

## ERRO RELATIVO MÁXIMO DA ENTROPIA DA AMOSTRA DO SINAL EMG EM FUNÇÃO DE DIFERENTES PARÂMETROS DE ENTRADA $m$ E $r$ .

M. M. Kalytczak\*, S. A. P. Calamita\*, F. S. de Mendonça\*, M. E. de Souza\*, C. A. F. P. Gomes\*, N. C. De Melo\*\*, D.M dos Santos\*\*, B. B. D.A. Biasotto-Gonzalez\* e F. Politti\*\*.

\*Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação, Universidade Nove de Julho, São Paulo-SP, Brasil.

\*\*Faculdade de Fisioterapia da Universidade Nove de Julho, São Paulo-SP, Brasil.

#e-mail: fpolitti@ig.com.br

**Resumo:** Uma importante questão para o cálculo da entropia de uma série temporal, é determinar a dimensão “ $m$ ” e a tolerância “ $r$ ” antes de calcular a irregularidade do sinal eletromiográfico (EMG). Assim, o objetivo desse estudo foi verificar o erro relativo máximo da entropia da amostra (EnAm) do sinal EMG, em função de diferentes parâmetros de entrada  $m$  e  $r$ . Dez mulheres saudáveis (idade:  $23 \pm 3$  anos), foram previamente selecionadas e o sinal EMG do músculo trapézio fibras descendentes foi coletado com eletrodos bipolares de superfície, em contração isométrica com 30% da contração voluntária máxima, durante 4 segundos. Para verificar a influência dos parâmetros  $m$  e  $r$  sobre a EnAm, foi calculado os valores da mediana da EnAm bem como o erro relativo máximo em função de  $r$  (0,1 a 1,0). A análise do erro relativo máximo dos valores da EnAm do sinal EMG demonstrou que os valores de 2 e 0,3 para as variáveis  $m$  e  $r$  respectivamente, são os mais indicados para contrações isométricas com 30% da contração voluntária máxima.

**Palavras-chave:** Entropia da amostra, eletromiografia, músculo trapézio descendente.

**Abstract:** An important issue for estimation of the entropy values of a time series is to determine the length “ $m$ ” and tolerance “ $r$ ” before calculating the irregularity of the electromyographic signal (EMG). The objective of this study was to determine the maximum relative error of the sample entropy (SamEn) of the EMG signal as a function of different input parameters  $m$  and  $r$ . Ten healthy women (age:  $23 \pm 3$  years), were previously selected and the EMG signal of the upper trapezius muscle were collected using bipolar surface electrodes during isometric contraction at 30% of maximal voluntary contraction for 4 seconds. To assess the influence of the  $m$  and  $r$  parameters on the SamEn, was calculated the median values of SamEn and the maximum relative error as a function of  $r$  (0.1 to 1.0). The analysis of maximum relative error values of SamEn of the EMG signal showed that the values of 2 and 0.3 for  $m$  and  $r$  variables respectively, are the most appropriate for isometric contractions at 30% of maximal voluntary contraction.

**Keywords:** Sample entropy, electromyography, upper trapezius muscle.

### Introdução

A eletromiografia de superfície (sEMG) é uma ferramenta que permite examinar distúrbios da função motora e do movimento humano, por meio de diferentes estimativas do sinal EMG.

Dentre essas estimativas, os métodos lineares relacionadas ao domínio do tempo e da frequência do sinal EMG, são os mais utilizados. No entanto, já foi demonstrado que esses sinais apresentam alta complexidade e que, os mecanismos subjacentes de geração tendem a ser não-linear, ou mesmo, de natureza caótica [2-4].

Na prática clínica, a análise não-linear de séries temporais, revelam a complexidade inerente à variabilidade normal do sinal EMG, indicando assim, características do controle do motor, que podem ser importantes para quantificar e implementar diferentes técnicas de tratamento [5]. Além disso, alguns estudos já demonstraram que os métodos não-lineares são mais sensíveis às alterações mioelétricas, em comparação com os métodos lineares [6,7].

Em síntese, os sistemas não-lineares, são mais complexos do que os sistemas lineares, sendo necessário o uso de conjuntos de equações que possam gerar resultados imprevisíveis ou seja, que demonstrem uma condição caótico [8]. Diante disso, a quantificação de regularidade para uma série de dados temporais, é uma tarefa essencial para a compreensão do comportamento de um sistema.

Uma das medidas de regularidade mais populares para uma série de tempo é denominada de entropia da amostra (EnAm) [9]. Esse método reflete a probabilidade condicional em que duas seqüências de “ $m$ ” pontos de dados consecutivos, que são semelhantes entre si, permanecem semelhantes quando mais um ponto consecutivo é incluído. Sendo “similar” significa que o valor de uma ação específica da distância é inferior a “ $r$ ”. Portanto, EnAm é uma estimativa de regularidade de um sinal em função dos parâmetros  $m$  e  $r$ . Dessa forma, os parâmetros  $N$ ,  $m$  e  $r$  devem ser fixos para cada cálculo onde  $N$  é o comprimento da série de tempo,  $m$  é o comprimento da seqüência a ser comparada e  $r$ , é o critério de similaridade ou de tolerância para comparação entre as janelas *versus* o desvio padrão (DP) da série de dados a ser calculada [9].

Dessa maneira, uma importante questão para o cálculo da EnAm é determinar a dimensão  $m$  e a tolerância  $r$ . Nas análises de séries temporais

relacionadas ao batimento cardíaco foi indicado que a tolerância  $r$ , pode ser escolhida com valores entre 0,15 a 0,20 vs DP do tempo de série a ser analisado e  $m$  com valor igual a 2 [9,10]. Já em estudos com sEMG, os valores encontrados foram de 0,20 e 0,25  $\times$  DP para tolerância  $r$  e 2 para a dimensão  $m$  [11,12]. No entanto, a escolha desses parâmetros não foram especificamente justificadas.

Dessa maneira, determinar de forma aleatória valores para esses parâmetros, pode ocasionar erros de medidas com possível interferência nos resultados das análises. Assim, o objetivo desse estudo foi verificar o erro relativo máximo da entropia da amostra (EnAm) do sinal EMG em função de diferentes parâmetros de entrada  $m$  e  $r$ .

## Materiais e métodos

Esse estudo transversal foi realizado no Laboratório de Análise do Movimento Humano, da Universidade Nove de Julho após ser aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa (n° 483712). Participaram desse estudo, 10 mulheres com idade média de 23 anos ( $\pm$  3 DP), saudáveis, sedentários sem história de dor e disfunção na região cervical, ombro e membro superior e que não apresentaram nenhum tipo de disfunção cervical bem como, valor inferior a 5, de acordo com o Índice de Incapacidade do Pescoço, validado para a língua portuguesa [13].

Para esse estudo, foram realizadas 3 coletas do sinal EMG do músculo trapézio fibras descendentes, durante a elevação dos ombros em adução de 0° do membro superior, contra a resistência de uma célula de carga. A coleta foi realizada em contração isométrica, com 30% da contração voluntária máxima (CVM), com tempo de 4 segundos e intervalo de 2 minutos para descanso entre as coletas. Os sinais foram captados através de eletrodos ativos auto-adesivos circulares de prata cloreto de prata (Ag/AgCl), com diâmetro de 10 mm (*MedicalTrace*®) e distância inter-eletrodos centro a centro de 20 mm, posicionados no ventre do músculo trapézio descendente de acordo com McLean *et al.* [14].

Os registros dos sinais EMG foram realizados por meio de um módulo de aquisição com 8 canais (*EMG System do Brasil Ltda*®), composto por eletrodos ativos bipolar, com ganho de amplificação de 20 vezes, filtro analógico passa banda de 20 a 500 Hz e modo comum de rejeição de 120 dB, sendo um dos canais habilitado para a utilização da célula de carga (*EMG System do Brasil Ltda*®). Os sinais EMG foram amostrados com frequência de 2000 Hz, digitalizados por placa de conversão A/D (analógico-digital) com 16 bits de resolução.

Para a estimativa dos valores da EnAm e do erro relativo máximo  $Q(m,r)$ , foi utilizado o software MATLAB® versão 7.1 (The MathWorks Inc., Natick, Massachusetts, E.U.A.).

A EnAm e o  $Q(m,r)$  foi calculado de acordo com Lake *et al.* [15]. Dessa maneira, dada uma série

temporal padrão (com média zero e variância unitária)  $x_1, x_2, \dots, x_N$ , o primeiro passo do algoritmo é definir a sequência de comprimento  $m$  dada pela equação:

$$y_i(m) = (x_i, x_{i+1}, \dots, x_{i+m-1}) \text{ com } i=1, \dots, N-m+1 \quad (1)$$

Dessa forma, a quantificação é definida como:

$$B_i^m(r) = \frac{1}{N-m-1} \sum_{j=1, j \neq i}^{N-m} \Theta(r - \|y_j(m) - y_i(m)\|_\infty) \quad (2)$$

Onde,  $\Theta$  é uma função Degrau (Heaviside),  $\| \cdot \|_\infty$  é o preceito máximo definido por:  $\|y_j(m) - y_i(m)\|_\infty = \max_{0 \leq k \leq m-1} |x_{j+k} - x_{i+k}|$ . Na Eq. 2, a soma representa simplesmente o número de vetores de  $y_j(m)$  que estão dentro de uma distância (ou raio)  $r$  de  $y_i(m)$  no espaço de uma fase reconstituída. Nesta fórmula, os casos em que  $j = i$  são excluídas para evitar contar os chamados "self-matches". Este aspecto é uma das vantagens deste algoritmo em particular, contra implementações anteriores e reduz a polarização na estimativa da entropia [9].

O próximo passo do processo é o de calcular a densidade sendo:

$$B^m(r) = \frac{1}{N-m} \sum_{i=1}^{N-m} B_i^m(r) \quad (3)$$

Cálculos semelhantes também são realizados  $(m+1)$  na mesma dimensão do espaço reconstruído:

$$A_i^m(r) = \frac{1}{N-m-1} \sum_{j=1, j \neq i}^{N-m} \Theta(r - \|y_j(m) - y_i(m)\|_\infty) \quad (4)$$

$$A^m(r) = \frac{1}{N-m} \sum_{i=1}^{N-m} A_i^m(r) \quad (5)$$

As duas últimas grandezas são calculadas como:

$$B(r) = \frac{1}{2}(N-m-1)(N-m)B^m(r) \quad (6)$$

$$A(r) = \frac{1}{2}(N-m-1)(N-m)A^m(r) \quad (7)$$

Sendo finalmente a EnAm definida como:

$$EnAm(m, r, N) = -\log\left(\frac{A(r)}{B(r)}\right) \quad (8)$$

Onde,

$N$  Número de pontos de uma série temporal;

$m$  Comprimento da janela;

$r$  Tolerância.

Em resumo, pode-se dizer que a EnAm é o logaritmo natural negativo da probabilidade condicional de que um conjunto de dados de comprimento N, tendo-se repetido para m amostras dentro de uma tolerância r, também vai se repetir para m + 1 amostras.

Já o Q(m,r) foi estimado pelas equações:

$$CP(m,r) = \frac{A(r)}{B(r)} \tag{9}$$

$$\hat{\partial}_{CP}(m,r) = \frac{CP(m,r)(1-CP(m,r))}{B(r)} + \frac{1}{B(r)^2} [K_A - K_B \cdot CP(m,r)^2] \tag{10}$$

Onde K<sub>A</sub> e K<sub>B</sub> são respectivamente o número de pares de vetores de dimensão m+1.

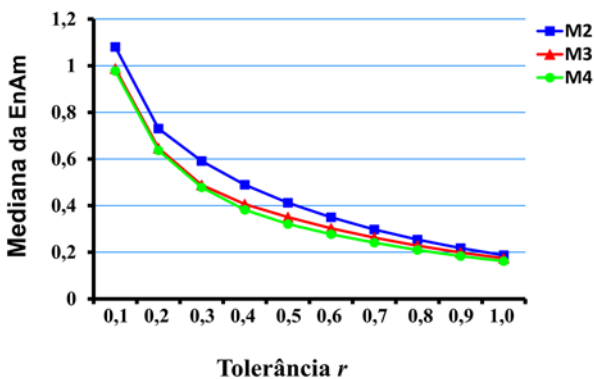
Assim tem-se:

$$Q(m,r) = \max \left( \frac{\hat{\partial}_{CP}(m,r)}{CP(m,r)}, \frac{\partial CP(m,r)}{-\log(CP(m,r))CP(m,r)} \right) \tag{11}$$

Como relatado por Lake *et al.* [15], CP é a estimativa do erro relativo máximo de EnAm. Além disso, a escolha do valor de r é baseado em um erro alvo relativo máximo (determinado por Q(m,r)) que é menor do que 0,05 [15,16]. Isso garante um intervalo de confiança de 95% que é 10% da estimativa da entropia.

**Resultados**

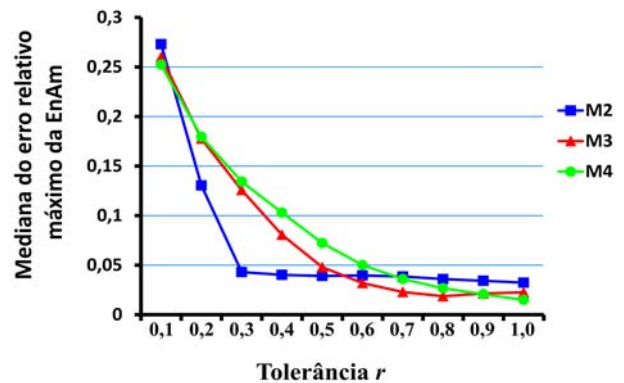
Como uma abordagem alternativa, inicialmente foi estimado os valores da mediana da EnAm em função de vários valores de r (0,1 a 1,0) para três valores de m (2,3 e 4) como demonstrado na Figura 1.



**Figura 1:** Curva da mediana da EnAm estimada em função de r para m=2-4. A curva mais elevada foi obtida para m=2. O aumento de m, desloca a curva para baixo. Nota-se que as curvas m=3 e 4, ficaram muito próximas para quase todos os valores r.

O erro relativo máximo, Q(m,r) em função de r para m 2-4 (Figura 2), demonstrou que apenas a curva

referente a m = 2 apresentou valores menores do que o limiar de 0,05. Esse resultado indicou m=2 e r = 0,3 como valores mais adequados para a estimativa da EnAm.



**Figura 2.** Curvas da mediana do erro relativo máximo (Q(m,r)) da EnAm (entropia da amostra) em função de r para m=2-4. A curva m=2 demonstrou erro relativo abaixo de 0,05 a partir de r=0,3

**Discussão**

Nesse estudo foi possível observar que o aumento de m, resultou na diminuição das estimativas da EnAm e que as curvas m=2-4, convergem entre si a partir de r = 0,8 (Figura1). Além disso, foi possível observar que a partir de m=3, os valores da EnAm ficaram menos suscetíveis à variações em função de r uma vez que, os valores de m=3 e 4, foram praticamente os mesmos, como demonstrado na Figura 1. No entanto, a mediana do erro relativo máximo (Q(m,r)) em função de r para m ≥ 3 mostrarm valores aceitáveis do Q(m,r) a partir de r=0,5 para m=3 e 0,6 para m=4. Esse valor foi muito distante dos sugeridos em estudos anteriores [9-12]. Além disso, as curvas foram muito diferentes a partir de r=3 (Figura 2) sendo encontrado um valor de Q(m,r) abaixo de 0,05 para todos os valores de r a partir de 0,3 para m = 2,

Dessa forma, embora a mediana da EnAm tenha apresentado similaridade nas curvas a partir de m=3, os resultados do Q(m,r) indicam ser mais seguro que o valor de 2 para m seja mantido assim como já sugerido em estudos anteriores [9-12] e que r seja calculado com um valor de 0,3.

Embora esses resultados preliminares possam servir como um direcionamento para a atribuição dos valores referentes as variáveis r e m, ainda é necessário investigar se esses valores também são os mais indicados para níveis de força diferentes dos utilizados nesse estudo, para contrações em isotonia, bem como para outros comprimentos se séries temporais (N).

**Conclusões**

A análise do erro relativo máximo dos valores da EnAm do sinal EMG demonstrou que os valores de 2 e 0,3 para as variáveis  $m$  e  $r$  respectivamente, são os mais indicados para contrações isométricas com 30% da contração voluntária máxima.

### Agradecimentos

Nós agradecemos ao Fundo de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP: Processo nº 2013/13839-9) pelo apoio financeiro.

### Referências

- [1] Chowdhury RH, Reaz MBI, Ali MABM, Bakar AAA, Chellappan K, Chang TG. Surface Electromyography Signal Processing and Classification Techniques. *Sensors*. 2013; 13:12431-12466
- [2] Lei M, Wang ZZ, Feng ZJ. Detection nonlinearity of action surface EMG signal. *Physics Letters A*. 2001; 290: 297–303.
- [3] Rodrick D, Karwowski, W. Nonlinear dynamical behavior of surface electromyographical signals of biceps muscle under two simulated static work postures. *Nonlinear Dynamics, Psychology, Life Science*. 2006; 10: 21–35.
- [4] Swie Y, Sakamoto K, Shimizu Y. Chaotic analysis of electromyography signal at low back and lower limb muscles during forward bending posture. *Electromyogr. Clinical Neurophysiology*. 2000;545: 329–342.
- [5] Harbourne RT, Stergiou N. Movement variability and the use of nonlinear tools: principles to guide physical therapist practice. *Physical Therapy*. 2009; 89:267-82.
- [6] Fattorini L, Felici F, Filligoi GC, Traballese M, Farina, D. Influence of high motor unit synchronization levels on non-linear and spectral variables of the surface EMG. *Journal of Neurosc Methods*. 2005;143:133–9
- [7] Felici F, Rosponi A, Sbriccoli P, Filligoi GC, Fattorini L, Marchetti M. Linear and non-linear analysis of surface electromyograms in weightlifters. *European Journal Applied Physiology*. 2001;84:337–42.
- [8] Walleczek J. *Self-organized Biological Dynamics and Nonlinear Control: Toward Understanding Complexity, Chaos, and Emergent Function in Living Systems*. Cambridge, United Kingdom: Cambridge University Press. 2000.
- [9] Richman JS, Moorman J.R. Physiological time-series analysis using approximate entropy and sample entropy. *American Journal of Physiology Heart and Circulatory Physiology*. 2000; 278:H2039–H2049.
- [10] Costa M, Healey JA. Multiscale entropy analysis of complex heart rate dynamics: discrimination of age and heart failure effects. *Computers in Cardiology* 2003;:705–8.
- [11] Zhang X, Zhou P. Sample entropy analysis of surface EMG for improved muscle activity onset detection against spurious background spikes. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2012; 22:901–907.
- [12] Meigal AI, Rissanen S, Tarvainen MP, Karjalainen PA, Iudina-Vassel IA, Airaksinen O. Novel parameters of surface EMG in patients with Parkinson's disease and healthy young and old controls. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2009; 19(3): e206–13.
- [13] Cook C, Richardson JK, Braga L, Menezes A, Soler X, Kume P, Zaninelli M, Socolows F, Pietrbon R. Cross-cultural adaptation and validation of the Brazilian Portuguese version of the Neck Disability Index and Neck Pain and Disability Scale. *Spine* 2006; 15:31(14) 1621-7.
- [14] McLean L, Chislett M, Keith M, Murphy M, Walton P. The effect of head position, electrode site, movement and smoothing window in the determination of a reliable maximum voluntary activation of the upper trapezius muscle. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2003; 13:169–180.
- [15] Lake DE, Richman JS, Griffin MP, Moorman R. Sample entropy analysis of neonatal heart rate variability. *American Journal of Physiology Regulatory, Integrative and Comparative Physiology*. 2002; 283:789–97.
- [16] Chen X, Solomon IC, Chon KH. Comparison of the use of approximate entropy and sample entropy: applications to neural respiratory signal. In: *Proceedings of the IEEE engineering in medicine and biology 27th annual conference on microelectromechanical systems*. 2005; p. 4212–5.