

## DESEMPENHO EM CICLISMO: INSTRUMENTAÇÃO E PARÂMETROS BIOMECÂNICOS E ELETROMIOGRÁFICOS

T. R. Milhomem\*, V. A. Rocha-Júnior\*, J. C. Carmo\*\* e F. A. O. Nascimento\*

\* Departamento de Engenharia Elétrica / UnB, Brasília, Brasil

\*\* Faculdade de Educação Física / UnB, Brasília, Brasil

e-mail: thiagomilhomem@gmail.com

**Resumo:** Neste trabalho apresenta-se um método para avaliação objetiva de desempenho de ciclistas, envolvendo instrumentação integrada e ferramenta computacional para observação conjunta de descritores biomecânicos e eletromiográficos. O método foi utilizado em um protocolo experimental dinâmico com ocorrência de fadiga muscular. Propõe-se um parâmetro objetivo de desempenho biomecânico, relacionado à técnica de pedalar e um índice de fadiga associado, utilizando *wavelets*. A instrumentação integrada compreende a coleta e processamento de sinais de ângulo do pedal, ângulo do pedivela, forças aplicadas sobre o pedal, *trigger* e eletromiografia de superfície. Participaram do teste quatro ciclistas treinados do sexo masculino. Os resultados obtidos sugerem uma correlação entre desempenho biomecânico e intensidade da fadiga experimentada pelo ciclista, indicando que atletas mais treinados sejam mais aptos a pedalar próximos ao limite de sua capacidade.

**Palavras-chave:** desempenho, biomecânica, eletromiografia, fadiga, instrumentação integrada.

**Abstract:** *This paper presents a method to objectively evaluate the performance of cyclists, involving integrated instrumentation and computational tool for joint observation of biomechanical and electromyographic descriptors. The method was used in a dynamic experimental protocol aiming muscle fatigue. An objective parameter for biomechanical performance, related to the pedaling technique, and an associated wavelet fatigue index are proposed. The integrated instrumentation involves the collection and processing of pedal angle, crank arms angle, forces applied over the pedal, trigger and surface electromyographic signals. Four trained male cyclists participated in the test. The results suggest a correlation between biomechanical performance and the fatigue intensity experimented by the cyclist, indicating that more trained athletes are more apt to pedal at the limit of their capacity.*

**Keywords:** *performance, biomechanics, electromyography, fatigue, integrated instrumentation.*

### Introdução

A instrumentação digital integrada tem sido objeto de pesquisa e desenvolvimento em diversas áreas do conhecimento humano. Especialmente nos segmentos

de biomecânica e de engenharia biomédica grande ênfase tem sido dada a instrumentos que permitem a aquisição e o armazenamento de informações fisiológicas, abrindo novas possibilidades para desenvolvimento e aplicação de técnicas e algoritmos dedicados [1].

A proposta apresentada neste trabalho se aplica a protocolos experimentais em ciclismo com produção de fadiga, englobando a digitalização de sinais biomecânicos (forças aplicadas sobre pedais instrumentados) e eletromiográficos e seu processamento para a obtenção de variáveis de desempenho.

Uma das definições clássicas de fadiga muscular trata-a como um processo gradual, que se inicia simultaneamente à atividade fatigante [2]. Quando esta atividade é suficientemente intensa e continuamente mantida, ocorre o ponto de ruptura, em que o indivíduo perde, temporariamente, suas capacidades motoras para manter o exercício proposto, o que torna o estudo da fadiga muscular relevante para ciências da saúde e do esporte. Uma ferramenta tradicional e não invasiva para a observação da fadiga é a eletromiografia de superfície (EMG-S) [2], que consiste no registro da soma dos potenciais de ação de várias unidades motoras distintas e independentes [3]. Normalmente, a monitoração da fadiga é feita observando-se a variação da amplitude ou de parâmetros espectrais do sinal eletromiográfico [4]. Estas variações ocorrem, predominantemente, devido à diminuição da velocidade de condução das fibras musculares e a eletromiografia de superfície pode fornecer informações úteis de seu comportamento em situações de esforços musculares exaustivos [3].

Uma instrumentação dedicada com a capacidade de aquisição de sinais biomecânicos é fundamental para uma análise baseada em parâmetros objetivos na atividade do ciclismo [5], possibilitando uma avaliação de desempenho por meio das relações entre torque e a eficiência ao pedalar, por exemplo. Para a determinação correta das forças e torques, necessitam-se sinais auxiliares como *trigger* (dispositivo para a demarcação de início e fim das pedaladas) e angulação do plano do pedal em relação ao pedivela. Assim, o objetivo do presente estudo é apresentar princípios e metodologias para avaliação do desempenho de ciclistas. Para isto foi utilizada a razão entre a força geradora do torque efetivo e a força total aplicada sobre o pedal – definindo-se o parâmetro *fator de desempenho biomecânico*, em

conjunto com a observação da fadiga muscular, a partir de um índice de fadiga definido neste trabalho, utilizando a transformada de wavelets discreta (DWT), consistindo num descritor eletromiográfico crescente em função da fadiga.

## Materiais e métodos

**Protocolo experimental** – Foi utilizado um protocolo de duas etapas. Na primeira etapa, após assinar termo de esclarecimento e consentimento do protocolo experimental, o sujeito realizava aquecimento no cicloergômetro sem resistência por 3 minutos. Imediatamente após o aquecimento, realizava um teste com velocidade fixa de 35 km/h. A potência de resistência do cicloergômetro iniciava a 150 W e era incrementada em 50 W a cada minuto até a exaustão. Na segunda etapa, 48 horas após a primeira, o atleta pedalava a 70% da máxima potência atingida na primeira etapa com velocidade constante de 35 km/h até a exaustão. Os sinais foram coletados de 4 indivíduos do sexo masculino ( $26,3 \pm 4,0$  anos,  $77,0 \pm 6,5$  kg e  $176,5 \pm 6,3$  cm de altura). O estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética da Faculdade de Ciências da Saúde da Universidade de Brasília (parecer nº 069/10).

**Sinais biomecânicos** – O sistema consiste de um cicloergômetro vertical da marca ErgoFit, onde foram acoplados pedais propostos em [6], com adaptações. Utilizou-se uma base de pedal disponível no mercado para o encaixe da sapatilha. À carcaça e ao eixo do pedal fixou-se um potenciômetro de duas trilhas resistivas lineares para se obter o ângulo do pedal em relação ao pedivela. Um *trigger* (sensor magnético) foi fixado no cicloergômetro de forma a ser ativado quando o pedal atingisse o ponto superior da pedalada, considerado como ângulo zero. Como a velocidade do teste foi aproximadamente constante e a ação conjunta das pernas funciona como um volante, o ângulo do pedivela num instante qualquer é considerado proporcional à quantidade de amostras capturadas neste intervalo de tempo. Antes de cada bateria de coleta de dados os sensores de força dos pedais foram calibrados utilizando-se a metodologia proposta em [6].

A inclinação do pedal em relação ao pedivela foi medida utilizando um potenciômetro com duas trilhas resistivas (interna e externa), fixado à carcaça e ao eixo do pedal permitindo-o alterar a tensão elétrica quando girasse e assim indicar o ângulo desejado. As trilhas são selecionadas alternadamente, de forma a contornar o efeito da descontinuidade causada pela existência de uma lacuna (*gap*) em cada trilha resistiva. Para isto, as trilhas foram fixadas de forma que os *gaps* da trilha interna e o da externa ficassem em posições opostas, permitindo que, para o cálculo do ângulo, apenas o segmento de comportamento linear de cada trilha fosse considerado. Assim, determina-se o ângulo entre pedal e pedivela a partir das tensões no potenciômetro por uma relação linear por partes. Para medição das forças sobre os pedais, um sistema com *strain gauges* fornece dois sinais de tensão: um sinal proporcional à força normal

aplicada sobre o pedal, e um sinal proporcional à força tangencial ao pedal. A Figura 1 mostra um esquema com as variáveis biomecânicas medidas.

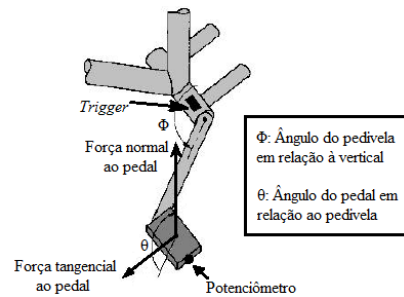


Figura 1: Esquema ilustrando as forças e os ângulos medidos no pedal e no pedivela.

Obtém-se, portanto, uma descrição completa da dinâmica da pedalada. O cálculo do torque resultante é feito a partir da decomposição das forças nas direções perpendicular e paralela ao pedivela. O fator de desempenho biomecânico ( $f_d$ ) é, então, o valor adimensional definido pela razão

$$f_d = F_p / F_T \quad (1)$$

onde  $F_p$  é a força aplicada perpendicularmente ao pedivela e  $F_T$  é a força total aplicada pelo ciclista. Assim, obtém-se um coeficiente no intervalo [-1,1], em que, por exemplo,  $f_d = 1$ , indica o máximo aproveitamento da força aplicada,  $f_d = -1$  indicaria que a força aplicada é totalmente oposta ao sentido do giro do pedivela, e  $f_d = 0$  indica que a força está sendo aplicada na direção paralela ao pedivela, não contribuindo positivamente nem negativamente com torque resultante. Consiste, portanto, numa medida instantânea do desempenho, tendo-se um parâmetro objetivo para a observação da eficiência da pedalada de um ciclista. Variando-se a técnica, em geral, varia-se  $f_d$ .

**EMG-S e instrumentação integrada** – O sinal eletromiográfico foi captado no músculo vasto lateral utilizando um eletromiógrafo comercial Delsys (modelo Bagnoli 2). Este equipamento possui eletrodos com pré-amplificação e filtro passa-faixa (20 Hz – 400 Hz), com ganho total de 1000. As recomendações de assepsia e posicionamento de eletrodos do SENIAM foram observadas [7]. Os sinais biomecânicos e de EMG-S foram digitalizados com um conversor A/D de 12 bits da marca National Instruments, modelo PCI 6024E (Austin-TX, USA) à taxa de 2,4 kHz. Para o processamento dos sinais rotinas específicas foram desenvolvidas utilizando o *software* MATLAB (versão 7.1) e sua *toolbox* de processamento de sinais. Antes do processamento dos sinais de EMG-S, estes foram filtrados com um filtro passa-faixa de Butterworth de 4ª ordem, entre 20 Hz e 500 Hz.

**Índice de fadiga** – Apresenta-se neste trabalho um índice de fadiga determinado a partir de um parâmetro denominado *deslocamento espectral* ( $d_E$ ), calculado sobre trechos do sinal de EMG-S em que há atividade

muscular significativa (*bulhas*). Para isso, segmentam-se trechos de 400 ms em cada ciclo de pedalada. Seja  $x[n]$  um segmento do sinal de EMG-S correspondente a um dos ciclos. Calculando-se a DWT desta sequência com uma base ortonormal, define-se a *energia relativa* de  $x[n]$  na escala de aproximação ( $E_{R_0}$ ) por

$$E_{R_0} = \frac{1}{E_x} \sum_k (c[k])^2 \quad (1)$$

em que  $E_x$  é a energia de  $x[n]$ , isto é

$$E_x = \sum_k |x[n]|^2 \quad (2)$$

e  $c[k]$  é o  $k$ -ésimo coeficiente de aproximação da DWT de  $x[n]$ . Assim,  $E_{R_0}$  representa a porcentagem da energia de  $x[n]$  relativa à escala de aproximação de sua DWT. Analogamente, define-se a energia relativa à escala  $j$  como

$$E_{R_j} = \frac{1}{E_x} \sum_k (d_j[k])^2 \quad (3)$$

onde  $d_j[k]$  é o  $k$ -ésimo coeficiente de detalhes da DWT de  $x[n]$  na escala  $j$ . Definem-se, então, os *coeficientes de escala*  $\alpha_j$ , de modo que  $\{\alpha_j\}_j$  seja uma sequência positiva definida, decrescente, e tal que a soma  $\sum \alpha_j$  convirja. Estes requisitos são necessários para o cálculo de  $d_E$ , definido adiante. A partir da sequência  $\alpha_j$ , definem-se como os *coeficientes de escala normalizados*  $\beta_j$ , a sequência  $\{\beta_j\}_j$  normalizada

$$\beta_j = \frac{\alpha_j}{\sum_m \alpha_m} \quad (4)$$

Os requisitos sobre  $\alpha_j$  garantem que  $\beta_j$  seja bem definida. Assim, define-se a *localização espectral* ( $l_E$ ) de  $x[n]$  como a soma

$$l_E = \sum_j \beta_j E_{R_j} \quad (5)$$

das energias relativas  $E_{R_j}$  da escala  $j$  ponderadas por  $\beta_j$ , sendo, portanto, adimensional. Pela definição de  $E_{R_j}$  e pelos requisitos sobre  $\beta_j$ , espera-se que, com pesos  $\beta_j$  mais baixos atribuídos aos níveis de detalhes  $j$  mais altos, o valor de  $l_E$  indique uma proximidade do espectro do sinal em relação às baixas frequências, de forma a obter-se uma medida de localização do centro do espectro para a bulha correspondente a um ciclo de pedalada. Calculando-se valores de  $l_E$  para sucessivos trechos do sinal de EMG-S, define-se  $d_E$  como o coeficiente de inclinação normalizado da reta obtida pela regressão linear da sequência dos valores de  $l_E$  (i.e.  $d_E$  é a razão entre o coeficiente de inclinação e o valor inicial da reta obtida por ajuste). Espera-se observar sequências de  $l_E$  crescentes com o processo da fadiga e, portanto, valores positivos de  $d_E$  como seu indicador. Assim, seja  $\rho = \arctg(d_E)$  o ângulo entre reta obtida

por ajuste linear e o eixo horizontal. O índice de fadiga utilizado  $I_f$  é definido como a razão

$$I_f = \frac{\text{sen}(\rho)}{N_{\text{ciclos}}} \cdot 10^6 \quad (6)$$

em que  $N_{\text{ciclos}}$  é a quantidade de ciclos de pedalada realizada pelo sujeito até a exaustão. Este parâmetro deve indicar a intensidade do processo da fadiga em relação à duração do experimento. Para os testes utilizou-se a família de *wavelets* de Daubechies-4 e coeficientes de escala  $\alpha_j = 2^{-j}$  ( $j = 0, 1, 2, \dots$ ).

## Resultados

A Tabela 1 apresenta os índices de fadiga dos sujeitos que participaram dos testes.

Tabela 1: Índices de fadiga obtidos.

Sujeito	$I_f$
1	1,24
2	0,63
3	0,62
4	14,8

A Tabela 2 mostra os valores médios de desempenho biomecânico ao longo do experimento completo (*fator de desempenho global*).

Tabela 2: Fator de desempenho global dos sujeitos.

Sujeito	Fator de desempenho global
1	0,235
2	0,129
3	0,183
4	0,389

A Figura 2 apresenta as retas obtidas pelo ajuste de  $l_E$ , indicando os processos de fadiga experimentados pelos sujeitos ao longo do teste.

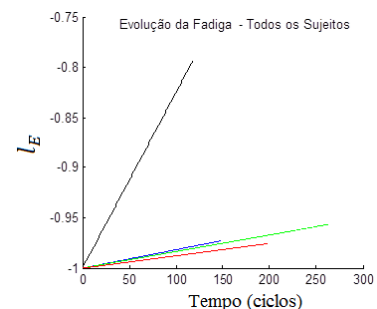


Figura 2: Ajustes de  $l_E$  indicando a evolução da fadiga experimentada pelos sujeitos 1, 2, 3 e 4 em azul, verde, vermelho e preto, respectivamente.

Aplicando-se um teste-t ( $\alpha = 0,05$ ) verifica-se que a média dos valores obtidos de  $I_f$  é positiva, indicando

que as sequências  $l_E$  apresentam comportamento crescente com a ocorrência da fadiga muscular.

A Figura 3 ilustra a variação de  $f_d$  para cada sujeito, em função da porcentagem do tempo total do teste.

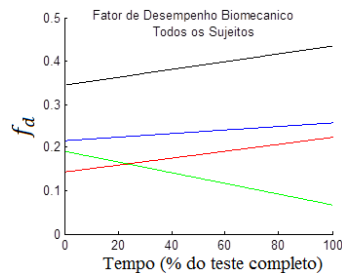


Figura 3: Ajustes de  $f_d$  calculados por ciclo de pedalada, normalizados pela duração total do teste (sujeitos 1, 2, 3 e 4 em azul, verde, vermelho e preto, respectivamente).

Estas variações globais de desempenho são mostradas na Tabela 3.

Tabela 3: Variação global do fator de desempenho.

Sujeito	Varição global de $f_d$ ( $\cdot 10^{-4}$ )
1	2,78
2	-4,71
3	4,04
4	7,62

## Discussão

Observa-se que o 4º sujeito, que apresentou o maior fator de desempenho global, também apresentou um processo de fadiga mais intenso. Os sujeitos 2 e 3, que apresentaram menor desempenho global, com valores similares entre si, também apresentaram os processos de fadiga menos intensos, ainda com valores similares entre si. Assim, os resultados dos sujeitos correspondentes mostrados nas Tabelas 1 e 2 sugerem, em conjunto, que há uma correlação entre fator de desempenho – medida objetiva, relativa à técnica de pedalar – e fadiga experimentada no teste. Sugere-se, então, a possibilidade de que ciclistas mais treinados estejam mais aptos a experimentar um processo mais intenso de fadiga devido ao conhecimento de seus limites fisiológicos para realizar esforços em atividades exaustivas, quando submetidos a uma alta carga resistida.

Nota-se que nenhum dos voluntários obteve um fator de desempenho global superior a 0,4, ou 40% de aproveitamento das forças totais aplicadas. Além disso, um teste-t ( $\alpha = 0,05$ ) indica que as sequências  $f_d$  obtidas não apresentaram variação global significativa.

O índice de fadiga proposto comportou-se como o esperado. Seu cálculo, por utilizar-se de uma ponderação decrescente em função dos índices de escala da DWT, como confirmação de indicação da fadiga muscular, apresentou comportamento crescente (ao contrário de índices clássicos que utilizam ponderação

crescente em função da frequência, como frequência de potência média e frequência de potência mediana, os quais apresentam comportamento decrescente com a fadiga muscular [3, 4]).

Assim, sugerem-se posteriores estudos envolvendo limitações biomecânicas para a técnica de atletas, especialmente no intuito de se determinar técnicas seguras contra possíveis lesões. Propostas de trabalhos futuros também podem abordar a repetição deste protocolo experimental para uma maior população de atletas, tendo-se um conjunto mais significativo de dados para avaliar a relação entre fadiga e desempenho.

Finalmente, para o presente estudo, a instrumentação se mostrou satisfatória, atendendo às necessidades para a coleta, processamento dos sinais e interpretação das informações de interesse.

## Referências

- [1] Schwartz FP, Nascimento FAO, Bottaro M, Celes RS. Arquitetura para o processamento integrado de sinais biomecânicos e eletromiográficos. Revista Brasileira de Engenharia Biomédica. 2011; 27(1):24-38.
- [2] Basmajian J, DeLuca CJ. Muscles Alive. Em: Baltimore, MD: Williams & Wilkins; 1985.
- [3] 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. 1999; 9(1):39-46.
- [4] Vollestad NK. Measurement of Human Muscle Fatigue. Journal of Neuroscience Methods. 1997; 74(2):219-27.
- [5] Broker JP e Gregor RJ. Cycling biomechanics. Em: High-tech Cycling. Burke, E. R. Champaign, Illinois: Human Kinetics, 1996.
- [6] Carmo JC, Nascimento FAO, Costa JC e Rocha AP. Instrumentação para aquisição e avaliação das forças exercidas nos pedais por ciclistas. Revista Brasileira de Biomecânica. 2001; 2(3):31-37.
- [7] Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. Journal of Electromyography and Kinesiology. 2000; 10(5):361-74.