

# Análise da fadiga muscular por meio de sinais eletromiográficos utilizando entropia de Rényi

Luciana M. X. de Souza\*, Paulo R. Scalassara\*, Wagner Endo\*, Leandro R. Altimari\*\*

\*Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Cornélio Procópio, Brasil

\*\*Universidade Estadual de Londrina, Londrina, Brasil

e-mail: lu\_mxs@yahoo.com.br\*

**Abstract** - *This article proposes the use of Rényi entropy as a method to estimate the muscular fatigue through the analysis of electromyographic signals captured during the practice of cycling. The electromyography signals were collected using a non-invasive technique by means of surface electrodes. The purpose of this study is to provide a tool for improving athletic training. Initially, we estimate the entropy values of sequential signal windows and the slope of a linear interpolation is obtained. A negative slope is used as an indication of fatigue.*

**Palavra-Chave:** *Fadiga muscular, eletromiografia, entropia.*

## Introdução

A eletromiografia é uma ferramenta clínica que possibilita a inferência da integridade do sistema neuromuscular pela análise de sua unidade funcional contrátil, a unidade motora. O sinal de eletromiografia (EMG) é muito utilizado para a análise do movimento humano e da fadiga muscular. A possibilidade de se extrair informações fisiológicas de um indivíduo por meio dos sinais de seus músculos viabiliza a identificação do estado do organismo e a avaliação das características musculares no qual o mesmo se encontra após o término de um treinamento [1].

O sinal em estudo é proveniente da diferença de potencial entre as fibras musculares [2]. A captação desse sinal é feita por meio de eletrodos que ficam alocados sobre a superfície da pele, ou seja, a coleta do sinal é feita sem causar qualquer desconforto ao indivíduo, pois são utilizados eletrodos de superfície. Estes por sua vez, permitem através da obtenção do sinal analisar o comportamento elétrico existente da ativação muscular [3].

A fadiga muscular é definida como a incapacidade da imposição de força em uma contração muscular, e ainda, pode ser expressa como o aumento da taxa de percepção do esforço [4].

O objetivo deste trabalho é indicar a ocorrência de fadiga muscular por meio da diminuição média da entropia de Rényi obtida de janelas sequenciais

do sinal de EMG. Nas próximas seções serão abordados conceitos de sinal eletromiográfico, fadiga muscular e entropia.

## Sinal Eletromiográfico

A eletromiografia é um método de registro do sinal elétrico de um músculo ativo e tem como objetivo a distinção da contração fisiológica da patológica. Assim, é muito utilizada na medicina desportiva para o monitoramento da ativação muscular e identificação do processo da fadiga [6].

Os potenciais de ação das unidades motoras são capturados por eletrodos invasivos ou não invasivos. Os primeiros coletam os potenciais de até uma única unidade motora, porém é um procedimento incômodo. Já, no segundo, utilizam-se eletrodos de superfície, os quais coletam somente uma mistura de potenciais de várias unidades.

Nesse caso, o sinal de EMG é obtido por meio da contração da fibra muscular. A contração ocorre quando o neurônio muscular ativa o potencial de ação excitando a fibra muscular [5]. A soma espacial e temporal dos potenciais de ativação individuais de todas as fibras presentes em uma unidade motora formam o potencial de ativação [2].

Para a manutenção da contração, o sistema nervoso estimula as unidades motoras de forma que estas sejam ativadas repetidas vezes. Esse estímulo gera um trem de potenciais de ação, o qual indica a quantidade de disparos dos pulsos eletromiográficos [7].

## Fadiga Muscular

A fadiga muscular é caracterizada pela incapacidade de se produzir movimentos repetitivos que exijam força e alto nível de potência muscular [8]. A fadiga muscular está associada a fatores metabólicos que podem afetar o sistema nervoso central e os músculos durante qualquer prática esportiva intensa [9]. A fadiga muscular não detectada e a recuperação muscular inadequada da fadiga causam ferimentos, como lesões por uso excessivo e possíveis danos a estrutura do corpo [10].

Após a captação do sinal por meio dos eletrodos, inicia-se a etapa de tratamento desse sinal de EMG, onde o mesmo será analisado de forma a verificar as possíveis alterações fisiológicas ocorridas. Na próxima seção, abordam-se técnicas de avaliação do sinal.

## Entropia de Rényi

O matemático húngaro Alfréd Rényi propôs a construção de uma família de medidas de entropia que são uma generalização da entropia de Shannon. A Equação (1) caracteriza essa medida de informação conhecida como entropia de Rényi [11].

$$H_\alpha = \frac{1}{1-\alpha} \log \left( \sum_{i=1}^n p_i^\alpha \right) \quad (1)$$

onde  $\alpha \geq 0$  e  $\alpha \neq 1$ . É possível demonstrar que a entropia de Shannon é um caso particular da entropia de Rényi quando  $\alpha$  tende a 1.

A entropia quadrática de Rényi,  $H_2$ , obtida quando  $\alpha = 2$ , é muito usada, pois pode ser estimada facilmente a partir de dados amostrais. Uma forma eficiente de se obter  $H_2$  é utilizando uma função núcleo (*kernel*) Gaussiana com o método de janelamento de Parzen [12, 13]. Na próxima seção, apresentam-se os materiais e métodos utilizados para a análise dos sinais de EMG.

## Materiais e Métodos

Os sinais utilizados neste estudo são os mesmos de [14], os quais foram coletados na Universidade Estadual de Londrina. Para esse procedimento, preparou-se um ambiente de teste controlado com ciclossimulador Velotron DYNAFIT para realizar corrida de 20 km contra o relógio. Contudo, como os movimentos realizados durante a coleta de biopotenciais podem introduzir ruídos nos sinais de EMG, foi utilizado um filtro passa-banda com frequências de corte em 20 e 500 Hz. Como o objetivo é diminuir o tempo de corrida, os indivíduos têm alta exaustão, geralmente causando fadiga muscular.

Avaliaram-se os músculos superficiais do quadríceps femoral: reto femoral (RF), vasto lateral (VL) e vasto medial (VM). Para tanto, utilizou-se um eletromiógrafo de 8 canais, TeleMyo 2400 TG2 marca NORAXON com eletrodos bipolares e frequência de amostragem de 3 kHz.

O teste foi realizado com vários ciclistas voluntários. Entretanto, neste trabalho, por se tratar de um estudo inicial, analisaram-se os dados obtidos

por um atleta. Os indivíduos são do sexo masculino com idade  $27 \pm 8$  anos, peso de  $71 \pm 10$  kg e altura de  $173 \pm 6$  cm, praticam ciclismo há  $7 \pm 4$  anos e a média de treinos é de  $5 \pm 1$  práticas com  $345 \pm 92$  km percorridos por semana.

A estimativa dos valores de entropia de Rényi e obtenção da interpolação linear dos pontos foram realizadas no software Matlab versão 2012a, conforme processo ilustrado na Figura 1. Realiza-se a leitura do sinal e a estimativa da entropia de cada músculo individualmente. A região tracejada na Figura 1 identifica os processos que ocorrem dentro do software: a seleção do sinal de cada músculo e a estimativa da função densidade de probabilidade Gaussiana usando método de Parzen. Assim, com os valores de entropia das janelas de sinal, obtém-se a interpolação linear dos resultados identificando a inclinação da reta.

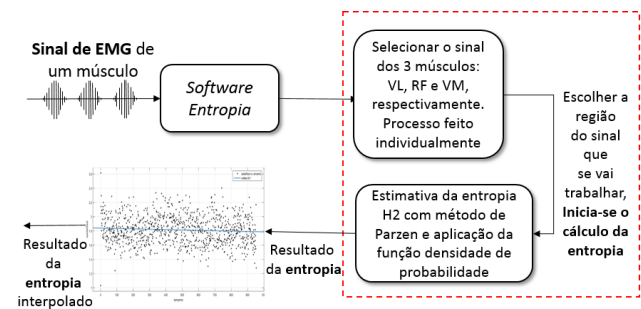


Figura 1 – Representação do cálculo da entropia.

Para a estimativa da entropia, os sinais de EMG foram segmentados em janelas. Dos 20 km iniciais, selecionou-se o trecho dos 10 km finais, o qual foi segmentado em janelas de aproximadamente 400 s e, em seguida, em janelas menores de 6,5 s. Escolheu-se esse valor por corresponder a uma distância percorrida de 50 m, sendo considerada a velocidade média do ciclista. Entretanto, para esta análise, utilizou-se as 60 últimas janelas, pois há maior possibilidade do atleta estar com fadiga muscular nesse trecho. A Figura 2 ilustra como é feito esse processo de janelamento.

Na próxima seção, apresentam-se os resultados obtidos para a entropia e uma análise da reta interpolada.

## Resultados

Realizou-se o processo de janelamento do sinal de EMG e estimou-se a entropia quadrática de Rényi ( $\alpha = 2$ ) para cada janela usando-se núcleo Gaussiano com desvio padrão  $\sigma = 0,9$ . Esse valor de  $\sigma$  foi encontrado após diversos testes, buscando-se a

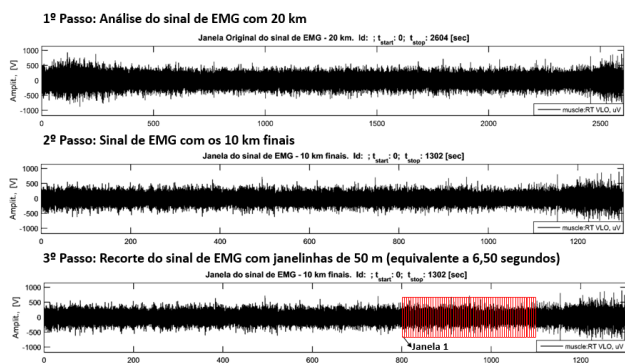


Figura 2 – Representação do janelamento do sinal.

aproximação mais adequada da função densidade de probabilidade [12]. Na Figura 3, apresentam-se os valores de entropia obtidos para cada janela de 6,5 s dos sinais dos músculos VL, RF e VM.

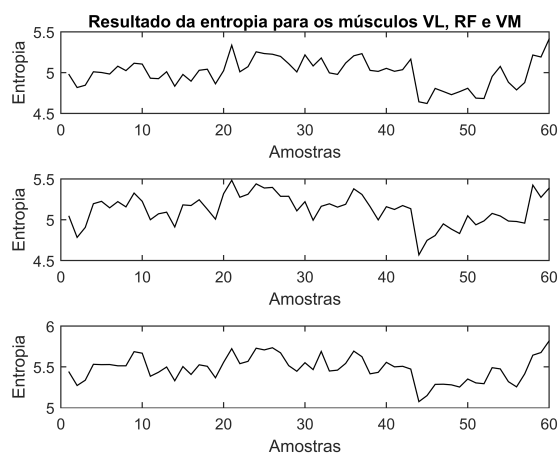


Figura 3 – Valores de entropia do sinal de EMG para os três músculos: VL, RF e VM.

Com auxílio do *toolbox Curve Fitting* do MatLab, obtiveram-se as interpolações lineares dos pontos da Figura 3. As características das retas de interpolação dos valores de entropia dos três músculos VL, RF e VM, conforme apresentado nas Figuras 4, 5 e 6 respectivamente, são usadas para análise da fadiga muscular.

O software de interpolação disponibiliza parâmetros numéricos que ajudam a interpretação visual como a soma dos quadrados devido ao erro (SSE) que mede o desvio total dos valores de resposta do ajuste. Um valor mais próximo de 0 indica que o modelo possui um componente de erro aleatório menor e que o ajuste será mais útil para a previsão. Outro parâmetro é *R-square*, sendo o quadrado da correlação entre os valores de resposta e os valores previstos; e também *Adjusted R-square*, o qual pode assumir valores menores ou iguais a 1, sendo que mais próximo

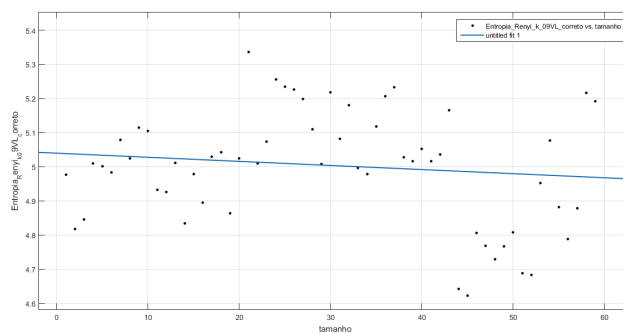


Figura 4 – Interpolação linear dos valores de entropia do músculo VL.

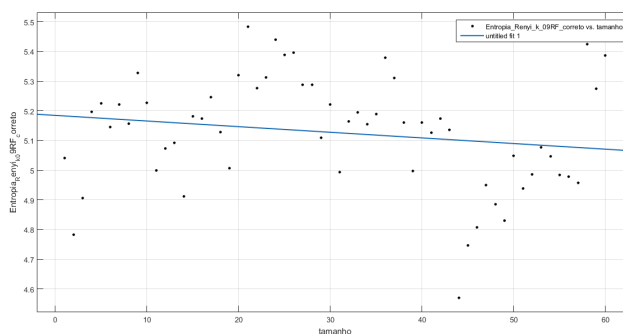


Figura 5 – Interpolação linear dos valores de entropia do músculo RF.

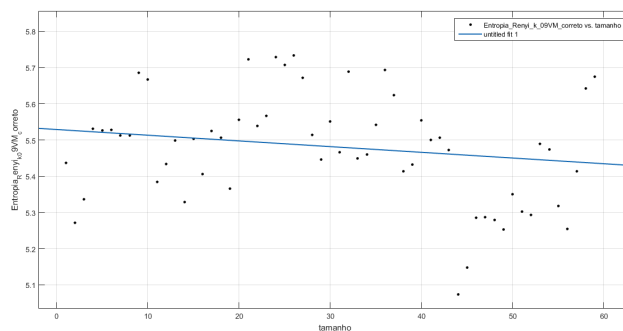


Figura 6 – Interpolação linear dos valores de entropia do músculo VM.

de 1 indica um melhor ajuste. Valores negativos podem ocorrer quando o modelo contém termos que não contribuem para a resposta. Por fim, a raiz do erro quadrático médio (RMSE) é uma estimativa do desvio padrão do componente aleatório dos dados, quanto mais próximo de 0 indica um ajuste que é mais útil para previsão.

A Tabela 1 apresenta esses parâmetros da interpolação da entropia com um intervalo de confiança de 95%, ao se utilizar um modelo linear no formato  $f(x) = p_1 \times x + p_2$ . Com base nesses resultados, observa-se que a entropia tende a diminuir com a fadiga muscular, de forma similar ao encontrado para a frequência mediana dos sinais de EMG conforme apresentado em [14].

Table 1 – Resultado obtido da interpolação dos valores de entropia para os três músculos.

Músculo	p1	p2	SSE	<i>R-square</i>	<i>Adjusted R-square</i>	RMSE
VL	-0,00120	5,04	1,76	0,0145	-0,002523	0,17
RF	-0,00189	5,18	2,01	0,0312	0,014530	0,18
VM	-0,00157	5,53	1,38	0,0314	0,014680	0,15

Na próxima seção, apresenta-se a conclusão e uma breve discussão sobre trabalhos futuros.

## Conclusões

Neste trabalho, foi proposta uma investigação do comportamento do sinal de EMG para a avaliação da fadiga muscular de ciclistas. Sabe-se que, para atletas de alto nível e que buscam cada vez mais melhorar sua performance, conhecer seus músculos e como eles se comportam é fundamental, pois, com essas análises, é possível melhorar o condicionamento físico e até diagnosticar doenças em estágio inicial.

Este estudo baseado na entropia de Rényi é considerado uma abordagem alternativa aos métodos tradicionais de análise da fadiga muscular, os quais são utilizam energia do sinal e variação de sua frequência mediana [14]. Como próximo passo, ainda considerando medidas de informação, serão estudadas técnicas baseadas em correlação cruzada e informação mútua entre as janelas do sinal de EMG.

## Agradecimentos

Os autores agradecem a CAPES, a Fundação Araucária, o CNPQ e a UTFPR pelo financiamento e apoio a este estudo.

## Referências

- [1] P. Bonato, G. Gagliati, and M. Knafitz, “Analysis of myoelectric signals recorded during dynamic contractions,” vol. 15, no. 6, pp. 102–111, 1996.
- [2] C. J. De Luca, A. Adam, R. Wotiz, and N. S. H. Gilmore, L. D., “Decomposition of surface EMG signals,” vol. 96, pp. 1646–1657, 2006.
- [3] J. Moore and G. Zouridakis, *Biomedical Technology and Devices Handbook*, vol. 2. Boca Raton: CRC Press, 2003.
- [4] R. S. Oliveira *et al.*, “Spectral analysis of electromyographic signal in supramaximal effort in cycle ergometer using Fourier and Wavelet transforms: a comparative study,” *Revista Andaluza de Medicina del Deporte*, vol. 5, no. 2, pp. 48–52, 2012.
- [5] J. V. Basmajian and C. J. De Luca, *Muscles alive: their functions revealed by electromyography*. NY: Williams & Wilkins, 1985.
- [6] F. M. Azevedo, *Avaliação do sinal eletromiográfico como parâmetro para determinação do limiar de fadiga muscular*. PhD thesis, Univ. de São Paulo, 2007.
- [7] H. U. Kuriki *et al.*, “The relationship between electromyography and muscle force,” in *EMG Methods for Evaluating Muscle and Nerve Function* (M. Schwartz, ed.), ch. 3, pp. 3–53, INTECH, 2012.
- [8] A. Ascensão *et al.*, “Fisiologia da fadiga muscular delimitação conceptual, modelos de estudo e mecanismos de fadiga de origem central e periférica,” *Rev. Port. Ciênc. Desp.*, vol. 3, no. 1, pp. 108–123, 2003.
- [9] T. Noakes, “Physiological models to understand exercise fatigue and the adaptations that predict or enhance athletic performance,” *Scand. J. Med. Sci. Sports*, vol. 10, no. 3, pp. 123–145, 2000.
- [10] V. Singh *et al.*, “Strategies to identify muscle fatigue from SEMG during cycling,” in *Proc. 2004 Intelligent Sensors, Sensor Networks and Information Processing*, (Melbourne, Australia), pp. 547–551, 2004.
- [11] A. R. Artuso, “Entropias de Shannon e Rényi aplicadas ao reconhecimento de padrões,” *Rev. CIATEC-UPF*, vol. 3, no. 2, pp. 56–72, 2011.
- [12] J. C. Principe, *Information Theoretic Learning: Rényi’s Entropy and Kernel Perspectives*. New York, EUA: Springer, 2010.
- [13] D. Erdogmus and J. C. Principe, “Generalized information potential criterion for adaptive system training,” vol. 13, no. 5, pp. 1035–1044, 2002.
- [14] M. Bigliassi *et al.*, “Fourier and Wavelet spectral analysis of EMG signals in 1-km cycling time-trial,” *Applied Mathematics*, vol. 5, no. 13, pp. 1–10, 2014.