

# Avaliação de métodos adaptativos e baseados em software para compensação de artefato de estímulo em sEMG

## Evaluating Adaptive and Software Based Methods for Stimulus Artifact Compensation in sEMG

Mateus G. Lucas<sup>1</sup>, Lucas B. Lopes<sup>1</sup>, Samuel Caled B. Wachholz<sup>2</sup>, Adão Antonio de S. Jr<sup>2</sup>, Lucian S. Schiavon<sup>2</sup>, Mauricio C. Tavares<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Universidade Federal de Santa Catarina, PPGEEL, Florianópolis, Brasil

<sup>2</sup>Curso de Engenharia Elétrica, Instituto Federal Sul-rio-grandense, Pelotas, Brasil

<sup>3</sup>Contronic Sistemas Automáticos Ltda, Pelotas, Brasil

### Resumo

Potenciais evocados eletricamente, medidos por meio de sEMGs, têm várias aplicações clínicas tradicionais, como monitoramento intraoperatório de nervos e terapias de reabilitação. No entanto, o estímulo elétrico gera um artefato que pode interferir nos sinais medidos, o qual não é facilmente removido por promediação. Os artefatos são particularmente difíceis de serem removidos em aplicações como o monitoramento do nervo facial, onde os estímulos e os eletrodos de sinal ficam próximos e a sobreposição entre o artefato e a onda M é comum. Métodos adaptativos para a supressão de artefatos — utilizando um sinal de referência que contenha apenas o artefato de estímulo — foram propostos nas configurações *off-nerve*, estímulo duplo e sublimiar. Recentemente, foram propostos algoritmos usando inteligência computacional para proceder em relação à segmentação de sinais, mascaramento e reconstrução de ondas M, chamados de métodos baseados em *software*. Porém, uma comparação sistemática das técnicas de supressão de artefatos não é encontrada na literatura. Neste trabalho, implementou-se um modelo completo de geração de onda M e propagação de artefato, o qual foi usado para comparar métodos adaptativos e métodos baseados em *software*. Dois conjuntos de sinais aleatórios e artefatos com vários graus de sobreposição e amplitudes foram criados e empregados na comparação dos métodos. Os resultados apontam uma vantagem no uso dos algoritmos baseados em *software*, conforme avaliado pelos índices de coeficiente de correlação, erro RMS, erro de latência e erro de amplitude pico a pico.

**Palavras-chave:** artefato de estímulo; eletromiografia, onda-M.

### Abstract

*Electrically evoked potentials measured through sEMG have several traditional clinical applications, such as intraoperative nerve monitoring and rehabilitation therapy. However, electrical stimulus generates an artifact that can interfere with the measured signals, which is not easily removed by synchronous averaging. Artifacts are particularly difficult to remove in applications like facial nerve monitoring, where stimulus and signal electrodes are close and an overlap between the artifact and the M-wave is likely to happen. Adaptive methods for artifact suppression have been proposed using off-nerve, double stimulus and sub-threshold configurations. Recently, algorithms using computational intelligence were presented in order to proceed signal segmentation, masking and M-wave reconstruction. They are commonly called software-based methods. Nonetheless, a systematic comparison between techniques for artifact suppression is missing in the literature. In this paper, a full simulator of M-wave and stimulus artifact generation was developed and it was used to compare adaptive and software-based methods for artifact reduction. Two sets of randomized signals and artifacts - with varied overlapping degrees and amplitude ratios - were created in order to compare the methods. The results indicate an advantage of software-based algorithms, established on the analysis of correlation coefficient, RMSE, latency error and peak-to-peak amplitude error parameters.*

**Keywords:** *stimulus artifact; electromyography, M-wave.*

### 1. Introdução

A captação de sinais EMG gerados através de estimulação elétrica de nervos ou fibras musculares é uma técnica muito útil para o diagnóstico de doenças, fins terapêuticos e entendimento da atividade muscular<sup>1</sup>. A estimulação elétrica gera potenciais de ação nas fibras musculares inervadas, que se propagam desde a junção neuromuscular até as extremidades de cada fibra. A soma dos potenciais de ação isolados de cada fibra ativada forma o potencial de ação muscular composto na superfície da pele (CMAP ou onda M).

Esse potencial eletricamente evocado captado através da eletromiografia de superfície (sEMG) usualmente é contaminado por um artefato, devido ao estímulo elétrico, que pode ser várias vezes maior que o sinal de interesse<sup>2</sup>. Devido ao artefato apresentar sincronização temporal e sobreposição espectral parcial com a onda M, a sua remoção por meio de técnicas como promediação ou filtragem simples<sup>3</sup> torna-se complicada. Quando o artefato não se sobrepõe à onda M, técnicas de *blanking* em *hardware* são usadas para removê-lo<sup>4</sup>. Entretanto, quando há sobreposição parcial, essas técnicas – na tentativa de remover o artefato – ou irão remover junto

uma parte da onda M ou deixarão parte do próprio artefato.

Em virtude da soma do artefato à onda M, pode ocorrer alteração das estimativas da velocidade de condução, de características espectrais e da amplitude do sinal<sup>5</sup>. Além disso, dependendo do grau de sobreposição, o qual é dependente da distância entre o ponto de detecção e a zona de inervação, torna-se impossível a obtenção de boas medidas de latência da onda M adquirida<sup>2</sup>.

Nestes casos, diversos algoritmos de modelagem adaptativa e remoção de artefato foram propostos<sup>1,6,7,8</sup>, os quais utilizam um sinal de referência a fim de estimar o artefato que deve ser removido. Esse sinal de referência pode ser obtido tanto através de um segundo eletrodo quanto de um segundo estímulo feito de forma a não gerar onda M<sup>1</sup>. Comparações entre métodos lineares e não lineares foram feitas na literatura, onde os métodos não-lineares apresentaram melhores resultados<sup>6,8</sup>.

Recentemente, métodos baseados no uso de diferentes técnicas de processamento de sinais para a identificação e remoção do artefato, sem a necessidade de uma referência, estão sendo extensamente estudados<sup>2,9,10,11</sup>. Esses métodos compreendem uma etapa de detecção, seguida por etapas de remoção e reconstrução do sinal, e são chamados de métodos baseados em *software*.

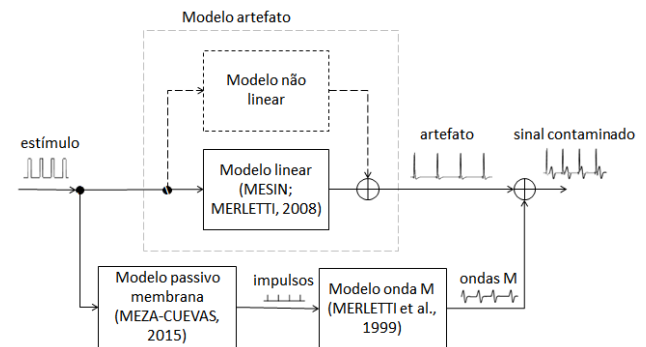
Este trabalho tem como objetivo avaliar quatro métodos de remoção de artefato propostos na literatura, sendo dois baseados em *software* (sem a necessidade de sinal de referência) e dois utilizando sinal de referência para compensação.

## 2. Materiais e Métodos

Para se realizar a comparação de métodos de supressão de artefato foram implementados dois conjuntos de algoritmos: um modelo de geração do sinal evocado contaminado por artefato de estímulo e um conjunto de implementações de métodos de compensação de artefato descritos na literatura.

O modelo de geração de sinal modela a propagação de onda M como tripolos que se propagam sobre o nervo, permitindo a inclusão de parâmetros espaciais como a localização relativa dos eletrodos e da junção neuromuscular no processo de modelagem<sup>12</sup>. A fim de se permitir a simulação de métodos de compensação como duplo estímulo ou estímulo sublimiar, introduziu-se um modelo de membrana para a definição do potencial de disparo<sup>13</sup>. Os diversos formatos de pulso entram nesse modelo de membrana, definindo o disparo do SEP. O mesmo pulso entra em um modelo de propagação de artefato formado por dois blocos em paralelo: um bloco linear de propagação, de acordo com a posição relativa dos eletrodos de estímulo e medida<sup>14</sup> e um segundo bloco que inclui as contribuições dos acoplamentos não lineares, como o contato entre pele e eletrodo<sup>15</sup>. O modelo geral do sistema pode ser visto na figura 1.

**Figura 1** – Modelo Proposto para a Geração de Ondas M Contaminadas por Artefato de Estimulação



Fonte: O autor (2019)

### 2.1 Banco de sinais

Para a realização dos testes, foi criado um banco com setecentos e vinte sinais diferentes de onda M. Os sinais foram gerados considerando um período de simulação  $T = 25$  ms e taxa de amostragem  $F_s = 32$  kHz. Os parâmetros a serem variados foram a distância  $d$  entre a junção neuromuscular (NMJ) e o primeiro eletrodo; a distância  $e$  entre os eletrodos de estímulo; a profundidade  $h$  das unidades motoras excitadas e a largura  $b$  do tripolo de corrente. As faixas de variação desses parâmetros são apresentadas na tabela 1. O método e os parâmetros são melhor descritos na seção 2.2.

**Tabela 1** – Faixas de variação de parâmetros para geração de potencial evocado

Parâmetro	Intervalo (mm)	Passo (mm)
$d$	[5-30]	5
$e$	[5-30]	5
$h$	[5-15]	2,5
$b$	[5-20]	5

Fonte: O autor (2019)

Com o propósito de estimar o efeito da propagação do interferente foi utilizado uma versão adaptada de um modelo de propagação em um tecido planar anisotrópico de várias camadas<sup>14</sup>. O modelo usado é analítico e considera um volume condutor a fim de simular estimulação transcutânea monopolar, considerando uma superfície constituída de uma camada de gordura, seguida de uma camada de músculo, seguida de outra camada de gordura.

O banco de artefatos foi criado a partir de variações de formato de pulso: 1) meia senoide; 2) um ciclo de senoide; 3) pulso retangular bifásico e; 4) pulso retangular simples. A duração dos pulsos de estímulo varoiu de 100 a 1200  $\mu$ s. Utilizou-se uma discretização de 1 mm no espaço, tanto em  $x$  quanto em  $z$ , com  $x$  e  $z$  de -100 mm a 100 mm. No tempo, foi considerado um período de 256 amostras, utilizando uma frequência de amostragem de 32 kHz. No total, foram criados 48 artefatos diferentes. A geração de artefato de estímulo é explicada na seção 2.3.

Os bancos de artefatos e ondas geradas foram combinados variando ganho e atraso entre artefato e onda. Formou-se dois bancos de mil sinais contaminados: o primeiro foi usado na etapa de parametrização dos algoritmos e o segundo nas etapas de testes.

Foram avaliados quatro métodos de compensação de artefato: dois baseados em *software* (Liu<sup>2</sup> e Yochum<sup>10</sup>) e dois baseados em compensação adaptativa (o método *off-nerve* descrito por McGill<sup>1</sup> e um método adaptativo NLMS<sup>16</sup>), ambos utilizando sinal de referência.

2.2. Modelo para a geração de onda M

Os potenciais gerados são considerados como tripolos que se originam na junção neuromuscular e se propagam até as extremidades da fibra, onde se extinguem. Como o meio é analisado aproximadamente como resistivo e a velocidade de propagação dos potenciais de ação nas fibras musculares é desprezível quando comparada à velocidade de propagação dos campos eletromagnéticos, o campo elétrico em determinado instante é determinado somente pelas fontes nesse mesmo instante.

No modelo implementado, o campo na superfície da pele pode ser calculado a cada momento como:

$$\phi_j(x, z) = \frac{1}{2\pi\sigma_r} \sum_{i=1}^6 \frac{P_i}{\sqrt{((x-x_i)^2+y_i^2)K_a+(z-z_i)^2}} \quad (1)$$

onde  $\sigma_r$  é a condutividade na direção transversal à fibra,  $K_a = \sigma_z/\sigma_r$  é a razão de anisotropia do meio - onde  $\sigma_z$  é a condutividade na direção paralela à fibra - e  $(x_i, y_i, z_i)$  e  $P_i$  são, respectivamente, a posição e amplitude de cada polo de corrente.

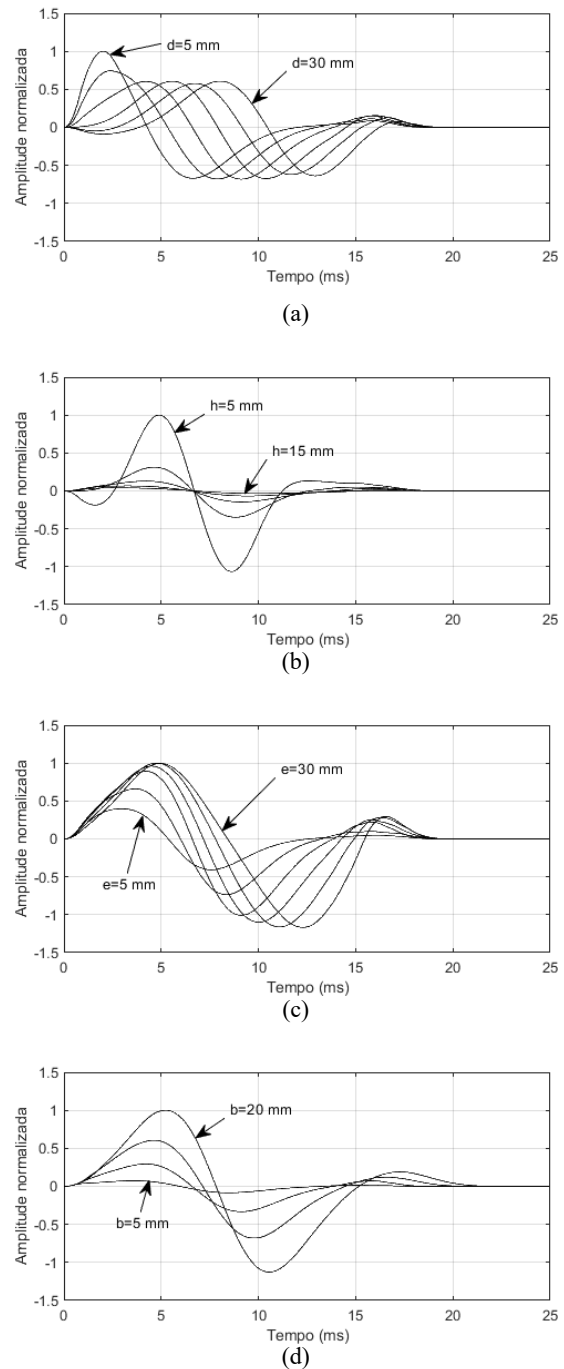
Os fatores  $d$  e  $e$  não são parâmetros diretos do modelo, mas são utilizados no cálculo dos pontos a serem amostrados na superfície da pele. Os eletrodos se encontram alinhados ao eixo das fibras (eixo  $z$ ), com o segundo eletrodo a uma distância  $d+e$  da NMJ. A polaridade dos eletrodos foi escolhida de forma que o primeiro pico do sinal fosse positivo, considerando o eletrodo mais próximo da NMJ com polaridade negativa

A figura 2 mostra os efeitos da variação dos parâmetros estruturais no formato da onda gerada. O parâmetro  $d$  modifica a latência do sinal. Quanto maior seu valor, maior sua latência. Já  $h$  influencia a largura do sinal gerado. Valores menores de  $h$ , correspondendo a fibras mais próximas da superfície da pele, geram sinais de menor duração. O parâmetro  $b$  também está ligado à largura do sinal, gerando sinais de maior duração quanto maior for seu valor. Essa relação se modifica de acordo com  $h$ , de forma que a sensibilidade da largura do sinal ao parâmetro  $b$  diminui conforme  $h$  aumenta.

2.3. Geração e propagação de artefato de estímulo

O modelo de propagação do artefato utilizado calcula a propagação em domínio transformado e opera sobre um plano  $x$ - $z$ , onde as dimensões  $x$ ,  $z$  e  $t$  são discretizadas em intervalos ( $\Delta x$ ,  $\Delta y$  e  $\Delta t$ ), formando uma matriz de três dimensões. Portanto, é necessário definir a superfície de propagação (dimensões máxima e mínima para  $x$  e  $z$ ), o intervalo de simulação e os passos de discretização dessas três dimensões. Define-se ainda a posição da junção neuromuscular da fibra e dos pontos de captação do eletrodo.

Figura 2 – Variação de parâmetros e onda gerada: a)  $d$  - a distância entre NMJ e eletrodos muda a latência; b)  $h$  - a profundidade das fibras afeta a amplitude e a largura do sinal; c)  $e$  - variação da distância entre eletrodos; d)  $b$  - variação da largura do tripolo de corrente.



Fonte: O autor (2019)

A função de transferência  $\Phi$  do potencial elétrico na superfície da pele é dada por:

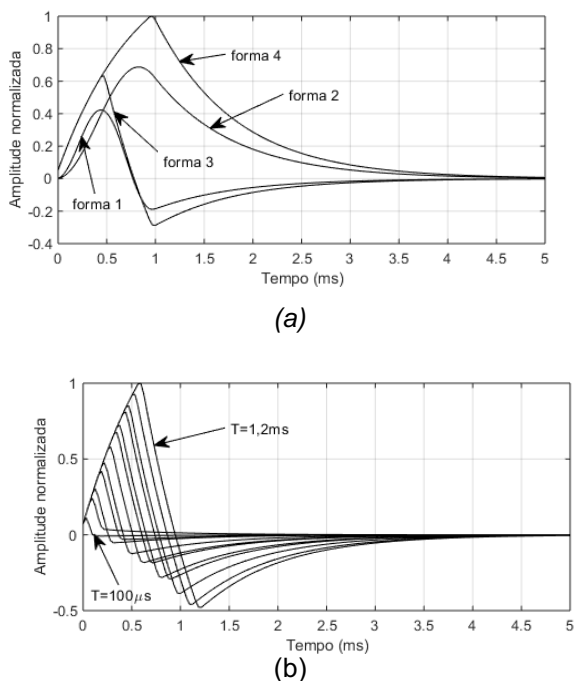
$$\hat{\phi}_i(k_x, k_z, \omega) = A(k_x, k_z, \omega)e^{k_y y} + B(k_x, k_z, \omega)e^{-k_y y} \quad (2)$$

sendo  $k_x$  e  $k_z$  as frequências espaciais com respeito aos eixos  $x$  e  $z$ , dadas em rad/m;  $\omega$  a frequência temporal, dada em rad/s e  $A$  e  $B$  parâmetros calculados pelas características do meio: espessura das camadas de pele e gordura e permissividade dos tecidos nas diversas direções de propagação nessas camadas.

Na implementação foi feita uma modificação do algoritmo da referência<sup>14</sup>: o truncamento das transformadas na implementação numérica gera oscilações no tempo, originalmente resolvidas com uma interpolação parabólica ao longo das retas  $x = 0$  e  $z = 0$ . No modelo desenvolvido essa operação foi substituída por uma convolução da matriz tridimensional com uma média móvel  $2 \times 2 \times 2$ , mantendo-se os resultados.

A variação dos artefatos de estímulo resultantes com mudanças no tipo de pulso e na largura do pulso podem ser vistos na figura 3.

**Figura 3** – Efeito do tipo de pulso (a): o pulso retangular simples (forma 4) apresenta o artefato de maior amplitude e cauda mais longa. No gráfico (b), todas as curvas usam o pulso retangular bifásico de diferentes larguras.



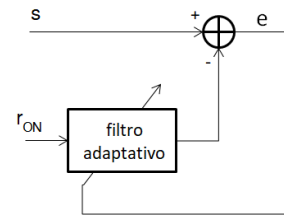
Fonte: O autor (2019)

**2.4. Compensação de artefato com referência externa**

A compensação do artefato com sinal de referência engloba todos os métodos em que se usa uma amostra do artefato de estímulo sem sinal evocado no algoritmo de compensação do artefato. Isso pode ser feito de três formas: usando um duplo estímulo em que o segundo pulso é aplicado no período refratário do nervo e sua resposta serve como referência; usando um estímulo cuja intensidade não seja suficiente para evocar potencial; e usando um eletrodo de referência posicionado em local onde haja presença do estímulo propagado, mas sem presença significativa de potencial evocado.

Neste trabalho seguiram-se comparações anteriores<sup>6,8,17</sup> e um eletrodo adicional como referência (método *off-nerve*) para avaliar dois algoritmos de compensação. Foi feita uma aproximação linear direta<sup>1</sup> e uma filtragem adaptativa através de NLMS (*Normalized Least Mean Squares*)<sup>16</sup>. O esquema é visto na Figura 4.

**Figura 4** – Ligação dos métodos com referência externa, como o sistema modela a propagação do artefato, a saída sem artefato  $s'$  é lida no mesmo ponto do erro de aproximação  $e$ .

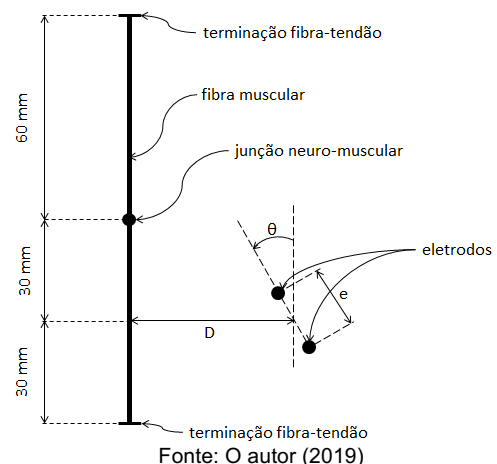


Fonte: O autor (2019)

O sinal  $s$  contaminado por artefato é subtraído de um modelo linear cuja entrada é a referência  $r_{ON}$ . Presumindo-se que a captação do artefato não tem conteúdo significativo do potencial evocado, sua saída  $y$  também não terá. Portanto, o erro ( $e$ ) será minimizado até que suas únicas componentes relevantes sejam as do potencial evocado de interesse sem artefato ( $s'$ ).

Um ponto importante — com a finalidade de se realizar uma comparação justa dos métodos — é a localização do eletrodo de referência. A utilização de modelos de propagação de onda  $M$  e artefato que permitem localizar os sinais em um plano proporciona a escolha desse local a partir de um critério objetivo. Optou-se por definir uma configuração simples para a localização da NMJ, da fibra muscular e das terminações fibra-tendão. Além disso, foi utilizado um estímulo pulso retangular com largura de  $500 \mu s$  e amplitude unitária, posição do anodo  $x = 0 \text{ mm}$  e  $z = 5 \text{ mm}$ , posição do catodo  $x = 0 \text{ mm}$  e  $z = -5 \text{ mm}$ ,  $Z_{min} = X_{min} = -100 \text{ mm}$ ,  $Z_{max} = X_{max} = 100 \text{ mm}$ ,  $dx = dz = 500 \mu m$ , e sinal de estímulo com 256 pontos com frequência de amostragem  $F_s = 32 \text{ kHz}$  ( $\Delta t = 1/32 \text{ ms}$ ). Como parâmetros livres, manteve-se a distância da referência à fibra ( $D$ ), o espaço entre eletrodos ( $e$ ) e o ângulo  $\theta$  entre os eletrodos de referência e a fibra muscular (figura 5).

**Figura 5**– Parâmetros utilizados na determinação da fixação do eletrodo de referência.



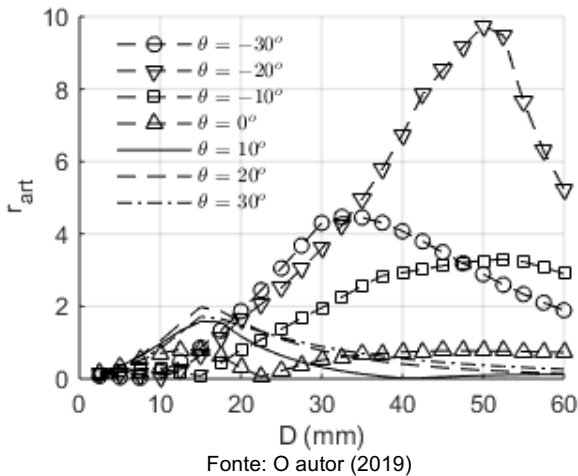
Fonte: O autor (2019)

Esses parâmetros foram variados usando como critério de avaliação a amplitude de artefato em relação a de potencial evocado local ( $A_p$ ). A posição que maximizou a razão foi correspondente aos

parâmetros  $e = 5 \text{ mm}$ ,  $d = 50 \text{ mm}$  e  $\theta = -20^\circ$ , em que  $r_{art} = 8,97 A_p$ .

Para uma melhor visualização da contribuição dos parâmetros para o valor da razão, se definiu a distância entre eletrodos ( $e$ ) no valor ótimo de 5 mm e foram traçadas curvas de  $r_{art}$  em função de  $D$  para alguns valores de  $\theta$  constante, incluindo o valor ótimo de  $-20^\circ$  encontrado (Figura 6).

Figura 6 – Amplitude relativa do artefato ( $r_{art}/A_p$ ) como função da distância  $D$  a fibra e do ângulo  $\theta$ .



No primeiro método com referência externa<sup>1</sup>, busca-se obter uma estimativa  $v_N$  do sinal de artefato através de um sinal de referência (sinal *off-nerve*)  $r_{ON}$ , captado distante do nervo ou da fibra muscular.

Presume-se que o valor do artefato no sinal captado ( $v_s$ ) possa ser calculado como uma função de ordem  $K$  do sinal de referência lido ( $r_{ON}$ ). Neste caso, o principal parâmetro do modelo a estimar é a ordem  $K$  desse modelo. A resposta ao impulso do filtro usado é calculada como:

$$\ln = [A^T A]^{-1} A^T v_s \quad (3)$$

onde  $A$  é a matriz de Toeplitz obtida a partir do vetor de referência  $r_{ON}$  durante o intervalo  $T$ . Inicialmente se estabeleceu  $K = 5$  e variou-se o valor de  $T$  entre 20 e 100 amostras, com incremento unitário, chegando-se ao melhor resultado com  $T = 42$ .

O segundo algoritmo de compensação usado empregou um algoritmo NLMS no qual os pesos de adaptação do filtro  $\hat{W}$  são calculados a partir de uma expressão de recorrência:

$$\hat{W}[n + 1] = \hat{W}[n] + \frac{\mu \cdot e[n] \cdot v_s[n]^T}{v_s[n]^T \cdot v_s[n]} \quad (4)$$

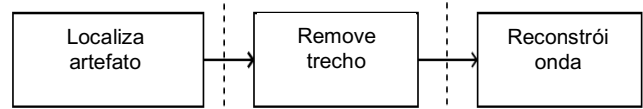
Nesse caso os parâmetros a serem definidos são a ordem do filtro  $K$ , o tamanho da janela de adaptação  $L$  e o ganho de adaptação  $\mu$ . O melhor desempenho do modelo foi obtido para  $L = 30$ ,  $N = 2$  e  $\mu = 0.004$ .

### 2.5. Compensação usando métodos baseados em software

Os métodos baseados em software são, de modo geral, divididos em três etapas: 1) a localização do artefato; 2) a extração da região contaminada e 3) a

reconstrução da região removida. A figura 7 explica essas três etapas para os dois algoritmos que foram avaliados.

Figura 7 – Modelo Proposto para a Geração de Ondas M Contaminadas por Artefato de Estimulação.



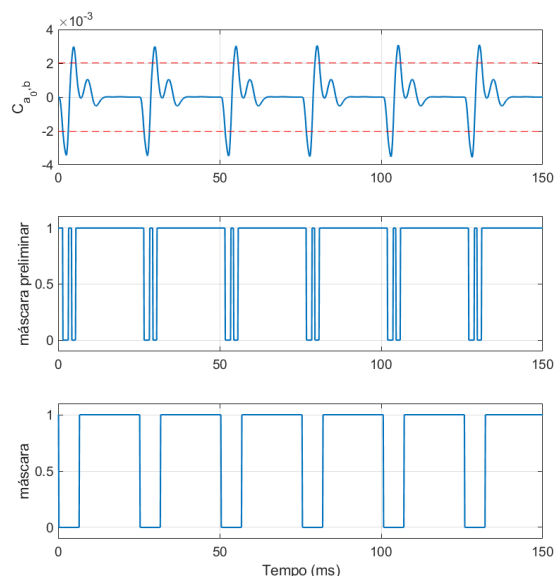
Fonte: O autor (2019)

O primeiro método baseado em software<sup>2</sup> consiste na detecção do artefato de estímulo utilizando filtragem de Savitzky-Golay<sup>18</sup>, estimativa da região contaminada pelo artefato através de limiar determinado pelo método de Otsu<sup>19</sup>, remoção de uma janela fixa  $W_{SA}$  e reconstrução do sinal na região contaminada através de interpolação por polinômios cúbicos de Hermite, seguido de *smoothing* por filtro de média móvel.

No primeiro método há três parâmetros a serem determinados:  $W_{SG}$  (tamanho da janela de do filtro de Savitsky-Golay),  $W_{SA}$  (tamanho da janela removida em torno do artefato) e  $W_{MA}$  (tamanho da janela do filtro de média móvel de saída). Utilizando-se o primeiro conjunto de mil sinais para definir os parâmetros, encontrou-se os valores  $W_{SG} = 65$ ,  $W_{SA} = 190$  e  $W_{MA} = 23$ . É importante notar que a janela encontrada como ideal para ser removida - de 5 ms - é similar à usada no artigo de referência (6 ms).

O segundo método<sup>10</sup> pré-processa o sinal contaminado utilizando uma transformada *wavelet* contínua (CWT) para decompor o sinal em múltiplas escalas, localizando aquela com amplitude máxima. Essa escala é usada para a detecção do pico de artefato e indicação do intervalo de sinal a ser removido, a partir de limiares máximo e mínimo. Para garantir uma máscara de remoção contínua, uma erosão é aplicada, gerando a máscara final. A figura 8 esquematiza a geração da máscara de remoção.

Figura 8 – Determinação de máscara de remoção sobre escala de máxima amplitude da CWT.



Fonte: O autor (2019)

Nesse método, dois parâmetros devem ser estimados: a quantidade necessária de escalas da CWT a serem analisadas ( $N_s$ ) e o tamanho da estrutura de erosão ( $N_e$ ). Utilizando-se o primeiro conjunto de mil traços para avaliar o efeito dos parâmetros, foram encontrados os valores de  $N_s = 20$  e  $N_e = 90$ .

## 2.6. Métricas de comparação de resultados

Após a parametrização de todos os algoritmos para máximo desempenho utilizando o primeiro conjunto de sinais contaminados, o segundo conjunto foi usado para comparar a capacidade de cada técnica na remoção do artefato. A listagem de todos os métodos para os quais foram comparados resultados é dada na tabela 2.

**Tabela 2** – Faixas de variação de parâmetros para geração de potencial evocado

Método	Referência
1	Liu J, Li S, Li X, Klein C, Rymer WZ, e Zhou P (2011)
2	Yochum M, Binczak S. (2015)
2*	Método 2 adicionando reconstrução polinomial na etapa final
3	McGill KC, Cummins KL, Dorfman LJ, Berlizot BB, Luetkemeyer K, Nishimura DG, Widrow B (1982)
4	Versão de 3, usando algoritmo adaptativo NLMS

Fonte: O autor (2019)

Os parâmetros usados na comparação dos algoritmos são a correlação normalizada, o erro RMS (*root-mean-square*), o erro de atraso ( $e_{\tau}$ ) e o erro de amplitude pico a pico ( $e_{App}$ ).

## 2.7. Questões éticas e legais

Esse projeto foi realizado no âmbito do registro 98382718.9.0000.5337 na Plataforma Brasil.

## 3. Resultados

As definições da escolha dos parâmetros para cada método analisado estão descritas nesta seção. Na tabela 3 estão especificadas as médias dos resultados - de todos os métodos analisados - para cada fator de avaliação. Nas tabelas 4 e 5 são descritas, respectivamente, as medianas e os desvios padrão de todos os métodos analisados, para cada fator de avaliação. Na tabela 6 são mostradas as estatísticas em relação ao coeficiente de correlação médio ( $\overline{CC}$ ) para os métodos sem sinal de referência.

### 3.1. Método 1

Os parâmetros a serem otimizados neste método são o tamanho da janela a ser utilizada no filtro de Savitzky-Golay ( $W_{SG}$ ), o tamanho da janela a ser retirada em torno do ponto identificado como o centro do artefato ( $W_{SA}$ ) e o tamanho do filtro de média móvel a ser aplicado no sinal após a interpolação ( $W_{MA}$ ). Variando  $W_{SG}$  de 7 a 501 pontos, com incrementos de 2 pontos e fixando  $W_{SA}$  em 160

amostras (5 ms em 32 kHz, próximo à duração de 6 ms utilizada por Liu<sup>2</sup>), aplicou-se esse método no primeiro banco de sinais contaminados, calculando o  $\overline{CC}$  entre sinal contaminado e sinal após aplicação do método para cada valor de  $W_{SG}$ . Escolheu-se como valor ótimo de  $W_{SG}$  o valor que maximizou o  $\overline{CC}$ , que foi  $W_{SG} = 65$  amostras. Fixando  $W_{SG}$  nesse valor ótimo, manteve-se  $W_{MA}$  fixo em 15 amostras e variou-se  $W_{SA}$  de 10 a 300 amostras, com incrementos de 10 amostras. O valor que maximizou  $\overline{CC}$  foi  $W_{SA} = 190$  amostras. Por fim, fixados  $W_{SG}$  e  $W_{SA}$  nos valores ótimos encontrados, variou-se  $W_{MA}$  entre 11 e 31 pontos, com incrementos de 2 pontos, encontrando-se o valor  $W_{MA} = 23$  amostras, o qual maximizou  $\overline{CC}$ . Após a otimização desses parâmetros, o método foi aplicado nos sinais contaminados.

### 3.2. Método 2

Neste método os parâmetros a serem utilizados são a quantidade necessária de escalas da CWT a serem analisadas ( $N_s$ ) e o tamanho da estrutura de erosão ( $N_e$ ). Primeiramente, fixou-se  $N_e$  em 80 — valor determinado empiricamente, capaz de corrigir a máscara preliminar — e variou-se  $N_s$  de 5 a 70, com passos de 5 unidades. Aplicando o método no primeiro banco de sinais, o  $\overline{CC}$  foi maximizado com  $N_s = 20$  escalas. Utilizando esse valor e variando  $N_e$  entre 10 e 200 pontos, com incremento de 10 pontos, o  $\overline{CC}$  foi maximizado com  $N_e = 90$  pontos. Com os parâmetros otimizados, o método foi aplicado no segundo banco de sinais.

### 3.3. Método 2\*

Refazendo o mesmo processo feito para o método 2, foram obtidos os valores ótimos  $N_s = 55$  e  $N_e = 120$ . Com os parâmetros otimizados, o método foi aplicado no segundo banco de sinais.

### 3.4. Método 3

Para este método, os parâmetros variáveis são a ordem do filtro  $K$  e o tamanho  $T$  do intervalo a ser utilizado para estimativa do artefato. Fixou-se inicialmente  $K = 5$  e variou-se  $T$  de 20 a 100 amostras, com incremento unitário. O limite inferior de  $T$  foi definido empiricamente de forma que  $A^T A$  não se tornasse mal condicionada. Com os mesmos critérios dos métodos anteriores, o valor ótimo de  $T$ , que maximizou  $\overline{CC}$ , foi de 42 amostras. Fixando  $T$  nesse valor, variou-se  $K$  entre 0 e 8, com incremento unitário. O limite superior de  $K$  foi definido empiricamente do mesmo modo que o limite inferior para  $T$ . O valor ótimo encontrado foi  $K = 0$ , de forma que o artefato estimado é apenas o artefato do sinal de referência multiplicado por um escalar.

3.5. Método 4

Os parâmetros a serem variados são a ordem do filtro  $N$ , o tamanho  $L$  da janela em que deve ocorrer a adaptação e o passo de adaptação  $\mu$ . Para otimizar esses parâmetros procedeu-se da mesma maneira que nos métodos anteriores. Fixando  $N = 80$  e  $\mu = 0,02$ , variou-se  $L$  entre 100 e 200 amostras, com incremento de 10 amostras, obtendo-se um valor ótimo de  $L = 30$  amostras. Fixando  $L$  nesse valor, variou-se  $N$  entre 1 e 30, com incremento unitário, alcançando o valor ótimo  $N = 2$ . Por fim, com  $L$  e  $N$  fixos nos valores ótimos encontrados, variou-se  $\mu$  de 0,001 a 0,5, com passos de 0,001 encontrando o valor ótimo  $\mu = 0,004$ .

Após determinação dos parâmetros, aplicou-se esse método no segundo banco de dados.

Tabela 3 – Médias dos resultados de avaliação

Fator	Método 1	Método 2	Método 2*	Método 3	Método 4
CC	0,9716	0,9236	0,9208	0,9492	0,9189
RMSE	0,1020	0,1499	0,1323	0,1765	0,2282
$e_{\tau p}$	0,3032	-0,0111	0,9036	0,1412	-0,4570
$e_{App}$	-0,0321	0,1042	-0,1175	0,4250	0,8792

Fonte: O autor (2019)

Tabela 4 – Medianas dos resultados de avaliação

Fator	Método 1	Método 2	Método 2*	Método 3	Método 4
CC	0,9883	0,9637	0,9832	0,9692	0,9575
RMSE	0,0842	0,1400	0,1046	0,1549	0,1745
$e_{\tau p}$	0,0000	0,0000	0,0313	0,0000	-0,0625
$e_{App}$	-0,0005	0,0000	0,0033	0,3539	0,3330

Fonte: O autor (2019)

Tabela 5 – Desvios padrão dos resultados de avaliação

Fator	Método 1	Método 2	Método 2*	Método 3	Método 4
CC	0,0572	0,1061	0,2141	0,0606	0,1226
RMSE	0,0723	0,0867	0,1152	0,1063	0,3041
$e_{\tau p}$	1,5415	1,9420	2,9094	1,5704	2,3738
$e_{App}$	0,2467	0,3936	0,3784	0,3793	4,2278

Fonte: O autor (2019)

Tabela 6 – Comparação do CC entre as máscaras para os métodos sem sinal de referência

Fator	Método 1	Método 2	Método 2*
Média	0,9001	0,7544	0,8464
Mediana	0,8873	0,7586	0,8856
Desvio padrão	0,0478	0,0816	0,1561

Fonte: O autor (2019)

4. Discussão

A comparação geral entre o formato do sinal reconstruído é indicada por  $\overline{CC}$  e pelo erro RMSE. Os testes realizados apontam nos dois casos para um melhor desempenho dos métodos baseados em

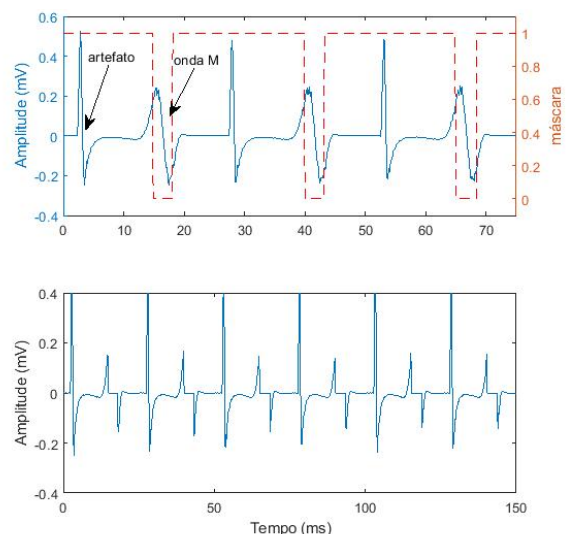
software. Como as distribuições de erro e correlação encontradas são fortemente assimétricas a mediana dos dois indicadores também é apresentada. Nesse caso, embora o uso de reconstrução polinomial no método 2 tenha aumentado significativamente a mediana da correlação, o cenário geral se mantém, com vantagem para os métodos baseados em software e melhor desempenho do método 1.

Como a amplitude pico a pico e o atraso entre estímulo e pico são dois dados importantes observados na onda, foi feita também a comparação entre os valores de erro obtidos para essas grandezas. Observando o erro no atraso da onda reconstruída ( $e_{\tau p}$ ) e o erro em amplitude pico a pico ( $e_{App}$ ) a vantagem dos métodos baseados em software se mantém.

Entre os métodos com sinal de referência, foi obtido um resultado levemente superior apenas na mediana do CC do método 3 em relação ao método 2 e na mediana do  $e_{\tau p}$  em relação ao método 2 com interpolação (2\*).

Apesar da vantagem para aplicações com remoção de artefatos em bases de dados offline, um fator que pode atrapalhar o uso do método 1 para situações de aquisição online é a demanda de parâmetros fixos de janela de sinal a ser removido ao redor do artefato ( $W_{SA}$ ). Nos testes realizados esse parâmetro foi definido em um conjunto de treinamento e testado em um segundo conjunto de mil sinais. Ainda assim, havia a esperança de que o uso de uma janela flexível no Método 2 apresentasse vantagens. Como os sinais são sintéticos se conhece a posição exata do artefato e se achou interessante comparar o desempenho a capacidade dos dois em gerar uma máscara de remoção correta para a região contaminada. A tabela Y apresenta esse resultado.

Figura 8 – Erro do método 2 na localização do artefato, a filtragem da base CWT não é tão eficiente como Savitski-Golay em localizar a transição mais aguda do artefato.



Fonte: O autor (2019)

Como se pode ver, o método 1 também apresentou o melhor resultado de correlação na identificação da região contaminada. Sobre o método

2, a utilização da interpolação melhorou os resultados de média e mediana (método 2\*), ainda que não tenham sido superiores ao primeiro método. Se determinou que a razão disso é que, em determinadas situações, como a ilustrada na Figura Y o método erra em estimar a correta localização do artefato, o que é menos provável no método 1, que se baseia na rápida variação do mesmo.

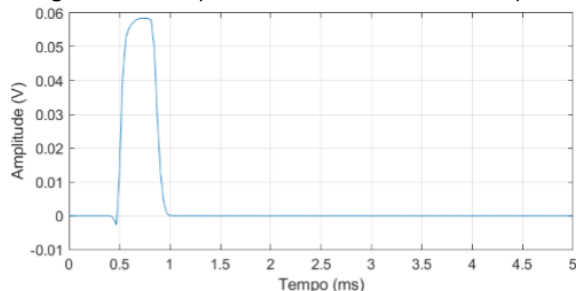
Uma limitação que também deve ser salientada nesse estudo é que os métodos adaptativos (método 3 e método 4) utilizados foram todos lineares. A razão disso é que o modelo de propagação de artefato usado também foi linear<sup>14</sup>. O ruído adicionado ao conjunto de dados também é bastante simples. Os dois fatores poderiam ser melhorados em trabalhos futuros.

Figura 9 – Sistema de aquisição desenvolvido.



Fonte: O autor (2019).

Figura 10 – Exemplo de um artefato de estímulo captado



Fonte: O autor (2019).

Um sistema de estimulação e aquisição de sEMG foi desenvolvido e utilizado (figura 9) e demonstrou ser capaz de adquirir, em ensaios preliminares, tanto os artefatos de estímulo quanto o sinal de EMG voluntário (figura 10). Considerando-se o modelo de geração proposto (Figura 1) essas aquisições poderão ser usadas na continuidade do trabalho para caracterizar o elemento não linear de distorção do artefato. Isso poderia ser tanto feito como uma caixa preta adaptativa<sup>6</sup> quanto por um modelo não linear da interface pele-eletrodo parametrizado pelas medidas.

Essas aquisições poderão também ser utilizadas e para a determinação de um modelo ARMA (*autoregressive moving-average*) para o ruído que seja mais representativo das condições de aquisição.

## 5. Conclusões

O sistema de simulação desenvolvido permite avaliar métodos de detecção e compensação de artefato em uma série de condições de aquisição. Por

ser um sistema desenvolvido a partir de modelos de geração de potencial evocado e propagação de artefato é possível obter resultados que auxiliam o entendimento de questões como a influência do posicionamento de eletrodos de referência.

Dentre os resultados encontrados, os métodos baseados em *software* mostraram o melhor desempenho para a remoção de artefatos em bancos de potenciais eletricamente evocados. Além disso, o uso de filtragem Savitsky-Golay e limiar de Otsu demonstrou ser melhor em localizar o artefato do que os demais métodos testados.

Trabalhos futuros podem se concentrar em duas linhas: a melhoria do modelo geral de teste e o uso desses resultados na melhoria dos métodos de compensação de artefatos. Dentre as melhorias no modelo de simulação duas podem ser feitas a curto prazo: a inclusão de termos não lineares e a modificação da topologia de propagação dos tecidos de forma a melhor representar problemas de potencial evocado em locais específicos.

O trabalho na modelagem não linear e do ruído aditivo no canal de aquisição já está sendo realizada utilizando o *frontend* de aquisição desenvolvido no âmbito do projeto 98382718.9.0000.5337 na Plataforma Brasil.

Nos algoritmos de compensação, a identificação do pico de artefato usando múltiplos detalhes da *wavelet* conjugado a escolha de outra base em uma técnica similar a já proposta para ECG, pode trazer melhorias ao método 2. De mesma forma, o trabalho em modelagem paramétrica do artefato feito por Oyama<sup>21</sup>, pode também ser usado e vários dos métodos vistos aqui, com possível vantagem

## Agradecimentos

Os pesquisadores agradecem ao CNPq através da Chamada CNPq-SETEC/MEC N° 17/2014 e a Pró-Reitoria de Pesquisa do IFSul em seus editais PROESP 05 e 06/2018 que proporcionaram recursos e bolsas para diferentes partes do trabalho aqui desenvolvido. Também agradecem a Contronic Sistemas Automáticos tico por sua parceria em todos os projetos até aqui, na área de potenciais evocados.

## Referências

1. McGill KC, Cummins KL, Dorfman LJ, Berlizot BB, Luetkemeyer K, Nishimura DG, Widrow B. On the nature and elimination of stimulus artifact in nerve signals evoked and recorded using surface electrodes. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 1982 Feb(2):129-37.
2. Liu J, Li S, Li X, Klein C, Rymer WZ, Zhou P. Suppression of stimulus artifact contaminating electrically evoked electromyography. *NeuroRehabilitation*. 2014 Jan 1;34(2):381-9.
3. Grieve R, Parker PA, Hudgins B, Englehart K. Nonlinear adaptive filtering of stimulus artifact. *IEEE transactions on biomedical engineering*. 2000 Mar;47(3):389-95.
4. Knaflitz M, Merletti R. Suppression of stimulation artifacts from myoelectric-evoked potential recordings. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 1988 Sep;35(9):758-63.
5. Mandrile F, Farina D, Pozzo M, Merletti R. Stimulation artifact in surface EMG signal: effect of the stimulation waveform, detection system, and current amplitude using hybrid stimulation technique. *IEEE Transactions on neural systems and rehabilitation engineering*. 2003 Dec;11(4):407-15.



6. Parsa V, Parker PA, Scott RN. Adaptive stimulus artifact reduction in noncortical somatosensory evoked potential studies. *IEEE transactions on biomedical engineering*. 1998 Feb;45(2):165-79.
7. Qiu S, Feng J, Xu R, Xu J, Wang K, He F, Qi H, Zhao X, Zhou P, Zhang L, Ming D. A stimulus artifact removal technique for SEMG signal processing during functional electrical stimulation. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 2015 Aug;62(8):1959-68.
8. Barbosa-Mier RI, Chica AC, Riveros JV. Comparison of adaptive systems for suppression of stimulation artifacts in EMG signals. In *Proceedings of First International Caracas Conference on Devices, Circuits and Systems 1995 Dec 12* (pp. 144-148). IEEE.
9. T O'Keefe D, Lyons GM, Donnelly AE, Byrne CA. Stimulus artifact removal using a software-based two-stage peak detection algorithm. *Journal of neuroscience methods*. 2001 Aug 30;109(2):137-45.
10. Yochum M, Binczak S. A wavelet based method for electrical stimulation artifacts removal in electromyogram. *Biomedical Signal Processing and Control*. 2015 Sep 1;22:1-0.
11. Pilkar R, Yarossi M, Ramanujam A, Rajagopalan V, Bayram MB, Mitchell M, Canton S, Forrest G. Application of empirical mode decomposition combined with notch filtering for interpretation of surface electromyograms during functional electrical stimulation. *IEEE transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*. 2017 Aug;25(8):1268-77.
12. Merletti R, Conte LL, Avignone E, Guglielminotti P. Modeling of surface myoelectric signals. I. Model implementation. *IEEE transactions on biomedical engineering*. 1999 Jul;46(7):810-20.
13. Meza-Cuevas MA. Stimulation of Neurons by Electrical Means. Logos Verlag Berlin GmbH; 2015 Dec 18.
14. Mesin L, Merletti R. Distribution of electrical stimulation current in a planar multilayer anisotropic tissue. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 2008 Feb;55(2):660-70.
15. Parsa V, Parker PA, Scott RN. Adaptive stimulus artifact reduction in noncortical somatosensory evoked potential studies. *IEEE transactions on biomedical engineering*. 1998 Feb;45(2):165-79.
16. Dhiman J, Ahmad S, Gulia K. Comparison between Adaptive filter Algorithms (LMS, NLMS and RLS). *International Journal of Science, Engineering and Technology Research (IJSETR)*. 2013 May 5;2(5):1100-3.
17. Oyama AM. Eliminação de artefatos de estímulo em potenciais evocados somatossensitivos (Doctoral dissertation, Universidade de São Paulo).
18. Schafer RW. What is a Savitzky-Golay filter. *IEEE Signal processing magazine*. 2011 Jul 1;28(4):111-7.
19. Otsu N. A threshold selection method from gray-level histograms. *IEEE transactions on systems, man, and cybernetics*. 1979 Jan;9(1):62-6.
20. Sivannarayana N, Reddy DC. Biorthogonal wavelet transforms for ECG parameters estimation. *Medical engineering & physics*. 1999 Apr 1;21(3):167-74.
21. Oyama AM, Itiki C. Influence of evoked response latency and amplitude on stimulus artifact removal. In *2010 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology 2010 Aug 31* (pp. 6091-6094). IEEE.

Mateus Gomes Lucas  
 Instituto de Engenharia Biomédica (IEB-UFSC),  
 Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica  
 - PPGEEL , Universidade Federal de Santa Catarina  
 (UFSC)  
 Centro Tecnológico - CTC - Caixa Postal 476  
 Campus Universitário - Bairro Trindade - CEP 88040-  
 900 - Florianópolis - SC - Brasil  
 E-mail: [mateus.lucas@posgrad.ufsc.br](mailto:mateus.lucas@posgrad.ufsc.br)

Lucas Bertinetti Lopes  
 Instituto de Engenharia Biomédica (IEB-UFSC),  
 Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica  
 - PPGEEL , Universidade Federal de Santa Catarina  
 (UFSC). Centro Tecnológico - CTC - Caixa Postal 476  
 Campus Universitário - Bairro Trindade - CEP 88040-  
 900 - Florianópolis - SC - Brasil  
 E-mail: [lucas.bertinetti@posgrad.ufsc.br](mailto:lucas.bertinetti@posgrad.ufsc.br)

Samuel Caled Blaas Wachholz  
 Curso de Engenharia Elétrica, Instituto Federal Sul-  
 rio-grandense (IFSul)  
 Laboratório de Aplicação/Biomédica da Engenharia  
 Elétrica – LABEE, Engenharia Elétrica, Instituto  
 Federal Sul-rio-grandense (IFSul) sala 637, 3º andar,  
 P. Caldela, Campus Pelotas/IFSul. R. Gonçalves  
 Chaves, 3218 – Centro, Pelotas – RS, 96015-560.  
 E-mail: [samuelwachholz\\_al@acad.ifsul.edu.br](mailto:samuelwachholz_al@acad.ifsul.edu.br)

Lucian Soares Schiavon  
 Laboratório de Aplicação/Biomédica da Engenharia  
 Elétrica – LABEE, Engenharia Elétrica, Instituto  
 Federal Sul-rio-grandense (IFSul)  
 Coordenação do Curso de Engenharia Elétrica, sala  
 637, 3º andar, P. Caldela, Campus Pelotas/IFSul.  
 R. Gonçalves Chaves, 3218 – Centro, Pelotas – RS,  
 96015-560.  
 E-mail: [lucianschiavon@pelotas.ifsul.edu.br](mailto:lucianschiavon@pelotas.ifsul.edu.br)

Mauricio Campelo Tavares  
 Contronic Sistemas Automáticos Ltda  
 Rua Rudi Bonow, 275 – Bairro Três Vendas, Pelotas  
 - RS, 96070-310.  
 E-mail: [mauricio.tavares@contronic.com.br](mailto:mauricio.tavares@contronic.com.br)

## Contato:

Autor Correspondente:  
 Adão Antonio de Souza Junior  
 Laboratório de Aplicação/Biomédica da Engenharia  
 Elétrica – LABEE, Engenharia Elétrica, Instituto  
 Federal Sul-rio-grandense (IFSul)  
 Coordenação do Curso de Engenharia Elétrica, sala  
 637, 3º andar, P. Caldela, Campus Pelotas/IFSul.  
 R. Gonçalves Chaves, 3218 – Centro, Pelotas – RS,  
 96015-560.  
 E-mail: [adaojr@pelotas.ifsul.edu.br](mailto:adaojr@pelotas.ifsul.edu.br)