

# **PROTOCOLO INCREMENTAL INTERMITENTE EM CICLISMO ESTACIONÁRIO: UMA ANÁLISE EMG DA FADIGA NEUROMUSCULAR.**

Fabio Milioni, Mauro Gonçalves – Educação Física - Laboratório de Biomecânica - Instituto de Biociências - Departamento de Educação Física - Campus de Rio Claro.

Atualmente, verifica-se uma evolução das ferramentas de avaliação, prescrição e monitoramento do treinamento físico, promovendo assim um avanço significativo no conhecimento dos fatores determinantes do rendimento aeróbio. Uma das ferramentas da fisiologia para mensurar este rendimento são as análises bioquímicas e metabólicas. Entre elas a medida de concentrações submáximas [LAC] (DENADAI, 1999). Por outro lado, em biomecânica, a utilização da eletromiografia de superfície durante exercícios fatigantes tem inspirado vários autores a investigá-la como uma ferramenta da biomecânica para mensurar a fadiga muscular e ser utilizada como um índice para avaliar a fadiga neuromuscular, com objetivo de conduzir a performance física a um melhor desempenho (GONÇALVES, 2000).

Inúmeros estudos têm proposto técnicas de eletromiográficas para identificar a potência (W) associada ao início da fadiga neuromuscular ou limiar de fadiga ( $EMG_{LF}$ ) na bicicleta ergométrica (NAGATA et al., 1981; MIYASHITA et al., 1981; deVRIES et al., 1982; MATSUMOTO et al., 1991; MORITANI et al., 1982, 1993 e HOUSH et al., 1996).

Pesquisadores como Miyashita et al. (1981) investigaram os músculos da coxa, vasto medial, vasto lateral e reto femoral, por meio de um teste com sobrecarga incremental em cicloergômetro e observaram que a atividade mioelétrica destes músculos aumentava quase que linearmente em função da carga.

Matsumoto et al. (1991) estudaram a relação de limiar da fadiga neuromuscular e limiar anaeróbio do músculo vasto lateral, em teste na bicicleta ergométrica, onde verificaram uma correlação altamente significativa entre o limiar de fadiga eletromiográfico e o limiar anaeróbio. Neste estudo os pesquisadores utilizaram um protocolo intermitente com período máximo de exercício de 1 minuto com cargas que variaram de 200 a 350W, com intervalos entre os estágios de exercício que chegava no máximo à 15 minutos.

NAGATA et al. (1981) apresenta a possibilidade de identificar o LAN por meio de técnicas convencionais de eletromiografia de superfície e uma forma atrativa é o denominado o limiar de fadiga eletromiográfico ( $EMG_{LF}$ ). O limiar de fadiga eletromiográfico é definido conceitualmente por Matsumoto et al. (1991) e Moritani et al. (1993) como sendo a mais alta intensidade de exercício que pode ser sustentada sem evidências de fadiga neuromuscular, conceito que pode ser análogo ao conceito de limiar anaeróbio (deVRIES et al., 1982; MATSUMOTO et al., 1991 e MORITANI et al., 1993).

Algumas linhas de evidências sustentam esta hipótese como: a) existe uma associação muito próxima entre o limiar anaeróbio e o  $EMG_{LF}$  (MATSUMOTO et al. 1991; DE VRIES et al. 1982) e b) para Moritani et al. (1993) a intensidade no  $EMG_{LF}$  pode ser sustentado por 20 minutos sem um aumento da atividade eletromiográfica em função do tempo ( $\theta = 0$ ).

Pavlat et al. (1993) questionaram o valor do  $EMG_{LF}$ , por superestimar a carga que pode ser mantida sem evidências de fadiga, como hipotetizado por Matsumoto et al. (1991). Neste estudo os autores investigaram o tempo de *endurance* (TE) em 5 valores percentuais do  $EMG_{LF}$ , utilizando para a determinação do LF o mesmo protocolo de Matsumoto et al. (1991). Os resultados mostraram diferenças significativas entre o valor do  $EMG_{LF}$  e os valores para os TE em 30 e 60 minutos.

Portanto, a existência de vários protocolos e critérios para a identificação de uma intensidade que pode ser sustentada por um longo período de tempo faz com que cada vez mais pesquisadores procurem meios mais práticos, atrativos e que possam ser otimizados, tudo isso sem perder a sustentação científica e a relação entre as diversas variáveis que podem ser associadas ao rendimento físico ou à promoção de saúde.

Nesse sentido, o presente estudo, tem por objetivo determinar o limiar de fadiga eletromiográfico dos músculos Vasto medial, Vasto lateral, Reto femoral e Bíceps femoral (cabeça longa) através de protocolo incremental intermitente em ciclo ergômetro.

A amostra foi composta de oito indivíduos saudáveis e sem histórico de doenças músculo-esqueléticas e de antropometria semelhante (idade  $24.3 \pm 3.2$  anos, altura  $175.7 \pm 3.4$  cm; massa  $68.2 \pm 8.4$  kg). Para a realização do protocolo de teste, foi utilizado um ciclo ergômetro Monark, graduada em kilopounds (Kp), de frenagem mecânica, equipada com um tacômetro e um ciclocomputador sendo possível dessa forma uma observação mais precisa do número de rotações por minutos (rpm) realizados. Anteriormente aos testes, ajustou-se o banco a uma altura próxima a extensão completa do joelho durante o ciclo de pedalada, seguindo o protocolo de Matsumoto et al. (1991) e Pavlat et al (1995), dessa forma visou-se a minimização do dispêndio de energia devido às dimensões e ajustes da bicicleta (TOO, 1990; DANIEL et al., 1995; HAWLEY & THOMAS, 1967; DANIEL et al., 1995).

A frequência cardíaca (FC) foi monitorada por meio da utilização de um freqüencímetro da marca Polar, modelo Vantage XL. Para a captação do sinal mioelétrico dos músculos superficiais da coxa previamente selecionados, utilizou-se eletrodos monopolares passivos de superfície de Ag/AgCl (MEDITRACE®) colocados aos pares no sentido longitudinal das fibras musculares em adaptação de Delagi (1982), com uma distancia de 3,5 cm intereletrodos, de centro a centro.

Visando a minimização da bioimpedância, realizou-se anteriormente a fixação dos eletrodos uma tricotomia e limpeza de pele com lixa fina e álcool no local dos músculos estudados. O eletrodo terra foi fixado a altura do punho direito. Para aquisição dos sinais biológicos foi utilizado um módulo de quatro canais de marca Lynx®, ao qual foram conectados os eletrodos, sendo calibrado o ganho a 1.000 vezes, com o filtro de passa alta a 20 Hz e o filtro de passa baixa a 500 Hz e a frequência de amostragem de 1000 Hz. Os registros foram armazenados em computador por meio de uma placa A/D (CAD1026 – Lynx®). Foi utilizado um *software* específico (Aqdados-Lynx), no qual verificou-se a placa A/D, quanto à leitura e apresentação dos gráficos. Na leitura constata-se a integridade de cada canal utilizado na coleta. Após esta verificação, foi analisado o ambiente do "software" para o ensaio, onde se configuram os canais para coleta dos respectivos músculos e para entrada do sinal emitido pelo fotorresistor.

Os parâmetros de ensaio foram definidos como múltiplo manual, fixando os pacotes de coleta em três segundo, iniciando através da borda de descida, registrando os sinais a cada quinze segundos de atividade. Para realizar a aquisição do sinal originado pelo fotorresistor, foram utilizados o canal de *trigger* e nível de borda em 4 volts. Cada registro foi analisado numericamente para posterior análise estatística das amostras para cada canal dentro do tempo determinado.

Os valores de RMS (*root mean square*) foram calculados para todos os ciclos realizados nos pacotes de coleta de três segundos, agrupando-se os dados numa série de três valores sequenciais e obtendo-se uma média dos mesmos. A partir desses valores foram determinados os valores do  $EMG_{LF}$  e *slopes* de cada músculo.

Previamente a realização do protocolo, todos os voluntários foram orientados das possibilidades de lesões e desconforto muscular, bem como assinaram um termo de consentimento concordando em participar do mesmo. O protocolo foi realizado no Laboratório de Biomecânica do Departamento de Educação Física – Instituto de Biociências - Unesp, campus de Rio Claro, cada voluntário realizou o teste em apenas um dia.

Para a identificação do limiar de fadiga eletromiográfico foi utilizado um protocolo de teste intermitente (PROT<sub>int</sub>) segundo Moritani (1981); Matsumoto et al. (1991); DeVries et al. (1982); Pavlat et al. (1993). Os voluntários iniciaram o teste com um aquecimento de 5 min variando a carga de 35 a 70 W e com rotação definida em 70 rpm, ao término do aquecimento foi permitida uma recuperação de 2 min.

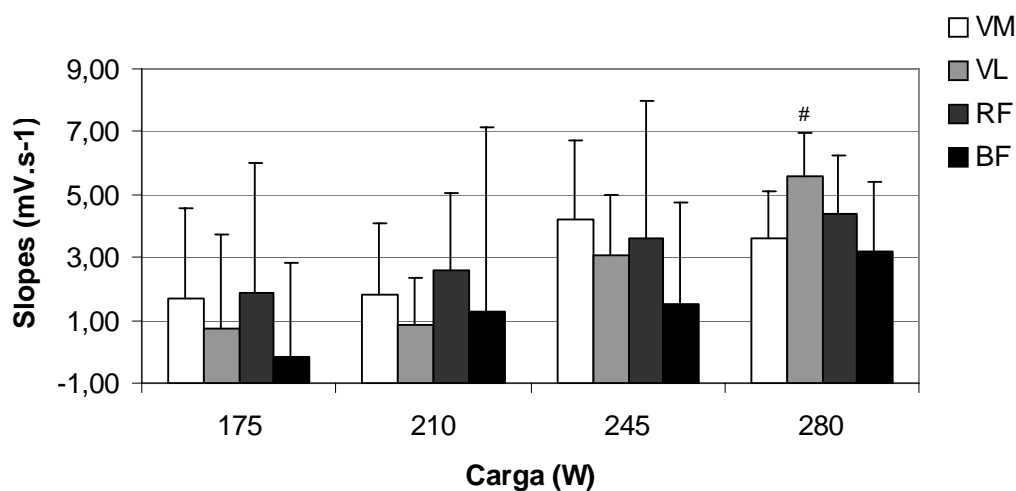
No presente estudo, foram utilizadas cargas randômicas de 175, 210, 245 e 270 W, sendo que cada indivíduo realizava 2 min de estágio em cada carga com intervalo de descanso de 15 min entre elas ou até a frequência cardíaca retornar entre 5 a 10 batimentos da frequência de repouso.

O comportamento do sinal eletromiográfico (RMS) de cada músculo foi analisado por regressão linear entre o RMS e o tempo de cada estágio em cada potência (W) analisada. O limiar de fadiga eletromiográfico ( $EMG_{LF}$ ) foi determinado pela função de regressão linear entre as potências e os coeficientes de inclinação das retas gerados pelas análises entre o RMS e o tempo de cada estágio,

como indicado por Moritani et al. (1981), Matsumoto et al. (1991) e Pavlat et al. (1993). Os registros eletromiográficos foram analisados em rotinas específicas em ambiente MatLab®.

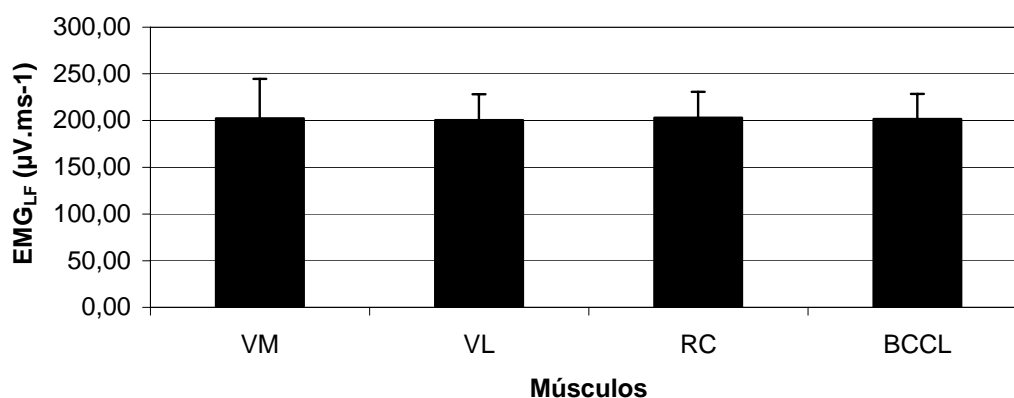
Para análise estatística utilizou-se o teste de variancia de *Friedman* com o nível de significância fixado em  $p < 0,05$ .

Os *slopes* ( $\mu V \cdot s^{-1}$ ) obtidos da regressão linear entre *RMS* e o tempo de execução das cargas de 175, 210, 245 e 280W foram respectivamente de  $1,7 \pm 2,86$ ;  $1,81 \pm 2,97$ ;  $4,2 \pm 4,11$ ;  $3,63 \pm 2,97$  para o VM, de  $0,76 \pm 2,25$ ;  $0,83 \pm 1,51$ ;  $3,09 \pm 2,42$ ;  $5,59 \pm 5,89$  para o VL, de  $1,9 \pm 2,5$ ;  $2,6 \pm 1,9$ ;  $3,61 \pm 4,36$ ;  $4,4 \pm 3,25$  para o RF e  $-0,13 \pm 1,45$ ;  $1,28 \pm 1,37$ ;  $1,52 \pm 1,81$ ;  $3,22 \pm 2,21$  para o BF respectivamente. Quando os *slopes* de cada carga foram comparados, diferenças estatísticas significantes foram encontradas entre as cargas de 175 e 280W para os músculos VL e BF ( $p < 0,05$ ) com maior valor para 280W, sem haver diferenças entre os músculos. Já o  $EMG_{LF}$  não apresentou diferença estatisticamente significativa ( $p > 0,05$ ) entre os músculos analisados.



#  $p < 0,05$  em comparação com a carga de 175 W

**Gráfico 1:** Valores médios de *slopes* ( $\mu V \cdot ms^{-1}$ ) para os músculos VL, VM, RF, BF nas cargas de 175 W, 210 W, 245 W e 280 W.



**Gráfico 2:** Valores médios do limiar de fadiga eletromiográfico ( $\mu V \cdot ms^{-1}$ ) para os músculos VL, VM, RF e BF.

De acordo com os dados obtidos pode-se concluir que no presente protocolo a atividade eletromiográfica em função do tempo e da intensidade respondeu de forma crescente, permitindo assim uma padronização dos procedimentos de teste para a identificação do  $EMG_{LF}$  em cicloergômetro. Os músculos VM, VL, RF, e BF apresentam semelhantes  $EMG_{LF}$ , respondendo assim como uma unidade para este índice.

## Referências Bibliográficas

- DELAGI, E.F. et al. **Anatomic guide for the electromyographer**. The limbs. Illinois: Charles C. Thomas:, 1981. 207p.
- DENADAI, B. S.. **Índices Fisiológicos de Avaliação Aeróbia: Conceitos e Aplicações**. Benedito Sérgio Denadai, Ribeirão Preto, 1999.
- DEVRIES, H.A. et al. The relation between critical power and neuromuscular fatigue as estimated from electromyographic data. **Ergonomics**, v.25, n.9, p.783-791, 1982.
- GONÇALVES, M. Limiar de Fadiga Eletromiográfico. In: DENADAI, B. S. **Avaliação Aeróbia: Determinação indireta da resposta do lactato**. Rio Claro: Motrix, 2000. Cap. 7, p. 154.
- HOUSH, T.J. et al.. Neuromuscular fatigue threshold of the vastus lateralis, vastus medialis and rectus femoris muscles. **Electromyogr. Clin. Neurophysiol.**, v. 36, p. 247-256, 1996.
- MATSUMOTO, T; ITO, K. & MORITANI, T. The relationship between anaerobic threshold and electromyographic fatigue threshold in college women. **European Journal Applied Physiology**, n.63, p.1-5, 1991.
- MIYASHITA, M.; KANEHISA, H. & NEMOTO, I. EMG related to anaerobic threshold. **Journal Sports Medicine**, v. 21, p.209-215, 1981.
- MORITANI, T. et al. Determination of maximal power output at neuromuscular fatigue threshold. **J. Appl. Physiol.**, v. 74, p. 1729-1734, 1993.
- MORITANI, T.; NAGATA, A.; MURO, M. Electromyographic manifestations of muscular fatigue. **Med. Sci. Sports Exerc.**, v. 14, n.13, p. 198-202, 1982.
- NAGATA, A. et al. Anaerobic threshold determination by blood lactate and myoelectric signals. **Jpn. J. Physiol.**, v. 31, p. 585-597, 1981.
- PAVLAT, D.J. et al. Electromyographic responses at the neuromuscular fatigue threshold. **J. Sports Med. Phys. Fitness**, v.35, p.31-37, 1995.
- PAVLAT, D.J. et al. An examination of the electromyographic fatigue threshold test. **Eur. J. Appl. Physiol.**, v.67, p.305-308, 1993.