

ATENUAÇÃO DO ECG EM SINAIS ELETROMIOGRÁFICOS: FILTRO *BUTTERWORTH*, MODELO DE SUBTRAÇÃO E ICA

J. D. Costa Junior*, J. M. Seixas ** e A. M. F. L. Miranda de Sá *

* Laboratório de Processamento de Imagens e Sinais/Programa de Engenharia Biomédica/UFRJ, Rio de Janeiro, Brasil

** POLI/Departamento de Engenharia Eletrônica e de Computação/Programa de Engenharia Elétrica/UFRJ, Rio de Janeiro, Brasil

e-mail: dilermundo@peb.ufrj.com

Resumo: O eletromiograma (EMG) coletado sobre músculos do tronco sofre interferência do eletrocardiograma (ECG). Existem diferentes métodos para atenuar tal presença do ECG em registros eletromiográficos. Neste trabalho, foram comparados três métodos: filtro passa-altas *Butterworth*, modelo de subtração e análise de componentes independentes (ICA) para apenas um canal. Foram analisados dois níveis de ativação muscular, ambos de baixa intensidade e, para contaminação natural e artificial do EMG. A presença do ECG reduz estatisticamente a frequência mediana do EMG de baixas contrações. Todos os métodos atenuaram a presença do ECG, no entanto, o modelo de subtração preservou melhor as baixas frequências do EMG.

Palavras-chave: eletromiograma, eletrocardiograma, modelo de subtração, separação cega, filtro passa-altas.

Abstract: *Whenever collected at the trunk locations, the electromyogram (EMG) suffers from interference of the electrocardiogram (ECG). There are some methods for attenuating the ECG presence. In this work three of such methods have been compared: Butterworth high-pass filter, template subtraction and independent component analysis applied to a single channel. Two muscular activation levels have been assessed, both in low intensity, and during natural and artificial contamination of the EMG. The ECG presence decreases the EMG median frequency of the low muscular contractions in a statistical sense. All methods attenuated the ECG presence; however, the template subtraction better preserved the EMG low frequencies.*

Keywords: *electromyogram, electrocardiogram, template subtraction, blind separation, high pass filter.*

Introdução

O eletromiograma (EMG) é o registro da atividade elétrica dos tecidos musculares esqueléticos e, o eletrocardiograma (ECG) é o registro da atividade elétrica dos tecidos musculares cardíacos. Quando o EMG é coletado sobre os músculos do tronco, ou próximo ao coração, o ECG é registrado simultaneamente, levando a uma mistura dos sinais.

O EMG da região torácica pode ser utilizado em

análises biomecânicas [1] e de fadiga muscular [2], controle de próteses [3], controle de ventilação mecânica [4], assim como em outras aplicações. No entanto, a presença do ECG pode interferir nas informações presentes no EMG.

Existem diferentes métodos [3], [5-6] para atenuar a presença do ECG em sinais eletromiográficos, sendo o filtro *Butterworth* passa-altas com frequência de corte em 30 Hz aquele apontado pela literatura [6] como o mais eficiente. Contudo, as frequências abaixo desse limiar de corte são intensamente atenuadas. Uma vez que atividades em baixas frequências podem estar associadas a baixos níveis de contração muscular que são importantes para manutenção postural, a filtragem passa-altas pode dificultar a análise do EMG em tais situações.

Em virtude disso, serão analisados dois diferentes métodos (método de subtração [6] e separação cega de fontes [7]) para redução eletrocardiográfica, observando quais preservam melhor as baixas frequências. O filtro *Butterworth* passa-altas também será utilizado para comparar com o que já é estabelecido pela literatura.

Materiais e métodos

Materiais – Este trabalho foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa sob o parecer 95/2010 e, todos os voluntários assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido.

Foram utilizados sinais eletromiográficos do eretor espinhal, que apresentam contaminação do ECG, assim como sinais do gastrocnêmio medial. A presença de ECG neste último pode ser desprezada, por ser o gastrocnêmio um músculo da perna e estar longe do coração. Este sinal de EMG sem contaminação do ECG foi utilizado para a obtenção de misturas com relações sinal/interferência pré-estabelecidas com o intuito de avaliar as técnicas.

Para a coleta dos sinais, participaram 5 voluntários com idade entre 22 e 30 anos. Foi utilizado um canal de EMG sobre os músculos eretores espinhais, ao nível da 1ª vertebra lombar, com orientação paralela às fibras do músculo, espaçamento de 20 milímetros entre os eletrodos, centro a centro. Os voluntários realizaram duas atividades: manutenção em posição ortostática

(Mr1) e flexão de ombro (Mr2). As duas atividades foram realizadas para avaliar dois níveis de contração de baixa intensidade.

O EMG do gastrocnêmio foi coletado com um canal, e o par de eletrodos foi posicionado sobre o bojo mais proeminente do gastrocnêmio medial. Estes sinais foram coletados com os voluntários na posição ortostática com flexão de ombros (Ma1) e também com flexão de tronco associado à flexão de ombros (Ma2). Estas atividades foram realizadas para proporcionar dois níveis de contração muscular de manutenção postural e assim mimetizar as contrações realizadas pelos eretores. Estes movimentos alteram o centro de gravidade corporal para posições diferentes, o que exige contrações também dos gastrocnêmios para manter a posição ortostática.

Para coleta do ECG foi utilizado um canal de ECG, com um eletrodo posicionado sobre o quarto espaço intercostal esquerdo, junto ao esterno, e o outro sobre a linha média entre o primeiro eletrodo e o ombro direito. A mistura do ECG com o EMG do gastrocnêmio foi realizada a partir de uma soma simples.

Os sinais foram registrados com um eletromiógrafo MP150WSW, Biopac Systems®, Santa Barbara, CA, USA, durante 40 segundos. Os canais de EMG estavam com filtragem analógica entre 1 e 500 Hz e o canal de ECG com filtragem analógica entre 1 e 150 Hz, todos com ganho de 5000 e frequência de amostragem de 1 kHz. O eletrodo de referência foi posicionado sobre o processo espinhoso da vértebra 7ª cervical.

Métodos – No modelo de subtração que será utilizado, o modelo é estimado do próprio sinal contaminado. O sinal EMG contaminado é filtrado com filtro passa-banda *Butterworth* entre 4 e 30 Hz, e 4ª ordem. Esta filtragem é para evidenciar o ECG. O sinal filtrado é retificado e então filtrado com filtro média móvel, em janelas de 0,1 e 1 segundo.

As posições de intersecção entre os sinais obtidos pelo filtro média-móvel são utilizadas para a detecção de picos, isto é, os picos do sinal (filtrado com o *Butterworth*) são detectados apenas entre os pontos de intersecção. Nesta detecção, são considerados os picos positivos e negativos. Os picos positivos representam as ondas R e os picos negativos representam as ondas S dos complexos QRS. Como a amplitude das ondas pode mudar de acordo com a posição dos eletrodos, então a média dos valores máximos absolutos dos picos é calculada, obtendo-se uma média para os picos positivos e outra para os negativos, e então é selecionado o grupo com maior média. Este procedimento é realizado para garantir que o algoritmo utilize os maiores picos dos complexos QRS e, deste modo, minimize a detecção de falsos picos.

Depois de fixar as posições dos picos, janelas com 0,08 segundos antes e depois às posições são selecionadas e agrupadas. Estas secções são normalizadas e a média delas calculada.

A ideia de calcular a média das secções é baseada no fato que as ondas QRS tendem a ser similares entre si, as quais representam as contrações ventriculares ordenadas. Como o EMG é um sinal aleatório, então o

EMG presente naquelas secções provavelmente não demonstrará características em comum e, deste modo, a média tende a uma redução. A média das secções é utilizada para representar os complexos QRS no modelo de subtração.

Para obter o modelo de subtração é utilizada a média das secções, e a amplitude de cada onda QRS é ajustada de acordo com a amplitude da secção referente ao complexo QRS do sinal filtrado pelo filtro *Butterworth*. Para concluir, o modelo estimado é subtraído do sinal EMG contaminado para obter um EMG sem interferência eletrocardiográfica.

Técnicas de separação cega de fontes normalmente requerem múltiplas observações (canais) para realizar a separação. No entanto, os dados utilizados neste trabalho são monocanais. Davies *et al.* [7] propuseram um método de separação cega monocanal, o qual utiliza análise de componentes independentes (ICA). Baseado neste método, Ferreira *et al.* [8] mostraram que apenas um deslocamento seria suficiente para realizar a separação. No trabalho [9], o qual utiliza um deslocamento temporal e ICA para atenuar a presença do ECG em sinais EMG, foi observado que o deslocamento de apenas uma amostra pode reduzir o ECG.

Neste trabalho, será utilizada a técnica de separação cega de fontes em apenas um canal como apresentado em [9], o qual utiliza o sinal contaminado e sua cópia deslocada no tempo (em uma amostra) como parâmetro para a ICA.

Por fim, o filtro *Butterworth* passa-altas de 4ª ordem, com frequência de corte fixada em 30 Hz será realizado como referência de método estabelecido pela literatura [6].

Análises – Para os sinais contaminados artificialmente com ECG, serão utilizadas a frequência mediana (Fmd) e a informação mútua (IM) entre o EMG do gastrocnêmio e o EMG estimado, como medidas de desempenho. O uso da Fmd como medida de análise do EMG já é estabelecido na literatura [2], e a IM pode representar melhor os resultados por utilizar análises de ordens superiores.

IM é uma medida da quantidade de informação que uma variável aleatória contém sobre a outra [10]:

$$I(X; Y) = \sum_{x \in X} \sum_{y \in Y} p(x, y) \log \frac{p(x, y)}{p(x)p(y)} \quad (1)$$

A Fmd é a frequência que divide a área sob a curva da potência espectral em duas partes iguais. Para o EMG dos eretores será avaliado a Fmd antes e após atenuação do ECG.

Ambos os sinais contaminados (reais e artificiais) serão analisados com teste de Wilcoxon, comparando os sinais antes e após a remoção do ECG, e entre as técnicas utilizadas. A Fmd será utilizada como parâmetro e serão consideradas diferenças estatísticas os resultados com valor $p < 0,05$.

Resultados

Os resultados das frequências medianas são

apresentados em boxplots na Figura 1. Nesta figura, estão os resultados para os sinais contaminados artificialmente (EMG do gastrocnêmio) e naturalmente (EMG do eretor espinhal) em ambos movimentos realizados e, são apresentadas a Fmd antes e após atenuação do ECG pelas técnicas utilizadas. Para a contaminação artificial também é apresentada a Fmd antes da presença do ECG.

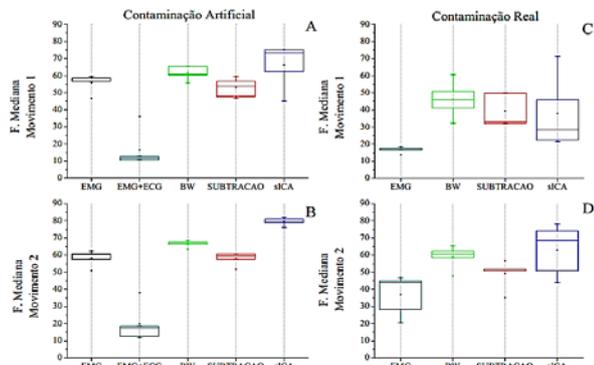


Figura 1: Boxplot das frequências medianas dos sinais contaminados artificialmente (A e B) e naturalmente (C e D).

Pode ser observado na Figura 1 que a presença do ECG provoca uma redução da Fmd do EMG. A redução é mais pronunciada nos movimentos que exigem menor contração muscular. Foi constatada diferença estatística entre o EMG do gastrocnêmio antes e após adição do ECG em ambos movimentos (Tabela 1), o que comprova a interferência do ECG em informações do EMG.

Apesar das diferenças aparentes entre os resultados das três técnicas na Figura 1, a análise estatística entre elas apresentou diferença significativa apenas nos sinais do gastrocnêmio durante a flexão de tronco (Tabela 2).

Tabela 1: Valores p obtidos pelas análises das frequências medianas entre os sinais contaminados (EMGc) e após atenuação do ECG; e entre sinal original e após atenuação do ECG. (* $p < 0,05$)

		EMGc	BW	MS	ICA
Contaminação Artificial					
Ma1	EMGc	--	*0,008	*0,008	*0,008
	EMG	*0,008	0,09	0,5	0,15
Ma2	EMGc	--	*0,008	*0,008	*0,008
	EMG	*0,008	*0,008	0,8	*0,008
Contaminação Real					
Mr1	EMGc	--	*0,008	*0,008	*0,008
Mr2	EMGc	--	*0,008	*0,047	*0,039

Em todos os sinais houve aumento da Fmd após atenuação do ECG pelas técnicas utilizadas. Este aumento foi estatisticamente significativo (Tabela 1). A ICA apresentou maior aumento da Fmd entre as técnicas, seguida pelo filtro *Butterworth*, a não ser apenas para os sinais dos eretores espinhais durante a posição ortostática.

Nos sinais contaminados artificialmente é possível utilizar o EMG original para comparar com os resultados, ou seja, os melhores resultados precisam aproximar do sinal original. Neste caso, espera-se que a hipótese nula seja aceita, o que ocorre para todas as técnicas no movimento de flexão de ombro e para o modelo de subtração no movimento de flexão de tronco. Já o filtro *Butterworth* e a ICA obtiveram diferença estatística entre o EMG original e o estimado, o que indica alteração da Fmd, ou seja, estas técnicas não voltaram a Fmd que era esperada.

Tabela 2: Valores p obtidos pelas análises das frequências medianas entre os resultados obtidos pelas técnicas utilizadas: filtro *Butterworth* (BW), modelo de subtração (MS) e ICA. (* $p < 0,05$)

		BW x MS	BW x ICA	MS x ICA
Contaminação Artificial	Ma1	0,02	0,25	0,14
	Ma2	*0,008	*0,008	*0,008
Contaminação Real	Mr1	0,4	0,34	0,41
	Mr2	0,09	0,55	0,35

A IM foi calculada entre o EMG antes da adição do ECG e o EMG após atenuação do ECG. Quanto maior o valor da IM, mais próximo está o EMG estimado do original. Como a IM está normalizada, então se espera que os resultados se aproximem do valor 1. A IM é apresentada em boxplot na Figura 2. É possível observar que o modelo de subtração obteve os maiores valores de IM, enquanto a ICA os menores.

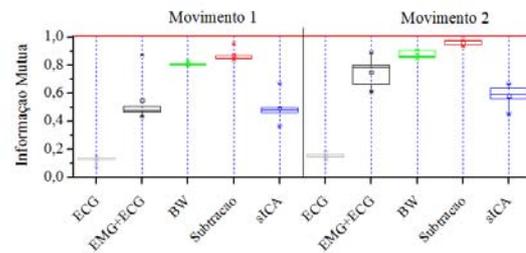


Figura 2: Boxplot da informação mútua entre EMG do músculo gastrocnêmio e: ECG; mistura simulada (EMG+ECG); e após atenuação do ECG pelas técnicas – filtro *Butterworth* (BW), modelo de subtração e ICA.

Na Figura 3 é representada a densidade espectral do EMG antes da adição do ECG e após a atenuação deste pelas três técnicas utilizadas. São apresentados os resultados de apenas um indivíduo, para facilitar a visualização. É possível observar que a densidade espectral do sinal obtido pelo modelo de subtração está muito próxima do EMG original, indicando que preservou melhor o EMG, enquanto as outras técnicas reduzem muito as bandas de baixa frequência. Estas evidências também são observadas nos sinais dos eretores, que tem uma contaminação real do ECG.

Discussão

Neste trabalho foram comparados três métodos para

atenuar a presença do ECG em sinais eletromiográficos coletados sobre músculos do tronco. Foi utilizado o filtro *Butterworth* passa-altas por ser um método já estabelecido na literatura [6]. Também foram utilizados um modelo de subtração e ICA com o intuito de preservar o máximo possível as baixas frequências do sinal.

O modelo de subtração foi escolhido por ser um método simples que envolve apenas a subtração de um modelo do ECG no domínio do tempo, independente da banda de frequência que os sinais envolvidos apresentem. A ICA separa os sinais de forma cega, isto é, sem conhecimento prévio ou estimativa de quem seja as fontes dos sinais, e isto baseado na não Gaussianidade dos sinais observados, que teoricamente independem também da banda de frequência dos sinais.

Foram analisados dois níveis de ativação muscular, ambos de baixa intensidade e, para contaminação natural e artificial do EMG. A presença do ECG é mais evidente para baixos níveis de contração muscular, e esta faz com que a frequência mediana do EMG se reduza. Aparentemente se a contração muscular for muito intensa a presença do ECG pode não interferir de modo significativo.

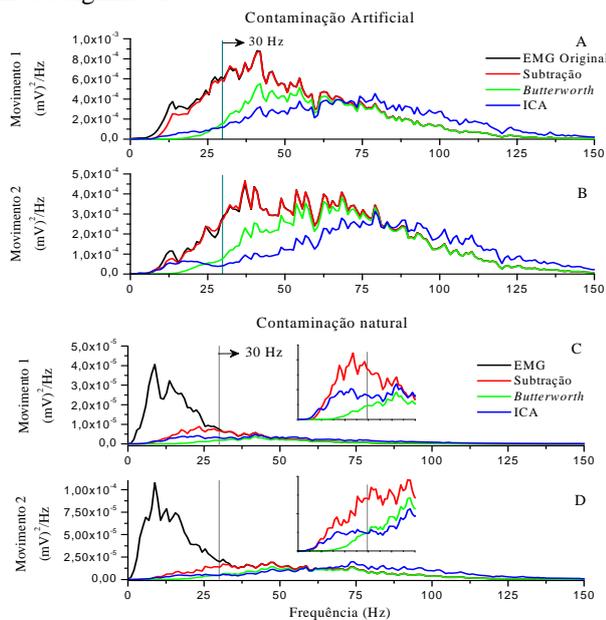


Figura 3: Densidade espectral dos sinais antes da adição do ECG (A e B), antes da atenuação do ECG (C e D) e após atenuação do ECG (A, B, C e D).

Todas as técnicas utilizadas atenuaram a presença do ECG de forma significativa. No entanto, houve também atenuação do EMG, de forma diferente entre as técnicas. A ICA foi o método que mais interferiu na densidade espectral do EMG, reduzindo muito as baixas frequências e aparentemente levando a um ligeiro aumento das frequências mais altas. É importante ressaltar que a ICA é uma técnica essencialmente multivariada, e que foi aplicada neste trabalho de modo a separar fontes de apenas um canal, o que pode ter contribuído para seu mal desempenho em relação às

outras técnicas. A ICA poderia ter melhores resultados caso houvessem mais canais de um mesmo músculo. O filtro passa-altas, como era esperado, reduz as baixas frequências atenuando partes que pertencem ao EMG.

O filtro passa-altas e o ICA comprometem o sinal eletromiográfico de modo que apresentaram diferenças estatísticas entre o EMG antes da adição do ECG, com o EMG após atenuação do ECG. Mesmo onde não apresentaram diferença estatística, os valores p foram menores que os obtidos pelo modelo de subtração, o que indica que os resultados do modelo de subtração ficaram mais próximos do EMG original.

O melhor desempenho do modelo de subtração é confirmado pela análise da informação mútua, a qual foi maior para este método, seguido pelo filtro *Butterworth* e por fim pelo ICA aplicado a apenas um sinal.

Por fim, é possível concluir que o modelo de subtração preserva melhor o EMG em baixas frequências em relação ao filtro passa-altas *Butterworth* e à ICA aplicada em apenas um canal. Assim, ao analisar baixos níveis de ativação muscular sobre o tronco, onde a presença do ECG é bem evidente, a escolha do modelo de subtração para atenuar o ECG pode ser adequada. Contudo, ainda são necessários mais estudos com um número maior de amostras para concretizar os achados deste trabalho.

Agradecimentos

Às agências CAPES, CNPq e FAPERJ pelo apoio financeiro.

Referências

- [1] Von Laßberg C, Rapp W, Krug J. Patterns of anterior and posterior muscle chain interactions during high performance long-hang elements in gymnastics. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2014; 24 (3):359-366.
- [2] Ringheim I, Indahl A, Roeleveld K. Alternating activation is related to fatigue in lumbar muscles during sustained sitting. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2014; 24(3):380-386.
- [3] Zhou P, Lock B, Kuiken TA. Real time ECG artifact removal for myoelectric prosthesis control. *Physiological Measurement*. 2007; 28(4):398-413.
- [4] Emeriaud G, Beck J, Tucci M, Lacroix J, Sinderby C. Diaphragm electrical activity during expiration in mechanically ventilated infants. 2006; 59(5):705-710.
- [5] Lu G, Brittain JS, Holland P, Yianni J, Green AL, Stein JF, Aziz TZ, Wang S. Removing ECG noise from surface EMG signals using adaptive filtering. *Neuroscience Letter*. 2009; 462(1):14-19.
- [6] Drake JDM, Callaghan, JP. Elimination of electrocardiogram contamination from electromyogram signals: An evaluation of currently used removal techniques. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2006; 16(2):175-187.

- [7] Davies ME, James CJ. Source separation using single channel ICA. *Signal Processing*. 2007; 87(8):1819-1832.
- [8] Ferreira DD, Seixas JM, Cerqueira AS. ICA-based method for power quality disturbance analysis. Em: 15th International Conference on Intelligent System Applications to Power Systems; 2009; Curitiba, Brasil. 2009. P.1-6.
- [9] Costa Junior JD, Ferreira DD, Nadal J, Miranda de Sá AMFL. Reducing electrocardiographic artifacts from electromyogram signals with Independent Component Analysis. Em: 32nd Annual International Conference of the IEEE Engineering-in-Medicine-and-Biology-Society (EMBC 10); Aug 30-Sep 4. Buenos Aires, Argentina. 2010.p.4598-4601.
- [10] Shannon CE. A Mathematical Theory of Communication. *Bell System Technical Journal*. 1948; 27(3):379-423.