modalidade Mountain Bike. Dois testes foram utilizados para a obtenção dos resultados: um teste incremental para verificação da potência máxima e um teste submáximo até a exaustão, com intensidade entre 70% a 80% da potência máxima. Eletrodos de superfície foram fixados bilateralmente nos músculos *longissimus*, *iliocostalis* e *trapezius descendens*. Os resultados apresentaram para os músculos *trapezius descendens* e *Iliocostalis* um coeficiente angular maior para o hemicorpo esquerdo, sugerindo que nesses dois músculos um padrão de ativação crescente foi mais proeminente no lado esquerdo do dorso. Para o músculo *longissimus* o coeficiente angular da regressão linear foi maior para o lado direito. Os maiores valores de correlação entre RMS e tempo de exercício foram encontrados para os músculos *longissimus* e *iliocostalis*. Os resultados mostraram que durante o exercício submáximo em um sujeito sem dor lombar, houve uma característica de aumento na ativação muscular com o passar do tempo, o que é esperado em resposta a instalação de mecanismos de fadiga. Esse padrão de ativação assimétrico pode ter relação com assimetrias de força nos membros inferiores durante a pedalada.

Palavras-chave: Eletromiografia, ativação muscular, região dorsal, coluna, lombar

## INTRODUÇÃO

A posição do tronco dos ciclistas é ajustada de acordo com a modalidade a fim de obter-se maior conforto e desempenho, o que nem sempre é possível simultaneamente. Fatores adicionais determinantes do posicionamento envolvem a distância da prova a ser percorrida e o nível de condicionamento dos músculos da região dorsal (ASPLUND, WEBB & BARKDULL, 2005). O ângulo de inclinação do tronco é um fator importante, pois altera propriedades mecânicas (relações força-comprimento e força-velocidade) e o recrutamento muscular durante a pedalada (BROWN, KAUTZ & DAIRAGHI, 1996; SAVELBERG & VAN DE PORT, 2003; RICARD et al., 2006). Este ângulo de inclinação, que caracteriza muitas posturas competitivas no ciclismo, ainda pode levar a lesões na região dorsal, vindo a afetar o desempenho do ciclista afastando-o dos treinamentos e competições (SAVELBERG & VAN DE PORT, 2003).

A posição de flexão da coluna adotada por ciclistas de distintas modalidades gera diferentes padrões de sustentação sobre a bicicleta. É necessário, portanto, o reforço de musculaturas específicas a fim de minimizar e/ou evitar futuros problemas/dores na coluna vertebral, como, por exemplo, desgastes de discos intervertebrais que podem causar hérnia de disco lombar (HENNEMANN & SCHUMACHER, 1994; ADAMS et al., 2002). Na categoria Mountain Bike (MTB), a musculatura é exigida de forma intensa em função das próprias características da prova e da posição do tronco, que na maior parte dos casos, é ajustada em uma posição mais próxima da vertical visto que a posição do ciclista sobre a bicicleta e as forças resultantes agindo sobre a coluna mudam constantemente (BROWN, KAUTZ & DAIRAGHI, 1996). Já na categoria estrada, a posição do tronco é mais inclinada (LI & CALDWELL, 1998) visando diminuir a altura do centro de gravidade, distribuir melhor o peso entre as rodas e proporcionar benefícios aerodinâmicos, o que causa uma tensão muscular excessiva, principalmente, na região dos braços, ombros e lombar (PEQUINI, 2005). Pequini (2005) ainda destaca que o nível de desconforto na região púbica é muito alto devido à postura aerodinâmica.

Independente da modalidade, cada vez mais ciclistas sofrem lesões pelo uso demasiado da bicicleta. Quando comparadas as modalidades MTB e estrada em termos de tipos de lesão incidentes, embora as causas sejam diferentes, os tipos de lesões são semelhantes. As reclamações comumente relatadas por 90% dos ciclistas de MTB são dores relacionadas à posição sentada (44,6%), à coluna cervical (43%), às articulações dos dedos dos pés (37,4%), à coluna lombar (35,5%), às articulações femoropatelar (27,3%) e às articulações das mãos (20%) (FROBÖSE, LÜCKER & WITTMANN, 2001)

Em se tratando do padrão de ativação de músculos dorsais frente a um protocolo submáximo no ciclismo, Srinivasan & Balasubramanian (2006) verificaram, por meio de alterações na amplitude e na mediana da freqüência do sinal EMG (MASUDA et al., 1999; OLIVEIRA et al., 2005), que o grau de fadiga instalado durante a pedalada em músculos dorsais tende a ser maior em pessoas que já possuem um histórico diagnosticado de problemas freqüentes nesta região, reforçando assim a necessidade de um adequado reforço muscular. Mesmo assim, são escassas as referências que buscaram quantificar o grau de ativação muscular na região dorsal durante o ciclismo (SRINIVASAN & BALASUBRAMANIAN, 2006).

Para que a parte superior do tronco fique sustentada sobre a bicicleta e o ciclista consiga desenvolver o gesto motor específico com sucesso, a musculatura na região dorsal mantém contrações a fim de sustentar o corpo sobre a bicicleta durante a pedalada, o que pode conduzir à fadiga e a dores na musculatura envolvida (BASMANJIAN & DE LUCA, 1985).

O posicionamento específico do ciclista durante a prática competitiva (KYLE, 1994) tem sido reportado como determinante do desconforto em músculos do dorso (CALLAGHAN & MCGILL, 2001; ASPLUND, WEBB & BARKDULL, 2005; RAYMOND, JOSEPH & GABRIEL, 2005) assim como responsável pelo aumento do risco de lesões como a hérnia de disco (HENNEMANN & SCHUMACHER, 1994; ADAMS et al, 2002). Tais situações podem ser resultado de desequilíbrios musculares que os ciclistas apresentem (RAYMOND, JOSEPH & GABRIEL, 2005) e que resultem em dor durante a pedalada (MCGILL, 1997), mas que não acontecem necessariamente devido à prática do ciclismo. Uma forma de verificar se os desconfortos ocorrem devido a um histórico

de dor lombar independente do ciclismo seria analisar a ativação elétrica muscular em sujeitos sem dor lombar e comparar com sujeitos com histórico de dor lombar.

Dessa forma, o objetivo deste estudo preliminar foi verificar a magnitude da ativação elétrica de três músculos da região dorsal – erector spinae (*longissimus*), erector spinae (*iliocostalis*) e *trapezius descendens (upper)* - de um ciclista treinado sem histórico de dor lombar durante teste de carga constante até a exaustão.

## PROCEDIMENTOS METODOLÓGICOS

O presente estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética da Universidade Federal de Santa Maria (UFSM) com o número de protocolo 23081.013958/2007-07. Participou deste estudo um ciclista da modalidade MTB do sexo masculino, com idade de 32 anos, sem antecedentes de doenças músculo-esqueléticas, com massa corporal de 75 kg e altura de 1,88m, e preferência lateral para ações motoras pelo lado direito do corpo. O sujeito do teste percorria um volume de treinamento semanal de aproximadamente 300 km e participava em competições estaduais e nacionais por no mínimo 5 anos. O ciclista assinou um termo de consentimento livre e esclarecido de acordo com o comitê de ética da UFSM. O avaliado respondeu a um questionário sobre histórico de dor e lesões durante o ciclismo e não apresentou nenhuma resposta afirmativa para dores nas costas, lesão de quadril, coluna ou extremidade inferior.

A bicicleta do próprio atleta (Trek modelo MTB) foi fixada sobre um ciclossimulador com frenagem eletromagnética CompuTrainer Pro Lab3D (Racer Mate Inc, Seattle, EUA). O controle da cadência, o ajuste da carga de trabalho e o monitoramento da frequência cardíaca foram feitos continuamente via *software* (CompuTrainer CS 1.6). A bicicleta utilizada ficou ajustada de acordo com o padrão utilizado pelo ciclista durante treinos e competições quanto à posição do guidão e selim. O teste foi feito em ambiente com controle de temperatura e devidamente ventilado.

O protocolo de avaliação consistiu, primeiramente, na realização de um teste progressivo máximo, para verificação da potência máxima alcançada, caracterizado por um período de aquecimento de 5 minutos com carga de 100 W e incrementos de 30 W a cada minuto (Bieuzen et al, 2007). Orientou-se o ciclista a manter sua cadência

preferida durante todo o teste. O teste foi finalizado pela exaustão voluntária máxima do participante a partir do momento em que não foi possível a manutenção da cadência de pedalada mínima de até 5 rpm abaixo da preferida.

Na semana seguinte ao protocolo de carga incremental para determinação da potência máxima obtida pelo ciclista, prosseguiu-se a pesquisa com um protocolo submáximo até a exaustão em intensidade entre 70% e 80% da potência máxima. Após 10 min de aquecimento com carga de 100 W, o teste foi conduzido até a exaustão voluntária máxima do participante a partir do momento em que não foi possível a manutenção da cadência de pedalada mínima de 85 rpm.

Durante o protocolo submáximo, a atividade elétrica muscular foi mensurada bilateralmente por meio de um Eletromiógrafo (*Lynx 1200 Tec. Eletrônica, Brasil*) nos músculos *erector spinae (longissimus iliocostalis)* e *trapezius descendens (upper)*.

Todos os procedimentos em termos de posicionamento dos eletrodos e limpeza da pele para fixação dos eletrodos foram adequados às recomendações da SENIAM (Hermens et al, 1999), sendo verificado o grau de impedância da pele após 5 minutos com o sujeito em repouso na posição sentada, que esteve sempre entre 1 e 5 Ohms, valores estes considerados excelentes (Konrad, 2005). Pares de eletrodos em configuração bipolar, constituídos por Ag-AgCl e distanciados entre si por 20 mm, foram fixados sobre o ventre muscular de cada músculo analisado, e um eletrodo de referência foi fixado em local neutro (processo espinhoso da vértebra cervical 7) (Figura 1). Para melhor fixação e diminuição de movimentação dos cabos usaram-se fitas adesivas durante a coleta de dados.

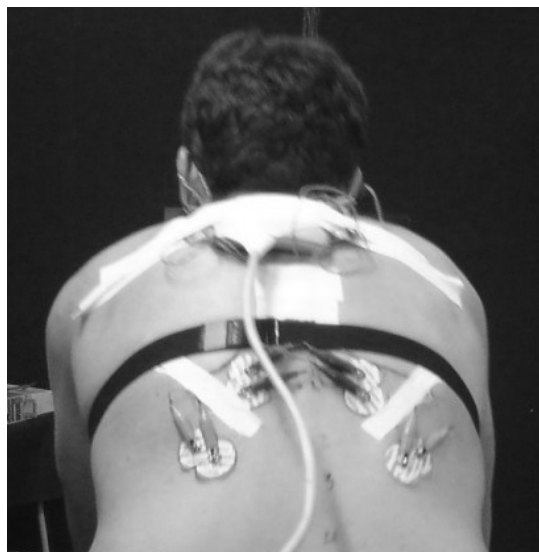


Figura 1. Posicionamento dos eletrodos conforme recomendações da SENIAM.

Para a normalização dos dados EMG utilizou-se como referência o RMS do início do teste. Os dados EMG foram coletados após o sujeito permanecer na posição sentada por 5 minutos, no período final do aquecimento e durante os 20 s finais de cada estágio de 5 minutos do teste submáximo. Os dados brutos foram submetidos a um filtro digital Butterworth de 5ª ordem (passa-banda de 10 Hz a 500 Hz). A magnitude do sinal RMS de cada músculo foi analisada a partir de um valor médio correspondente à 15 s de pedalada com taxa de amostragem em 2000 Hz. O valor de *root-mean-square* (RMS) foi analisado em janelas de 40 ms (Neptune et al, 1997) e utilizado para representar a magnitude da atividade muscular devido a sua alta correlação com o número de unidades motoras ativas (Moritani et al, 1986). O processamento e análise de dados foram realizados no software AqDAnalysis (Lynx Tecnologia, São Paulo, Brasil).

## ANÁLISE ESTATÍSTICA

Estatística descritiva foi empregada para a apresentação da ativação muscular dos músculos *erector spinae (longissimus)*, *erector spinae (iliocostalis)* e *trapezius descendens* durante o teste submáximo. A tendência da ativação muscular durante o teste submáximo foi analisada pelo coeficiente angular de retas de regressão linear

aplicadas sobre os dados. Análises estatísticas foram desenvolvidas no Excel 2007 (Microsoft Office, Microsoft Corp. EUA).

## RESULTADOS

O atleta avaliado apresentou durante o teste incremental uma FC máxima de 187 bpm, potência máxima produzida de 391 W e cadência pedalada de  $97 \pm 3$  rpm. O exercício submáximo teve o tempo total de 1h55min, incluindo o período de aquecimento. Durante o teste submáximo, a FC média e máxima foram de  $143 \pm 14$  e 164 bpm, respectivamente. A ativação muscular (expressa pelo valor RMS) é apresentada para os músculos *trapezius descendens* (Figura 2), *longissimus* (Figura 3) e *iliocostalis* (Figura 4).

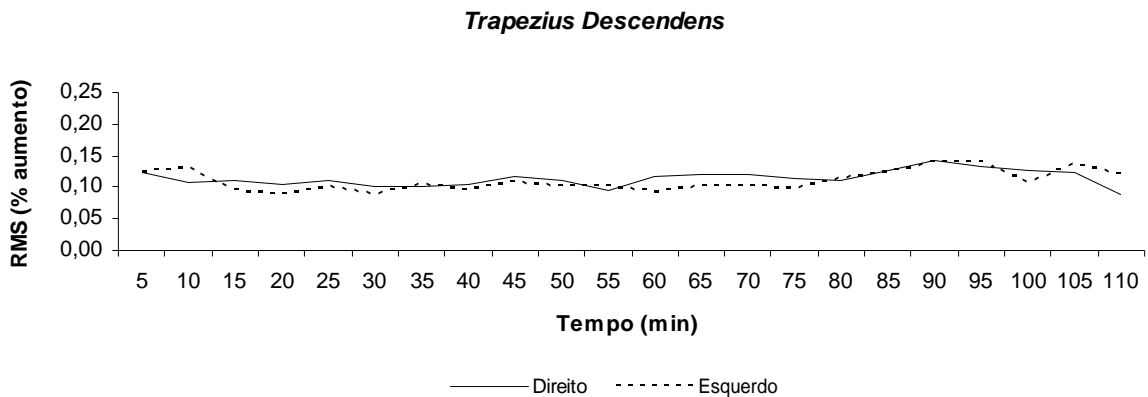


Figura 2. Magnitude do sinal RMS para o músculo *trapezius descendens*.

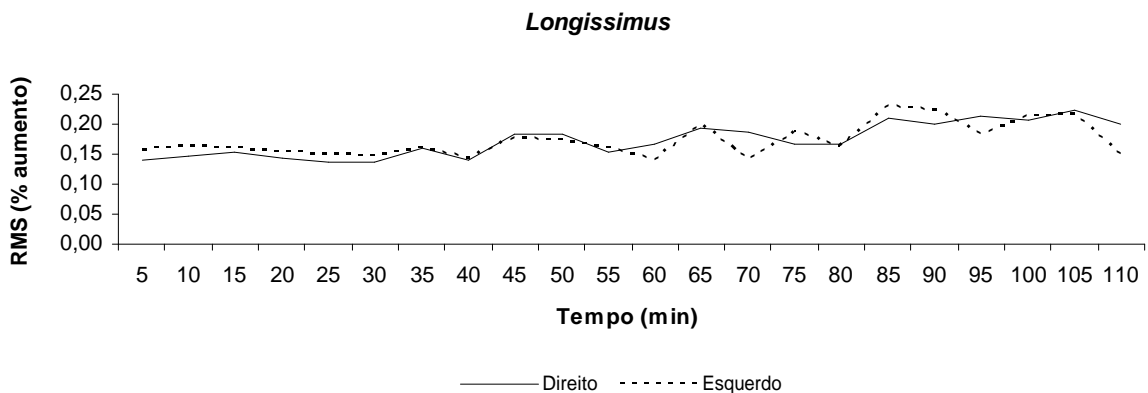


Figura 3. Magnitude do sinal RMS para o músculo *longissimus*.



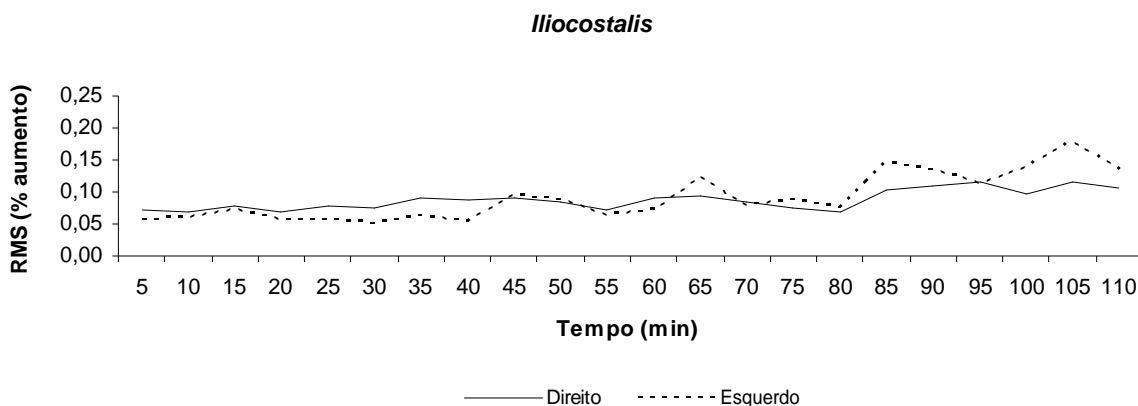


Figura 4. Magnitude do sinal RMS para o músculo *iliocostalis*.

As análises de regressão linear têm seus resultados sumarizados na tabela 1. Para os músculos *Trapezius Descendens* e *Iliocostalis* o coeficiente angular foi maior para os músculos do lado esquerdo, sugerindo que nesses dois músculos um padrão de ativação crescente foi mais proeminente no lado esquerdo do dorso. No entanto, para o músculo *Longissimus* o coeficiente angular da regressão linear foi maior para o lado direito. Os maiores valores de correlação entre RMS e tempo de exercício foram encontrados para os músculos *Longissimus* e *Iliocostalis* (Tabela 1).

Tabela 1. Coeficiente angular, de determinação e de correlação obtidos da análise de regressão linear entre RMS e tempo de exercício para os músculos *trapezius descendens* (TD), *longissimus* (Long) e *iliocostalis* (Ilioc) direito (dir) e esquerdo (esq).

Análise	TD dir	TD esq	Long dir	Long esq	Ilioc dir	Ilioc esq
Coeficiente angular	0,52	0,92	2,68	1,59	2,43	8,31
Coeficiente de determinação	0,11	0,21	0,73	0,33	0,56	0,69
Coeficiente de correlação	0,33	0,46	0,86	0,58	0,75	0,83

## DISCUSSÃO

O objetivo deste estudo preliminar foi investigar a magnitude da ativação elétrica de músculos da região dorsal durante um exercício de ciclismo prolongado em um sujeito sem histórico de dor lombar. O grupo de músculos da região dorsal avaliado neste estudo desempenha papel fundamental no que diz respeito à estabilização do tronco e quadril durante pedalada de longa duração e por isso, suas características de ativação tem sido sugeridas como relacionadas à ocorrência de fadiga e de dor lombar (SRINIVASAN & BALASUBRAMANIAN, 2006).

A combinação entre o posicionamento adotado no ciclismo e o tempo em que se fica sob a bicicleta acarreta desconforto na região dorsal. Por mais que se oriente os atletas a manterem as curvaturas fisiológicas naturais da coluna vertebral, a posição do ciclista na bicicleta, em qualquer que seja a modalidade, leva a uma compressão da região anterior do disco intervertebral e distende os ligamentos da parte posterior, implicando em dores principalmente na região lombar (ASPLUND, WEBB & BARKDULL, 2005). Além disso, tem sido observadas reduções na propriocepção da região, podendo conduzir a deficiências de coordenação e estabilidade dinâmica, aumentando o risco de lesão na coluna lombar (GADE & WILSON, 2007).

Nossos resultados mostraram que durante o exercício submáximo houve uma característica de aumento na ativação muscular com o passar do tempo, o que é esperado em resposta a instalação de mecanismos de fadiga, onde um maior número de unidades motoras precisa ser recrutado para manutenção da intensidade exercício (CHRISTENSEN et al, 1995; DeVRIES et al, 1982; MIYASHITA et al, 1981).

Analisando-se qualitativamente a ativação muscular ao longo do exercício, foi observada maior variabilidade na ativação nos músculos do hemicorpo esquerdo do sujeito. Aliado a isso, a análise dos coeficientes angulares da análise de regressão linear demonstra que para dois músculos do hemicorpo esquerdo apresentou coeficiente angular maior, sugerindo que o aumento da ativação foi mais proeminente para o hemicorpo esquerdo. Isso pode ser resultado de um menor condicionamento muscular no hemicorpo esquerdo ou ainda diferenças na capacidade de produção de força e resistência à fadiga entre os lados.

Os músculos do tronco e braços permitem exercer uma força de contra-balanço aos membros inferiores durante o movimento de cada perna durante o ciclo da pedalada (SCHMIDT, 1994). Pelo fato de o sujeito avaliado possuir dominância de membro inferior direito o maior grau de fadiga observado no lado esquerdo poderia justificar os achados em função da necessidade de estabilização do lado contrário. Outro fator que poderia influenciar na magnitude das respostas dos músculos dorsais ao exercício prolongado é a questão de dominância de membros superiores, visto que, a capacidade de estabilização do tronco também depende da força dos membros superiores. As relações entre diferenças de dominância entre membros superiores e inferiores necessitam ser melhores investigadas quando se trata de avaliar as respostas EMG de músculos da região dorsal no decorrer do exercício no ciclismo.

Segundo Srinivazan et al (2006) há uma maior fadiga em sujeitos que já apresentam previamente dores nas costas em relação àqueles que não apresentam tais problemas, o que sugere que o desenvolvimento deste protocolo de avaliação em ciclistas com dor lombar possam suportar os indícios de que desequilíbrios de força entre os lados possam ser fatores determinantes da dor lombar durante o ciclismo.

Assimetrias na produção de força em músculos que cruzem ou atuem próximo a região do quadril são sugeridos como fatores de riscos para dor lombar (NADLER et al, 2001). Além disso, condições de pouca flexibilidade e condicionamento físico facilitam os processos que envolvem fadiga e aumenta a tensão muscular na região dorsal (ASPLUND, WEBB & BARKDULL, 2005).

Efeitos positivos em termos de diminuição do grau de fadiga instalada após 3 semanas de treinamento intensivo de estabilização do tronco foram verificados por Jemma et al. (2005) em ciclistas. Os autores sugerem que isto possivelmente tenha ocorrido em função de um maior recrutamento de unidade motoras de fibras de contração lenta, minimizando os fatores causadores de fadiga. Programas de estabilização da coluna lombar vêm objetivando a reprogramação sensório-motora dos músculos estabilizadores da coluna na busca de aumentar a habilidade no controle motor e minimizar os sintomas de fraqueza por meio do fortalecimento muscular, principalmente do abdômen (DEMOULIN et al., 2007).

Tendo-se por base a amplitude de onda EMG, observou-se que em ciclistas não-treinados ao exercício de endurance, os parâmetros indicativos de fadiga, tais como diminuição da frequência mediana e aumento da amplitude do sinal (MASUDA et al., 1999; OLIVEIRA et al., 2005), ficaram instalados por um maior período de tempo (15 min) em relação à ciclistas treinados (2 min) (JAMMES et al., 2001), justificadas devido à diferenças adaptativas relacionadas ao tipo de fibra muscular. Quando em exercício, estas alterações conduzem a uma diminuição da eficiência neuromuscular (VAN DER HOEVEN, VAN WEERDEN & ZWARTS, 1993).

Apesar da importância das observações comentadas, percebe-se uma carência de estudos que tenham buscado avaliar o padrão de ativação de músculos dorsais envolvidos na ação do pedalar e suas respostas em relação ao nível de recrutamento e fadiga, como possíveis fatores para explicar aspectos relacionados a dor lombar (SCHMIDT, 1994; GREGOR & CONCONI, 2000). Os sintomas de desestabilização de músculos da região do quadril em função de modificações na mecânica e situação da pedalada ainda não foi avaliada (LI & CALDWELL, 1998).

A incorporação de bases teóricas e metodológicas que possam contribuir no planejamento de treinamento muscular para os ciclistas é fundamental para que venham a melhorar seus desempenhos no ciclismo de longa duração.

## **CONCLUSÃO**

Nossos resultados mostraram que durante o exercício submáximo em um sujeito sem dor lombar, houve uma característica de aumento na ativação muscular com o passar do tempo, o que é esperado em resposta a instalação de mecanismos de fadiga. As diferenças no comportamento da ativação entre os hemisferos direito e esquerdo sugerem que desequilíbrios na produção de força entre os lados do corpo devem ser considerados em estudos futuros neste tema. Sugere-se a continuidade do estudo com a aplicação deste protocolo em dois grupos de sujeitos, sendo um com dor lombar e outro sem dor lombar a fim de avaliar se a dor altera padrões de ativação e fadiga de músculos do dorso durante o ciclismo.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ADAMS, M. A.; BOGDUK, N.; BURTON, K.; DOLAN, P. **The biomechanics of back pain**. Church Livingston, Edinburgh, UK, 2002.

ASPLUND, C.; WEBB, C.; BARKDULL, T. Neck and back pain in bicycling. **Curr. Sports Medicine Reports**. v. 5, p. 271-274, 2005.

BASMANJIAN, J. V.; DE LUCA, C. J. **Muscles Alive. Their Functions Revealed by Electromyography**. William and Wilkins, Baltimore, 1985.

BIEUZEN, F; LEPERS, R; VERCRUYSEM, F; HAUSSWIRTH, C; BRISSWALTER, J. Muscle activation during cycling at different cadences: effect of maximal strength capacity. **Journal of Electromyographic and Kinesiology**, v.17, p. 731-738, 2007.

BROWN, D. A., KAUTZ, S. A., DAIRAGUI, C. A. Muscle activity patterns altered during pedaling at different body orientations. **Journal of Biomechanics**, v. 29, n. 10, p. 1349-1356, 1996.

CALLAGHAN, J.P.; MCGILL, S.M. Low back joint loading and kinematics during standing and unsupported sitting. **Ergonomics**, v. 44, p. 208-294, 2001.

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

DEMOULIN C.; DISTREE V.; TOMASELLA M.; CRIELAARD J. M.; VANDERTHOMMEN M. Lumbar functional instability: a critical appraisal of the literature. **Ann Readapt Med Phys**, Jun 13, [Epub ahead of print], 2007.

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

ELFVING, B.; DEDERING, A. Task dependency in back muscle fatigue – correlations between two test methods. **Clinical Biomechanics**, v. 22, p. 28-33, 2007.

FROBÖSE, I.; LÜCKER, B.; WITTMANN, K. Overuse symptoms in mountainbikers - a study with an empirical questionnaire [in German]. **Deutsche Zeitschrift Für Sportmedizin**, v. 52, p. 311-315, 2001.

GADE, V. K.; WILSON, S. E. Position sense in the lumbar spine with torso flexion and loading. **Journal of Applied Biomechanics**, v. 23, p. 93-102, 2007.

GREGOR, R. J.; CONCONI, F. **Anatomy, biochemistry and physiology of road cycling**. In R. J. Gregor, & F. Conconi (Eds.), Road Cycling (pp. 1–17). Oxford: Blackwell Science, 2000.

HENNEMANN, S. A.; SCHUMACHER, W. Hérnia de disco lombar: revisão de conceitos atuais. **Revista Brasileira de Ortopedia**, v. 29, n. 3, p. 115-126, 1994.

HERMENS, HJ; FRERIKS, B; MERLETTI, R; STEGEMAN, D; BLOK, J; RAU, G; DISSELHORST-KLUG, C; HAGG, G; SENIAM 8: **European Recommendations of Surface Electromyography, Roessingh Research and Development**, 1999.

JAMMES, Y.; ARBOGAST, S.; FAUCHER, M.; MONTMAYEUR, A.; TAGLIARINI, F.; ROBINET, C. Interindividual variability of surface EMG changes during cycling exercise in healthy humans. **Clinical Physiology**, v. 21, n. 5, p. 556-560, 2001.

JEMMA, J.; HAWLEY, J.; KUMAR, D. K.; SINGH, V. P.; COSIC, I. Endurance training of trained athletes - an electromyogram study. Proceedings of the IEEE **Engineering in Medicine and Biology**. 27th Annual Conference, p. 7707-7709, 2005.

KONRAD, P. **The ABC of EMG: A practical introduction to kinesiological electromyography**. Powered by Norexon INC, U.S.A, 2005.

KYLE, C. Energy and aerodynamics in bicycling. **Clinics in Sports Medicine**, v. 13, p. 39-73, 1994.

LI, L. & CALDWELL, G. E. Muscle coordination in cycling: effect of surface incline and posture. **Journal of Applied Physiology**, v. 85, p. 927-934, 1998.

MASUDA, K.; MASUDA, T.; SADOYAMA, T.; INAKI, M.; KATSUTA, S. Changes in surface EMG parameters during static and dynamic fatiguing contractions. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 9, n. 1, p. 39-46, 1999.

McGILL, S.M. The biomechanics of low back injury: implication on current practice in industry and the clinic. **Journal of Biomechanics**, v. 30, p. 465-475, 1997.

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

MORITANI, T.; MURO, M.; NAGATA, A. Intramuscular and surface electromyography changes during muscle fatigue. **Journal Apply Physiology**, v. 60, p. 1179-1185, 1986.

NADLER, S. F.; MALANGA, G. A.; FEINBERG, J. H. The relationship between hip muscle strength and low back occurrence in collegiate athletes: a prospective study. **American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation**, v.80, p. 572-577, 2001.

NEPTUNE R. R.; KAUTZ S. A.; HULL M. L. The effect of pedaling rate on coordination in cycling. **Journal of Biomechanics**, v. 30, p. 1051-1058, 1997.

OLIVEIRA, A.S.C.; GONÇALVES, M.; CARDOZO, A.C.; BARBOSA, F.S.S. Electromyographic fatigue threshold of the biceps brachii muscle during dynamic contraction. **Electromyography and Clinical Neurophysiology**, v. 45, n. 3, p.167-175, 2005.

PEQUINI, S. M. **Ergonomia aplicada ao desing de produtos**: um estudo de caso sobre o desing de bicicletas. Tese (Doutorado em Arquitetura e Urbanismo) – Universidade de São Paulo, São Paulo, 2005.

RAYMOND, C. H., JOSEPH, K. F., GABRIEL, Y. F. Muscle recruitment pattern in cycling: a review. **Physical Therapy in Sport**, p. 89-96, 2005.

RICARD, M. D.; MEYER, P. H.; MILLER, M. G.; MICHAEL, T. J. The effects of bicycle frame geometry on muscle activation and power during a wingate anaerobic test. **Journal of Sports Science and Medicine**, v. 5, p. 25-32, 2006.

SAVELBERG, H. H. C. M.; VAN DE PORT, I.G.L. Body configuration in cycling effects muscle recruitment and movement pattern. **Journal of Applied Biomechanics**, v.19, p. 310-324, 2003.

SCHMIDT, A. **Handbook of competitive cycling: training, keep fit, tactics**. Oxford: Meyer & Meyer, p. 13-16, 1994.

SRINIVASAN, J.; BALASUBRAMANIAN, V. Low back pain and muscle fatigue due to road cycling – An sEMG study. **Journal of Bodywork and Movement Therapies**, In Press, 2006.

VAN DER HOEVEN, J.H.; VAN WEERDEN, T.W.; ZWARTS, M.J. Long-lasting supernormal conduction velocity after sustained maximal isometric contraction in human muscle. **Muscle Nerve**, v. 16, n. 3, p. 312–320, 1993.



This document was created with Win2PDF available at <http://www.win2pdf.com>.  
The unregistered version of Win2PDF is for evaluation or non-commercial use only.