

# CORRELAÇÃO DA ENTROPIA APROXIMADA E DA ÁREA DO SINAL EMG COM A SENSACÃO SUBJETIVA DA DOR

Iraides Moraes Oliveira, Nayara Nascimento Moraes, Talita Conte Granado, Vitória Gonçalves da Silva Chagas, Alessandro Ribeiro de Pádua Machado, Adriano de Oliveira Andrade, Adriano Alves Pereira.  
Faculdade de Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia – Minas Gerais.

**Resumo** – Na população brasileira, a maioria das pessoas que procuram por assistência médica é devido à dor. Com o aumento da procura nos últimos anos ficou importante estabelecer critérios ou escalas capazes de mensurar a intensidade da dor e então desenvolver escalas de dor por meio do uso de técnicas tradicionais e avançadas, utilizadas no processamento de biopotenciais, proporcionando maneiras práticas e alternativas para avaliação da dor. A pesquisa realizada conclui que as variáveis área e entropia em um período de duzentos milissegundos (200ms) após a estimulação podem ser utilizadas para correlacionar o reflexo de flexão à sensação subjetiva de dor utilizando técnicas de eletromiografia.

**Palavras-Chave** – Biopotenciais, correlação, dor, eletromiografia, reflexo de flexão.

## Correlation of approximate entropy and area of the reflex flexion with the subjective sensation of pain

**Abstract** – In the Brazilian population, it mostly of people looking for medical assistance is due of pain. With the increase demand in recent years was important to establish criteria or scales able of measuring the intensity of pain and then develop pain scales through the use of traditional techniques and advanced, used of processing in biopotentials, providing practical ways and alternatives for pain assessment. The research concludes that the variables area and entropy in a period of 200 ms after stimulation can be used to correlate the flexion reflex to subjective sensation of pain using electromyography techniques.

**Keywords** – Biopotentials, correlate, pain, electromyography, flexion reflex.

### Introdução

De acordo com a *International Association for the Study of Pain* (IASP), a dor pode ser definida como um tipo de experiência sensorial e/ou psicológica indesejada, que em uma primeira ocasião está associada à lesão tecidual real ou potencial.

Após essa lesão, o tecido é sensibilizado e há liberação de mediadores químicos do processo inflamatório, ativando os receptores nociceptivos.

Assim, ocorre uma transmissão do estímulo nervoso até as vias periféricas e centrais, o que é interpretado como um estímulo de dor.

Dados publicados pela Sociedade Brasileira Para o Estudo da Dor (SBED) indicam que a dor afeta pelo menos 30% dos indivíduos durante algum momento da sua vida e, em 10 a 40% deles, tem duração superior a um dia.

Nota-se ainda que as consequências psicossociais e econômicas geradas pela dor são inúmeras e que essas comprometem significativamente a qualidade de vida, por exemplo, muitos dias de trabalho podem ser perdidos por indivíduos que sofrem de dor crônica, aguda ou recorrente.

Além disso, é importante que pesquisas que objetivam desenvolver ferramentas para mensurar a dor levem em consideração o uso de técnicas que possibilitem a reprodução de experimentos juntamente com medições estáveis, ou seja, é importante eliminar o tanto quanto possível variáveis subjetivas do processo de quantificação da dor [1].

Não existem dados estatísticos oficiais sobre a dor no Brasil, mas a sua ocorrência tem aumentado substancialmente nos últimos anos. Diante desse aumento é importante entender e estabelecer critérios ou escalas capazes de mensurar a intensidade da dor, e empregar estratégias que levam em consideração a busca da correlação entre sinais biomédicos e a sensação da dor [2, 3, 4].

A avaliação da intensidade da dor normalmente é realizada com o auxílio da Escala Visual Analógica (EVA) [5], porém, esta é subjetiva, assim como a dor, o que pode dificultar, por exemplo, uma conduta terapêutica em um ambiente clínico.

Criando uma interface de fácil manuseio é possível ajudar a eliminar essas variáveis subjetivas da dor e a visualizar melhor os resultados.

A dor também é um grande problema de saúde pública e gera muitos gastos relacionados aos aspectos médicos e sociais para realizar o diagnóstico e tratamento de suas causas [6].

De tal modo, a quantificação da dor poderia reduzir estes gastos por facilitar a condução do tratamento e até mesmo promover o acompanhamento dos resultados de terapias alternativas e medidas não farmacológicas.

Nota-se, dessa forma, que a definição de escalas de dor é um estudo que possui inúmeras aplicações práticas cujos resultados podem ser empregados imediatamente na indústria, em clínicas e hospitais.

Diante disso, essa pesquisa tem a seguinte proposta: a possibilidade de correlacionar a sensação dolorosa com biopotenciais, saindo da esfera subjetiva para uma esfera objetiva dos processos de avaliação de dor, atualmente desenvolvidos pelos profissionais de saúde, propiciando um julgamento mais rigoroso e preciso da situação do paciente.

## Metodologia

Foram estudados 10 indivíduos saudáveis do gênero masculino, com faixa etária entre 20 e 27 anos ( $23,8 \pm 2,39$ ). A coleta de dados foi realizada no Laboratório de Engenharia Biomédica da Universidade Federal de Uberlândia – UFU. Os dados foram coletados após a emissão do parecer do Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) desta instituição.

Neste experimento, o estímulo doloroso foi causado por estimulação elétrica na via retromaleolar externa do nervo sural, posteriormente ao maléolo lateral no membro inferior, próximo ao tornozelo.

Para redução da impedância, a pele no local onde foram colocados os eletrodos foi limpa com álcool e, caso fosse necessário, era tricotomizada (retirada de pelos).

Para a coleta dos dados de eletromiografia de superfície, utilizou-se o equipamento Myosystem-Br1, da DataHominis Tecnologia Ltda.

Os eletrodos para captação do sinal eletromiográfico foram fixados, com auxílio de micropore, no músculo bíceps femoral direito, o qual realiza o movimento de flexão e rotação lateral da articulação do joelho. Estes foram posicionados 10 cm acima da fossa poplíteia, de acordo com France, Rhudy e McGlone [7].

O outro eletrodo de eletromiografia foi posicionado na pele sobre o músculo extensor curto dos dedos direito. A atividade captada do mesmo serviu como parâmetro para os pesquisadores identificarem o tempo correto em que o estímulo elétrico foi dado.

A captação da atividade foi possível devido ao fato do músculo extensor curto dos dedos se localizar bem próximo aos eletrodos da estimulação elétrica. O eletrodo de referência da eletromiografia foi posicionado na cabeça da fíbula direita sobre um gel eletrocondutor.

O equipamento utilizado, Neuropack S1 MEB-9400, Nihon Kohden, foi ajustado como indicado a seguir: 5 trens de pulso retangulares com 0,2 milissegundos (ms) de duração e intervalo de 10 ms entre os pulsos .

Foram coletados 100 ms de sinal eletromiográfico antes do estímulo e 200 ms depois do mesmo, para verificar o surgimento do reflexo de flexão, obtido após a aplicação de um estímulo elétrico em uma superfície muscular que se flexiona no sentido de afastá-lo da fonte causadora da dor.

Um dos componentes do reflexo de flexão, o RIII, responsável pelo movimento involuntário, foi avaliado neste estudo, é de longa latência e surge de 85 a 120 ms [8]. O intervalo interestímulo foi variado randomicamente entre 10 e 20 segundos [9] para prevenir reações antecipatórias e habituação do reflexo de flexão.

As intensidades dos estímulos de limiar e tolerância foram normalizadas como 0% e 100%, respectivamente. A variação entre essas duas intensidades foi então dividida em incrementos de 10%, produzindo um total de 11 intensidades de estímulos.

Foi determinado o limiar de percepção do voluntário através do método dos limites, que consistiu na apresentação de aproximadamente 10 séries de estímulos, sendo 5 com intensidades ascendentes e 5 com intensidades descendentes, em iguais incrementos, nos quais o voluntário

devia falar se sentia ou não sentia dor. As séries ascendentes e descendentes foram apresentadas ao voluntário de forma alternada.

O nível de tolerância do sujeito de pesquisa foi verificado aumentando gradualmente a intensidade do estímulo até o máximo limite suportável, utilizando a Escala Visual Analógica (EVA), com a qual o voluntário relatava a intensidade da sensação subjetiva da dor (Figura 1).



Figura 1: Escala Visual Analógica

As intensidades dos estímulos de limiar e tolerância foram normalizadas como 0% e 100%, respectivamente. A variação entre essas duas intensidades foi então dividida em incrementos de 10%, produzindo um total de 11 intensidades de estímulos.

Cada intensidade de estímulo era apresentada 10 vezes ao sujeito de pesquisa, para uma média adequada em uma ordem randomizada. Esses dados foram salvos em formato .txt para avaliação utilizando o software MatLab.

Foi analisada a entropia aproximada durante dois períodos de tempo. O primeiro período de tempo foi um intervalo de 100ms antes da estimulação elétrica (*PréEn*). O segundo período de tempo consistiu em um intervalo de 200ms após a estimulação elétrica (*PósEn*).

A entropia aproximada (*ApEn*) é uma ferramenta usada para quantificar a regularidade de um sinal, retornando um valor entre 0 e 2, onde:

$ApEn = 0$  representa um sinal determinístico, como um sinal senoidal e;

$ApEn = 2$  representa um sinal aleatório, como um ruído branco.

O procedimento para o cálculo da Entropia Aproximada é descrito a seguir: considerando a sequência do sinal EMG (*demg*) com amostras, é necessário escolher valores para os parâmetros  $m$  (comprimento de um padrão) e  $s$  (critério de similaridade ou tolerância de comparação), a fim de calcular a entropia aproximada da sequência.

Se uma janela do sinal de  $m$  amostras iniciando da amostra  $i$  é denotado por  $pm(i)$  e, em seguida, duas janelas  $pm(i)$  e  $pm(j)$  serão semelhantes, se a diferença entre qualquer par de amostras correspondentes das janelas forem inferior a  $s$ ,  $[demg(i+k) - demg(j+k)] < s$ , para  $0 \leq k < m$ .

Sendo  $Pm$  o conjunto de todas as janelas de comprimento  $m$  em *demg*, o número de janelas de comprimento  $m$  que se assemelham a janela de mesmo comprimento, iniciando de  $i$  é  $Cim(s)$ .  $Cim(s)$  é o número de janelas em  $Pm$  que são similares a  $pm(i)$ .

Neste caso,  $Cim(s)$  pode ser calculado para cada janela em  $Pm$ , estimando  $Cm(s)$  como a média destes valores.  $Cm(s)$  mede a regularidade ou a frequência das janelas semelhantes em um determinado conjunto de janelas em *demg* com comprimento  $m$ , obedecendo a tolerância  $s$ .

Assim, a entropia aproximada de *demg* pode ser definida como na Equação 1.

$$ApEn(m, s, demg) = \ln \left[ \frac{c_m(s)}{c_{(m+1)}(s)} \right] \quad (1)$$

Onde:

*demg* Sinal eletromiográfico (EMG)  
*m* Comprimento da janela  
*s* Critério de similaridade

Esta técnica foi aplicada no sinal EMG, com um valor de *m* igual a 2 e *s* igual a 0.2SD (*demg*), onde 0.2SD (*demg*) é o desvio padrão de *demg*, como sugerido por Pincus [10].

A entropia aproximada (*ApEn*) mede a similaridade entre as janelas de comprimentos *m* e *m+1*. Dessa forma, ela foi aplicada ao sinal EMG para a estimativa da regularidade, afim de confirmar a hipótese de que o sinal ficaria mais previsível com o aumento da sensação de dor (diminuição da entropia).

A Figura 2 a seguir representa ilustrativamente o gráfico da área em função do tempo de duração do estímulo. A envoltória do sinal eletromiográfico captado é representado pela linha preta, enquanto a parte cinza representa a área utilizada nesse estudo.

O cálculo da área foi realizado baseando-se no princípio de integrais, fazendo uma somatória de cada área infinitesimal desde o eixo horizontal (tempo) até o nível da envoltória do sinal eletromiográfico. Posteriormente foi gerado o gráfico dessa área em função do estímulo elétrico gerado.

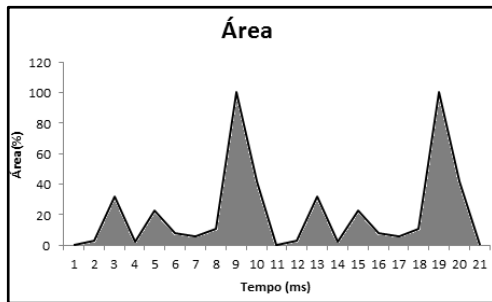


Figura 2: Gráfico ilustrativo da área em porcentagem em função do tempo e representação do envoltório do sinal eletromiográfico.

Com a interface desenvolvida e a partir dos dados coletados, foram gerados gráficos em porcentagem da área, PósEn e EVA em função do estímulo. Por fim, foram analisadas todas as variáveis estudadas para verificar se existia correlação das mesmas com a sensação subjetiva da dor.

## Resultados

Como resultado das análises gráficas, obteve-se na Figura 3, a curva da área em função do estímulo aplicado, observando-se uma correlação linear entre as duas variáveis

comparadas, ou seja, à medida que se aumentava o estímulo, a área também aumentou.

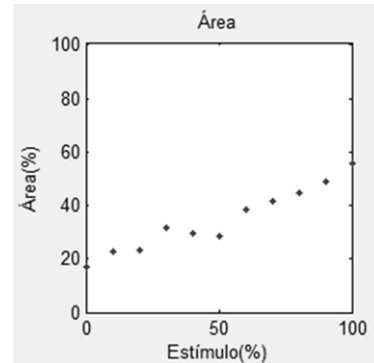


Figura 3: Curva da área em função do estímulo aplicado.

Na Figura 4, observa-se a curva obtida da entropia em função do estímulo num período de tempo de 200ms após a estimulação eletromiográfica. O gráfico apresentou uma tendência linear negativa entre a PósEn e o estímulo.

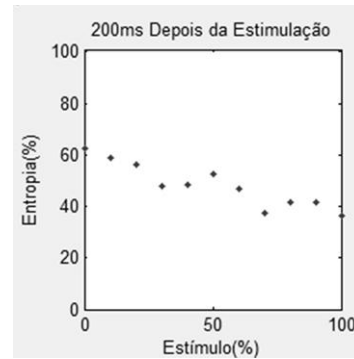


Figura 4: Curva da entropia em função do estímulo em um período de 200ms depois da estimulação.

A Figura 5 mostra a EVA em função do estímulo em porcentagem. Verificou-se que a curva apresentou uma forte correlação linear positiva, a EVA aumentou quando o estímulo era aumentado gradualmente. Para análise dos dados, os valores relatados pelo voluntário na EVA foram multiplicados por 10.

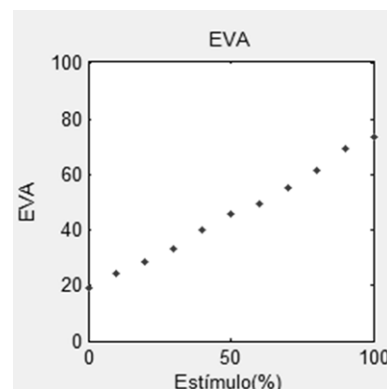


Figura 5: Curva da EVA em função do estímulo aplicado.

Posteriormente, os dados médios adquiridos na simulação gráfica foram analisados estatisticamente. Foi possível então, determinar o coeficiente de correlação de Pearson para cada um dos quatro gráficos de área, entropia antes, entropia depois e EVA em função do estímulo.

A Tabela I a seguir mostra os valores obtidos de coeficiente de correlação de Pearson (r), as equações das retas a partir da regressão linear, e coeficiente de determinação (r<sup>2</sup>), respectivamente.

**TABELA I**  
**Parâmetros estatísticos**

Gráfico	Coefficiente de Correlação de Pearson (r)	Equação da reta	Coefficiente de determinação (r <sup>2</sup> )
Área	0,974094	$y = 0,3559x + 16,971$	0,9489
PósEn	-0,93315	$y = -0,2433x + 60,415$	0,8708
EVA	0,998307	$y = 0,5502x + 18,011$	0,9966

## Discussão

Após seguir o protocolo experimental, obteve-se a partir da análise estatística: uma correlação de Pearson (r) de 0,974094 – indicando uma forte correlação positiva para os valores de área em função do estímulo, com um coeficiente de determinação (r<sup>2</sup>) de 94,89%.

**Ao se analisar a entropia após a estimulação com um período de 200ms, verificou-se um valor r = -0,93315, o que significa uma correlação forte negativa com um coeficiente de determinação de 87,08%.**

Por fim, a curva da EVA em função do estímulo indicou uma correlação forte de Pearson positiva de 0,998307, com um valor de 99,66% para o coeficiente de determinação.

Com a análise computacional, gráfica e estatísticas dos dados coletados e dos parâmetros analisados, é possível afirmar que a área e a (PósEn) consistem em variáveis que podem ser utilizadas na tentativa de quantificação do estímulo doloroso.

## Conclusão

Este estudo analisou a correlação da entropia aproximada e da área do reflexo de flexão com a sensação subjetiva de dor. Para realização do mesmo foram coletados dados de 10 indivíduos com faixa etária entre 20 e 27 anos.

O método de análise adotado foi a eletromiografia, segundo a qual foram gerados estímulos variados para avaliar quais parâmetros ou variáveis eram mais precisas na quantificação do estímulo doloroso aplicado.

Após coletados, os sinais eletromiográficos, foram devidamente filtrados com o *software* MatLab, o qual também foi implementado com funções específicas para atender à esta pesquisa.

Utilizando os recursos computacionais, calculou-se área, entropia e EVA, e através de interface gráfica se

obteve os resultados das curvas. As mesmas apresentaram resultado satisfatório, já que apresentaram tendência linear quando plotadas em função do estímulo de dor.

Para comprovar os resultados visualizados graficamente, foi feita também a análise dos parâmetros estatísticos obtendo uma correlação forte positiva da área em função do estímulo, e correlação forte negativa para PósEn em função do estímulo.

Como a entropia obtida num intervalo de 200ms após a estimulação e área apresentaram forte correlação de Pearson e uma tendência linear, podem ser variáveis muito importantes na determinação de escalas mais precisas de dor.

Conclui-se então, que com a pesquisa realizada foi possível observar que as duas variáveis – PósEn e área do reflexo de flexão – são parâmetros relevantes na correlação subjetiva da dor.

Por fim, pode-se dizer que o estudo contribuiu na determinação e criação de técnicas cada vez mais aprimoradas e principalmente precisas para se quantificar a sensação de dor, assim como desenvolvimento de ferramentas que minimizem ao máximo as variáveis subjetivas no processo de quantificação da dor.

## Referências Bibliográficas

- [1] Skljarevskia, V., Ramadana, N.M., “The nociceptive flexion reflex in humans” – review article. *Pain*, v. 96, p. 3-8, 2002.
- [2] Snyder-Mackler, L., et al. “Effects of helium-neon laser irradiation on skin resistance and pain in patients with trigger points in the neck or back”. *Physical Therapy*, v. 69, n. 5, p. 336-341, 1989.
- [3] Nussbaum, E.L., Downes, L., “Reliability of clinical pressure-pain algometric measurements obtained on consecutive days”. *Physical Therapy*, v.78, n.2, p.160-169, 1998.
- [4] Ervilha, U.F., et al. “The effect of muscle pain on elbow flexion and coactivation tasks”. *Experimental Brain Research*, v. 156, p. 174-182, 2004.
- [5] Averbuch, M., Katzper, M., “Baseline pain and response to analgesic medications in the postsurgery dental pain model”. *Journal of Clinical Pharmacology*, v. 40, p. 133-137, 2000.
- [6] Leão, E.R., Silva, M.J.P., “Música e dor crônica musculoesquelética: o potencial evocativo de imagens mentais”. *Revista Latino-Americana de Enfermagem*, v. 12, p. 1-8, 2004.
- [7] France, CR., Rhudy, J.L., Mcglone, S., “Using normalized EMG to define the nociceptive flexion reflex (NFR) threshold: Further evaluation of standardized NFR scoring criteria”. *Pain*, v. 145, p. 211-218, 2009.
- [8] Sandrini, G., et al. “The lower limb flexion reflex in humans”. *Progress in Neurobiology*, v. 77, p. 353-395, 2005.
- [9] Chan, C.W.Y., Dallaire, M., “Subjective pain sensation is linearly correlated with the flexion reflex in man”. *Brain Research*, v. 479, p. 145-150, 1989.
- [10] Pincus, S.M., “Approximate entropy as a measure of system complexity”. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the USA* 1991, 88:2297-2301.