

## ALTERNATIVA DE FILTRAGEM ADAPTATIVA DE RUÍDOS ELETROMAGNÉTICOS ONLINE PARA SINAIS ELETROMIOGRÁFICOS DO MÚSCULO MASSETER NO ESTUDO DO BRUXISMO

BETTY BRAGA GALLO<sup>1</sup>; ANDREI BORGES LA ROSA<sup>2</sup>; DOUVER MICHELON<sup>3</sup>  
EVANDRO PIVA<sup>4</sup>

<sup>1</sup>Universidade Federal de Pelotas – bettybraga@yahoo.com.br

<sup>2</sup>Universidade Federal de Pelotas – andrei.rosa@inf.ufpel.edu.br

<sup>3</sup>Universidade Federal de Pelotas – douvermichelon@hotmail.com

<sup>4</sup>Universidade Federal de Pelotas – evpiva@gmail.com

### 1. INTRODUÇÃO

O bruxismo pode ser definido como um hábito parafuncional, quando o contato ou atrito entre os dentes ocorre de maneira anormal, ou seja, de forma não funcional (OSHCHYPKO, 2019). Estima-se que até 85 % da população mundial apresente algum grau de bruxismo em algum momento da vida. Além disso, o bruxismo é visto como um dos principais fatores de risco para distúrbios temporomandibulares. Por isso, há algumas décadas dispositivos e sistemas diversos têm sido desenvolvidos para diagnosticar e mensurar o bruxismo, muitos baseados em eletromiografia (EMG) (FELICÍSSIMO et al., 2018).

A facilidade do uso e avaliação por EMG dos músculos mastigatórios durante as contrações estáticas e/ou durante a mastigação, levou ao desenvolvimento de protocolos de exame padronizados adequados para uso na avaliação clínica de rotina (CAMPANINI et al., 2020). Entretanto, sinais biomédicos em geral, como os de EMG, estão sempre corrompidos com algum grau de diferentes ruídos e interferências. A *Power Line Interference* (PLI) é uma das maiores interferências que contaminam os sinais biomédicos adquiridos, o que diminui significativamente a sua qualidade (MALBOUBI et al., 2010; GOLABBAKSHI; MASOUMZADEH; SABAHI, 2011).

Neste estudo, foram exploradas técnicas de filtragem adaptativa para eliminação de artefatos em sinais de EMG adquiridos de músculos faciais, pelo fato de maior facilidade de implementação online, sem calibração e de maior facilidade de implementação em hardware (MANNAN, KAMRAN, JEONG, 2018; SEIBEL et al., 2013). A filtragem é uma operação de ponderação dos sinais de entrada para a saída do sistema. Em um sistema de filtragem adaptativa cada amostra de entrada  $x(k)$  é multiplicado pelos coeficientes do filtro  $w(k)$  e subtraído de um sinal desejado  $d(k)$  (para eliminação de ruído é o sinal contaminado), o erro gerado  $e(k) = d(k) - x(k)w(k)$  é utilizado para atualizar seus coeficientes. Cada filtro possui uma equação característica de atualização de seus coeficientes. Os algoritmos de filtragem adaptativa utilizados foram o Least Mean Square (LMS) e Recursive Least Square (RLS). O filtro LMS é um dos filtros de uso mais comum, devido a sua simplicidade e baixo custo computacional, enquanto o filtro RLS é um filtro com maior custo, no entanto, apresentam grande aplicação para eliminação de artefatos em sinais bioelétricos (MANNAN, KAMRAN, JEONG, 2018). As equações 1 e 2 apresentam equações de atualização de coeficientes dos filtros LMS e RLS, respectivamente.

$$w(k + 1) = w(k) + 2\mu e(k)x(k) \quad (1)$$

$$w(k + 1) = w(k) - e(k)S_D(k)x(k) \quad (2)$$

onde,  $\mu$  é o passo de adaptação do filtro LMS e  $S_D(k)$  é o inverso da matriz de correlação determinística do sinal de entrada.

O presente artigo apresenta uma abordagem pioneira de eliminação de artefatos em sinais de EMG do músculo masseter. Além disso, busca-se avaliar o uso de um filtro de menor custo computacional como o LMS, em vez de um filtro comumente utilizado em sinais bioelétricos (RLS) para a aplicação desejada.

## 2. METODOLOGIA

Para a aquisição dos dados foram realizados três tipos de testes, no primeiro foram eliminados quaisquer possíveis fontes geradoras de artefatos eletromagnéticos dos arredores do sistema de aquisição de EMG. No segundo teste, uma carga resistiva foi alimentada com a tensão senoidal da rede elétrica. A carga apresentava-se a menos de um metro do equipamento de aquisição de EMG. No terceiro teste a mesma distância foi mantida, porém, desta vez conectou-se a rede elétrica uma fonte de tensão CC de 20 V. A Figura 1, apresentam uma amostra representativa de cada um dos testes (a, c e e) e sua respectiva Transformada de Fourier (b, d e f).

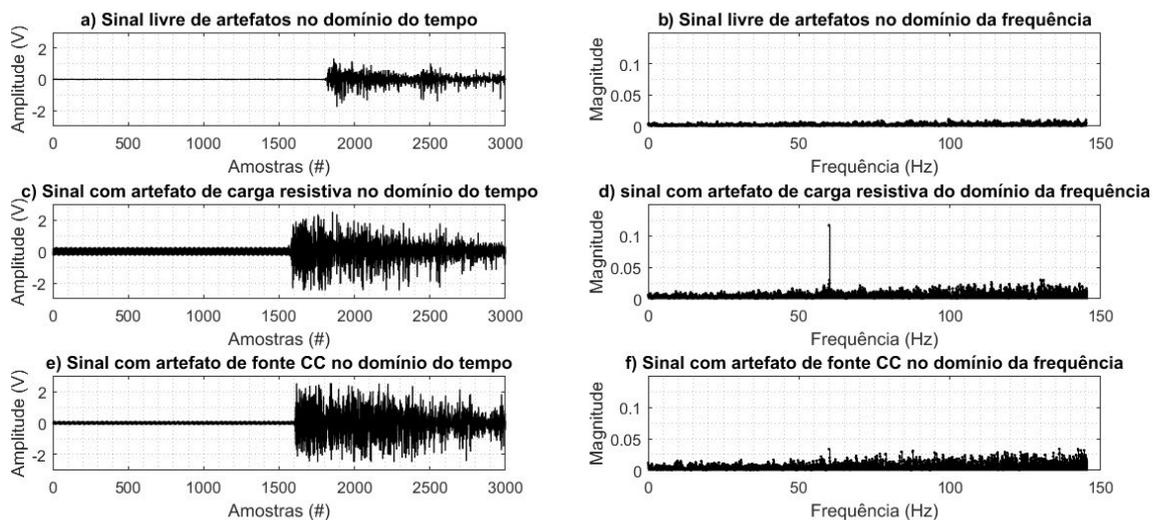


Figura 1 - Sinais de EMG adquiridos e seus respectivos espectros de frequência

Em todos os testes foram utilizados dois canais de medida, um canal com eletrodos posicionados na superfície da pele sobre o músculo masseter como da face (SABANEEFF et al., 2017), para a medição de força de mordida, e um segundo canal posicionado na mão do sujeito apenas para a equalização de potencial. Como ambos canais são contaminados o canal posicionado na mão do usuário serve como referência de interferência eletromagnética presente no sinal de EMG para o filtro adaptativo. Nesse sentido, uma das principais dificuldades de trabalhar com biosinais é que o sinal verdadeiro é desconhecido, o que dificulta a avaliação de métricas para verificar a real eficiência dos métodos de eliminação de artefatos. Logo, é necessário criar um banco de dados simulado para o fim especificado. O banco de dados simulados é composto pelo sinal de EMG livre de artefatos, como demonstrado na Figura 1a, somado ao sinal de referência obtido nos processos de aquisição de dados com carga resistiva e com fonte CC.

As três métricas utilizadas para avaliação de eficiência dos filtros foram: (i) *Root Mean Square Error* (RMSE), (ii) *Mean Absolute Error* MAE e (iii) *Signal-to-Artifacts Ratio* (SAR) (MANNAN, KAMRAN, JEONG, 2018). A métrica RMSE avalia o erro do sinal no domínio do tempo, e a métrica MAE a distorção do sinal no domínio da frequência considerando a densidade espectral de potência do sinal de EMG verdadeiro e filtrado. Quanto menores os valores obtidos nessas

métricas, menor distorção o sinal filtrado apresentou. A métrica SAR apresenta uma relação entre a SNR (Relação sinal-ruído) do sinal contaminado e do sinal filtrado, e estima em quantos dBs o sinal filtrado melhorou, assim, quanto maior o valor de SAR mais eficiente é o filtro.

### 3. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Para a seleção dos parâmetros utilizados pelos filtros, a ordem do filtro foi fixada em 80 e as métricas RMSE e SAR forma avaliadas para uma variação de  $\mu$  de 0 à 2 e  $\lambda$  de 0.998 à 1, com isso os valores escolhidos foram  $\mu = 1$  e  $\lambda = 0.9992$ . Com os parâmetros  $\mu$  e  $\lambda$  fixados, a ordem do filtro foi variada de 1 à 100, assim, escolheu-se a ordem 69, por apresentar um redução de aumento de eficiência para ordens superiores. Embora o filtro RLS apresente um maior potencial de aprimoramento com o aumento da ordem. A Tabela 1 apresenta os resultados das métricas RMSE, SAR e MAE, para os cenários simulados, com os filtros LMS e RLS.

Tabela 1 - Resultados das Métricas para os filtros LMS e RLS

F. A.	Carga Resistiva			Carga Fonte		
	RMSE (V)	SAR (dB)	MAE ( $\mu$ W/Hz)	RMSE (V)	SAR (dB)	MAE ( $\mu$ W/Hz)
LMS	0,027	10,7	6,19	0,024	9,82	17,74
RLS	0,022	12,2	8,08	0,025	9,67	14,2

A Figura 2 explicita a proximidade dos sinais filtrados pelos filtros LMS e RLS do sinal sintético verdadeiro de EMG. Observa-se também detalhadamente a deformação causada pelo artefato de PLI.

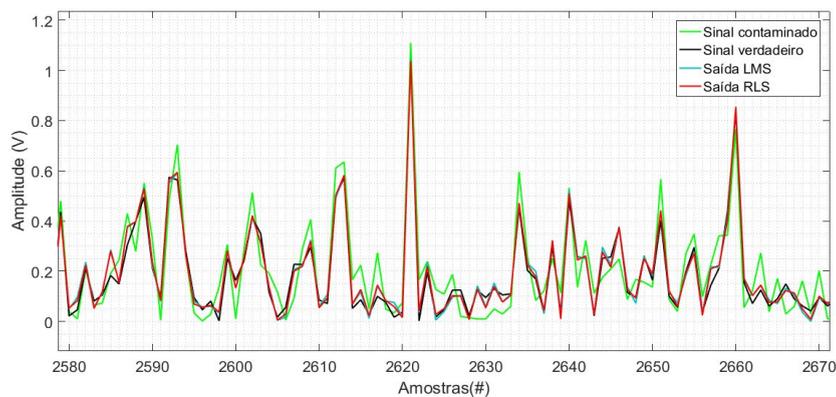


Figura 2 - Comparação entre os sinais obtidos pela filtragem com o sinal de EMG sintético verdadeiro e o sinal de EMG contaminado

Embora o uso dos cenários simulados possibilitem avaliar de forma quantitativa a eficiência dos filtros utilizados, é essencial testar os filtros em um cenário de aplicação real. As Figuras 3 e 4 mostram os espectros de frequência dos sinais de saída dos filtros LMS e RLS para os sinais de testes 2 e 3 (Figuras 1c e 1e), comparados ao espectro de frequência dos sinais contaminados.

Pode-se observar nas Figuras 3 e 4 que em um cenário real de aplicação, as frequências originadas pela fonte PLI foram suprimidas demonstrando a

eficiência dos métodos. O que indica que os filtros também funcionaram corretamente em um cenário online real.

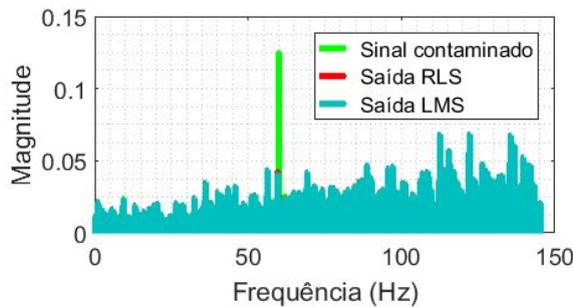


Figura 5 - Espectro do domínio da frequência com carga resistiva para eliminação online

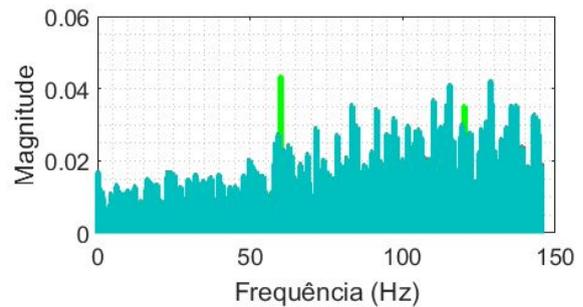


Figura 6 - Espectro do domínio da frequência com fonte CC para eliminação online

#### 4. CONCLUSÕES

De acordo com os resultados pode-se observar que o filtro LMS cumpre com o objetivo de eliminação de artefatos com características muito próximas ao filtro RLS. Levando-se em consideração o menor custo computacional do algoritmo LMS, bem como, sua maior facilidade de implementação em hardware, ele se mostra uma boa alternativa para filtragem de ruídos PLI, principalmente para sistemas que visam simplicidade, baixo custo e baixo consumo de energia, como equipamentos portáteis e vestíveis.

#### 5. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- CAMPANINI, I. et al. Surface EMG in Clinical Assessment and Neurorehabilitation: Barriers Limiting Its Use. **Frontiers in Neurology**, v. 11, 2020.
- FELICÍSSIMO, K. et al. Patents related to the treatment and diagnosis of bruxism. **Expert Opinion on Therapeutic Patents**, v. 28, n. 7, p. 561-571, 2018.
- GOLABBAKSH, M.; MASOUMZADEH, M.; SABAHI, M. F. ECG and power line noise removal from respiratory EMG signal using adaptive filters. **Majlesi Journal of Electrical Engineering**, v. 5, n. 4, 2011.
- MALBOUBI, M. et al. Power line noise elimination from EMG signals using adaptive Laguerre filter with fuzzy step size. In: **2010 17th Iranian Conference of Biomedical Engineering (ICBME)**. IEEE, 2010. p. 1-4.
- MANNAN, M. M. N.; KAMRAN, M. A.; JEONG, M. Y. Identification and removal of physiological artifacts from electroencephalogram signals: A review. **IEEE Access**, v. 6, p. 30630-30652, 2018.
- OSHCHYPKO, Ruslan V. BRUXISM: A MODERN VIEW (A LITERATURE REVIEW). **International Journal of Medical Dentistry**, v. 23, n. 4, 2019.
- SABANEEFF, A. et al. Proposal of surface electromyography signal acquisition protocols for masseter and temporalis muscles. **Research on Biomedical Engineering**, v. 33, n. 4, p. 324-330, 2017.
- SEIBEL, G. et al. Fixed-point adaptive filter architecture for the harmonics power line interference cancelling. In: **2013 IEEE 4th Latin American Symposium on Circuits and Systems (LASCAS)**. IEEE, 2013. p. 1-4.