

REMOÇÃO DO ARTEFATO BALISTOCARDIOGRAMA EM EEG-FMRI USANDO ICA E FUNÇÃO DE COERÊNCIA

HIAGO MOURA PINTO*, GUSTAVO FERNANDES RODRIGUES†, ANA CLÁUDIA SILVA DE SOUZA‡

*Rod. MG 443, KM 7

Campus Alto Paraopeba, Universidade Federal de São João del-Rei
Ouro Branco, Minas Gerais, Brasil

†Rod. MG 443, KM 7

Campus Alto Paraopeba, Universidade Federal de São João del-Rei
Ouro Branco, Minas Gerais, Brasil

‡Rod. MG 443, KM 7

Campus Alto Paraopeba, Universidade Federal de São João del-Rei
Ouro Branco, Minas Gerais, Brasil

Emails: mphiago@gmail.com, gustavofernandes@gmail.com, aclaudia@ufsj.edu.br

Abstract— The simultaneous acquisition of electroencephalography (EEG) and functional magnetic resonance imaging (fMRI) has become increasingly important for research in neuroimaging. However, a major challenge is the removal of balistocardiograma artifact (BCG) that corrupts the EEG signal. We present an example of use of the ICA and the coherence function (MSC) for removal of the BCG artifact. The removal efficiency depends on the correct selection of independent components related to the artifact. The results show that in general the autocorrelation function is more conservative than the MSC method in the sense that both methods are figures for similar components. The traditional method which uses the autocorrelation function is based on visual inspection of the signal to identify the components relating to BCG artifact. The proposed method, based on the coherence function, proposes an automatic selection of the independent components. Similarities between the component selection based on correlation methods and consistency were discussed.

Keywords— BCG Artifact, Independent Component Analysis, Coherence Function, Biomedical Signal Processing, Biomedical engineering.

Resumo— A aquisição simultânea de eletroencefalografia (EEG) e ressonância magnética funcional (fMRI) tornou-se cada vez mais importante para pesquisas em neuroimagem. No entanto, um grande desafio é a remoção do artefato balistocardiograma (BCG) que corrompe o sinal EEG. Neste trabalho apresentamos um exemplo de utilização da análise em componentes independentes ICA e da função de magnitude quadrática da coerência (MSC) para remoção do artefato BCG. A eficiência de remoção depende da correta seleção de componentes independentes relacionadas com o artefato. Os resultados mostram que, em geral, que a função de autocorrelação é mais conservadora do que o método MSC no sentido que ambos os métodos encontram números de componentes similares. O método tradicional, que utiliza a função de autocorrelação é baseado em inspeção visual do sinal para a identificação das componentes referentes ao artefato BCG. O método proposto, baseado na função de coerência, propõe uma seleção automática das componentes independentes. Semelhanças entre a seleção de componentes baseados em métodos de correlação e coerência foram discutidas.

Palavras-chave— Artefato BCG, Análise de Componentes Independentes, Processamento de Sinal Biomédico, Engenharia Biomédica.

1 Introdução

A integração dos métodos: Eletroencefalograma (EEG) e imagem de ressonância magnética funcional (fMRI) são bastante efetivos no estudo de atividades cognitivas e epiléticas. Entretanto, em estudos envolvendo EEG-fMRI, algumas dificuldades técnicas aparecem ao combinarmos os dois métodos. O sinal de ECG (eletrocardiograma) é afetado principalmente por duas fontes de artefatos, quando adquirido dentro do scanner (MRI), chamados de: gradiente e balistocardiograma (BCG). O primeiro artefato, conhecido como gradiente, tem uma amplitude de 10 a 100 vezes maior que a amplitude dos sinais de EEG e ocorrem devido a comutação de campo magnético durante a aquisição de fMRI. Entretanto, é um artefato técnico sem grande variabilidade ao longo do tempo

e muitos estudos tem obtido sucesso na remoção deste artefato usando procedimentos de subtração baseados na média de um modelo do artefato (Vanderperren and et. al, 2010). O grande desafio refere-se ao artefato balistocardiograma (BCG), que é produzido por movimentos dos eletrodos no couro cabeludo dentro do campo magnético causado pelos pulsos cardíacos (Srivastava et al., 2005). A origem do artefato acredita-se estar relacionada ao fluxo sanguíneo nas artérias do couro cabeludo provocando movimento dos eletrodos e devido também as propriedades ferromagnéticas do sangue (Debener et al., 2008; Allen et al., 1998). O artefato aparece em todos os canais do sinal de EEG e está relacionado ao batimento cardíaco. Sua amplitude é determinada pela intensidade do campo magnético estático e sua forma depende da posição dos eletro-

dos com relação ao campo magnético (Debener et al., 2008). Em suma, como mencionado em (Debener et al., 2008; Sijbers et al., 2000), o artefato BCG é causado por uma combinação de três fatores: *i*) pequenos mas firmes movimentos dos eletrodos no couro cabeludo devido a expansão e contração das artérias entre as fases sistólica e diastólica; *ii*) pequenos movimentos do corpo relacionados a pulsos cardíacos; *iii*) flutuação de tensão devido a mudanças de velocidade do sangue pulsante nas artérias. Entretanto, a causa exata deste artefato ainda é investigada e o seu procedimento de remoção é um problema em aberto reportado em diversos estudos de registros de EEG-fMRI simultâneos (Vanderperren and et. al, 2010; Debener et al., 2008). O artefato BCG possui frequências nas faixas de 0,5 a 25Hz. Esta faixa de frequência corresponde a faixa de interesse de análise de sinais de EEG o que torna o processo de remoção da mesma uma tarefa difícil (Allen et al., 1998; Ertl et al., 2010).

A amplitude do artefato BCG é teoricamente proporcional ao campo magnético e obscurece o EEG principalmente na região de frequência alfa (8-13Hz) e abaixo, com amplitudes em torno de $150\mu\text{V}$ para um campo magnético de 1.5 T (Ghaderi et al., 2010; Bonmassar et al., 2002; Ferdowsi et al., 2012) e com amplitudes em torno de $200\mu\text{V}$ para um campo magnético de 3 T (Vincent et al., 2007). O artefato BCG varia levemente em forma e amplitude para cada batimento cardíaco. Há também um grau de intervalo e distância entre sucessivos picos BCG, conforme batida a batida, dificultando o processo de remoção do artefato (Mahadevan et al., 2008).

Um método confiável de remoção do artefato BCG torna-se importante e necessário a medida que aumenta-se o uso de scanners de imagem por ressonância magnética. Como consequência, muitos métodos têm sido propostos na literatura. Neste trabalho, consideramos métodos de remoção do artefato BCG fundamentados em separação cega de fontes, sendo a Análise de Componentes Independentes (ICA) a técnica mais utilizada para remoção do artefato. Muitos algoritmos de separação cega de fontes têm sido propostos para remover BCG artefatos. A técnica de separação cega de fontes mais utilizadas para remoção a de artefatos BCG é a análise em componentes independentes (ICA) (Vanderperren and et. al, 2010; Srivastava et al., 2005; Ferdowsi et al., 2012; Mantini et al., 2007; Bell and Sejnowski, 1996). Esta técnica de processamento de sinais pode ser utilizada para recuperar fontes a partir de um conjunto de sinais registrados simultaneamente e assumindo que estes sinais resultam de uma mistura linear de sinais fonte independentes (Makeig et al., 1996). O método de ICA tem obtido bons resultados na remoção do artefato BCG, assumindo que cada artefato

BCG presente em cada canal EEG é uma mistura linear de fontes de BCG isoladas (Srivastava et al., 2005; Mahadevan et al., 2008). ICA aplicada em sinais de EEG podem identificar sinais fonte do cérebro e sinais fonte oriundos do artefato, considerando que as fontes são independentes e então permitindo a remoção das fontes provenientes do artefato. Uma vantagem de utilizarmos ICA é fato desta técnica não requerer um canal de referência para isolar os artefatos. Além disto, o método não assume que os artefatos BCG sejam previsíveis e pode ser utilizado quando nenhum sinal de ECG está disponível para obtenção do modelo correspondente. Desta forma, ICA é utilizada em sinais de EEG para separar sinais cerebrais oriundos de artefatos, decompondo o sinal de EEG em um conjunto de componentes independentes chamados de (CIs). Pode-se limpar o sinal de EEG removendo as componentes independentes contaminadas por artefato BCG e reproduzindo a retro-projeção das componentes independentes remanescentes. ICA tem sido exaustivamente utilizada na separação de contaminação dos dados por artefatos biológicos, como por exemplo, movimento dos olhos e atividade muscular em registros sem a presença de campo magnético. Vários algoritmos de ICA têm sido utilizados para remoção de artefatos BCG: JADE (Joint Approximate Diagonalization of Eigenmatrices), SOBI (Second Order Blind Identification), FastICA, Infomax e Complexity Pursuit (Vanderperren and et. al, 2010; Ghaderi et al., 2010; Ferdowsi et al., 2012; Mantini et al., 2007). O desempenho destes diferentes algoritmos de ICA são discutidos em (Nakamura et al., 2006). Um método de separação cega de fontes baseado na restrição de ciclo-estacionariedade para remover fontes de BCG foi proposto em (Ghaderi et al., 2010).

Mais recentemente, uma nova categoria de métodos para remoção de artefatos BCG começa a surgir na literatura, e consiste de algoritmos híbridos que usam uma combinação de métodos existentes. Por exemplo, em (Ferdowsi et al., 2012) foi proposto um novo método de remoção de BCG combinando ICA e transformada de Hermite com o objetivo de aproveitar as vantagens de ambos os métodos e superar suas desvantagens existentes.

A escolha do número correto de componentes independentes relacionadas ao artefato é o passo mais importante na eliminação do artefato BCG usando ICA (Ferdowsi et al., 2012; Vincent et al., 2007). A eficiência da remoção do artefato depende da correta seleção e identificação das componentes independentes relacionadas ao sinal BCG. Os primeiros estudos usando ICA para a remoção do BCG utilizam a inspeção visual para a seleção das componentes independentes (Vanderperren and et. al, 2010). Alguns métodos utilizam a correlação entre as componentes independentes e o sinal de ECG como um critério

de seleção automática para identificar as componentes relacionadas ao artefato BCG (Srivastava et al., 2005; Mantini et al., 2007). Entretanto, a correlação entre o sinal de ECG e as componentes independentes não é um forte critério para a seleção de componentes independentes relacionadas ao artefato, sem o uso de supervisão ou inspeção visual. Desta forma, a inspeção visual é usualmente adotada para identificar as fontes que possuem baixos valores de correlação apesar de possuírem a mesma periodicidade do sinal de ECG (Srivastava et al., 2005). Em (Vanderperren and et. al, 2010) os critérios para a seleção das componentes independentes e remoção do artefato BCG foram ampliados baseando-se na correlação, comportamento da frequência, autocorrelação, variância e características dos sinais reconstruídos. Entretanto, vários trabalhos relatam diferentes números de componentes independentes relacionadas ao artefato BCG no processo de remoção de componentes independentes (Mantini et al., 2007). O objetivo deste trabalho é propor um método de seleção automática das componentes independentes.

2 Análise de Componentes Independentes (ICA)

Tendo em conta os sinais de fonte gravados a partir de m sensores: $\mathbf{x}(t) = [x_1(t), x_2(t), \dots, x_m(t)]$. Assumimos que os dados são combinações lineares de fontes desconhecidas e estatisticamente independentes uns dos outros. Além disso, o número de fontes do sinal não é muito maior que os dados de dimensão m . Com este pressuposto, nosso modelo m de sinais observados $x_i(t)$ como mistura linear de n fontes de sinal desconhecidas $s_j(t)$, com $m \leq n$. O modelo básico pode ser escrito em notação matricial como:

$$\mathbf{x}(t) = \mathbf{A}s(t) + \mathbf{n}(t), \quad (1)$$

onde $\mathbf{A}$ é uma matriz $m \times n$ e $\mathbf{n}(t)$ é um vetor de ruído $m \times 1$.

Os componentes independentes (CIs) podem ser recuperados estimando uma matriz $n \times m$ de separação $\mathbf{W}$. A ICA é um método para estimar a matriz $\mathbf{W}$ de separação que decompõe os dados $\mathbf{x}(t)$ em sinais de origem s . O algoritmo não pode determinar a amplitude e ordem dos componentes independentes. Após a obtenção da matriz de separação, os sinais de fonte podem ser obtidos por:

$$\mathbf{y}(t) = \mathbf{W}\mathbf{x}(t). \quad (2)$$

Muitos algoritmos ICA têm sido propostos para a remoção de BCG. Estes algoritmos utilizam diferentes medidas de independência estatística e os resultados dependem das características estatísticas ou estruturas temporais dos sinais de fonte. Neste trabalho, foi utilizado o algoritmo Infomax (Bell and Sejnowski, 1996).

3 Função Magnitude Quadrática da Coerência (MSC)

O espectro de magnitude quadrática da coerência (MSC) fornece uma frequência dependente da medida da relação linear entre dois processos estacionários aleatórios. Vamos considerar N uma série complexa estacionária de média zero. O espectro da coerência é definido como:

$$C_{x_i x_j}(\omega) = \frac{S_{x_i x_j}(\omega)}{\sqrt{S_{x_i x_i}(\omega) S_{x_j x_j}(\omega)}}, \forall i, j = 1, \dots, N \quad (3)$$

onde, $S_{x_i x_j}(\omega)$ é a potência cruzada e $S_{x_i x_i}(\omega)$ é a densidade de potência espectral do i -ésimo sinal.

O MSC é definido como $|C_{x_i x_j}|^2$ e varia entre 0 e 1 que indica o quão bem o sinal i corresponde ao sinal j em cada frequência. Embora seja mais comumente relacionada a dois sinais foi generalizada a vários processos estacionários. Aplicação recente da função de coerência inclui avaliar o grau de sincronização entre os sinais de EEG e ECG (D. E. Callan, 2001). A coerência foi utilizada para avaliar o acoplamento entre o EEG e ECG em diferentes frequências cardíaca e respiratória. Neste trabalho utilizou-se a função MSC como um método para avaliar a correlação entre a frequência das componentes independentes do sinal de EEG e o sinal de ECG coletados através de um aparelho de ressonância magnética.

4 Método

4.1 Dados experimentais

Os dados de EEG e fMRI foram gravados simultaneamente e foram obtidos em paradigma excêntrico auditivo no qual sons (ou sinais de determinada categoria) repetidos (padronizados) são eventualmente substituídos por um som (ou sinal de uma categoria diferente) diferente (irregular). Uma técnica de aquisição de imagem esparsa foi aplicada para prevenir a contaminação da resposta da dependência do nível oxigenação do sangue pelo ruído acústico do scanner e para limitar as épocas da contaminação do EEG pela comutação do gradiente durante a aquisição de imagem. Os dados da imagem de ressonância magnética funcional (fMRI) foram adquiridos usando um scanner com as seguintes especificações: *Shimadzu Marconi's Magnex Eclipse 1.5T PD250*. Para registro das imagens funcionais foi usada uma sequência eco-planar (EPI) ponderada em T2 com tempo de excitação (TE) de 48ms e ângulo de rotação de 90°. Foram produzidos, continuamente, 165 volumes em 16,5min. O tempo de repetição (TR) era de 6 segundos e o tempo de aquisição igual a 2 segundos. A apresentação dos estímulos deu-se nos períodos de 4 segundos de quietação. As imagens dos dois primeiros volumes de

cada sessão foram descartadas para se evitar efeitos de saturação magnética. Ao final do experimento foram coletadas imagens estruturais ponderadas em T1 que seriam, posteriormente, usadas como referência no alinhamento das imagens funcionais coletadas em múltiplas sessões. O sinal de EEG foi registrado simultaneamente ao experimento, de modo contínuo, usando um sistema de registro compatível com ressonância magnética (Brain Amp MR+fMRI compatible) e um capacete com 64 eletrodos. Os potenciais registrados tinham como referência o centro do escalpo (Cz). A atividade ocular foi monitorada com um eletrodo posicionado abaixo do olho esquerdo. Foi feito também o registro simultâneo do eletrocardiograma. A resistência de cada eletrodo foi mantida inferior a 5k e os dados foram digitalizados a 5kHz por canal. Para a realização deste trabalho utilizamos um voluntário do sexo masculino saudável como sujeito experimental.

4.2 Resultados e discussão

Os dados foram amostrados a 5kHz por canal com o objetivo de corrigir os artefatos do scanner e subamostrados a 250Hz utilizando o eletrodo Cz como referência. Posteriormente, os dados passaram por um filtro passa-baixas com frequência de corte em 50Hz. Os dados livres do artefato gradiente foram visualmente inspecionados e pequenos trechos dos sinais altamente contaminados por artefatos foram eliminados. Os trechos restantes foram segmentados em blocos com 3725ms e todos os trechos foram concatenados antes da remoção do período de referência. Antes da remoção do artefato BCG ser realizado, o canal Fp foi removido do restante dos dados devido a sua má impedância. Desta forma, 61 eletrodos foram usados para a análise. O sinal de ECG foi simultaneamente gravado. Os sinais de fontes corrompidos pelo artefato BCG foram identificados por inspeção visual através do cálculo da função de autocorrelação com o sinal EEG original. A função de autocorrelação foi utilizada para cada um dos 61 eletrodos do sinal EEG original. A Figura 1 mostra a função de autocorrelação de 16 eletrodos. Podemos verificar na figura que nos canais: C3, F7, T7, FC5, FC3, F5, C5, FT7 incluem BCG, dado que a função de autocorrelação destes sinais mostra o efeito do artefato BCG caracterizado por uma periodicidade como pode ser visto na Fig. 1 (a) que não pode ser visto nos eletrodos mostrados na Fig. 1 (b).

A ICA foi utilizada para remoção dos artefatos BCG com base na seleção manual dos componentes independentes. Após a aplicação da ICA (Infomax) e através de inspeção visual, identificamos as componentes independentes (CIs) que possuem correlação com o sinal ECG. Observamos a função de autocorrelação dos 61 componentes independentes e verificamos que três componentes independentes (3, 4 e 10) apresentam periodicidade como mostrado na Fig. 2 para o sujeito analisado. As 58 demais componentes independentes não possuem correlação com o sinal de ECG,

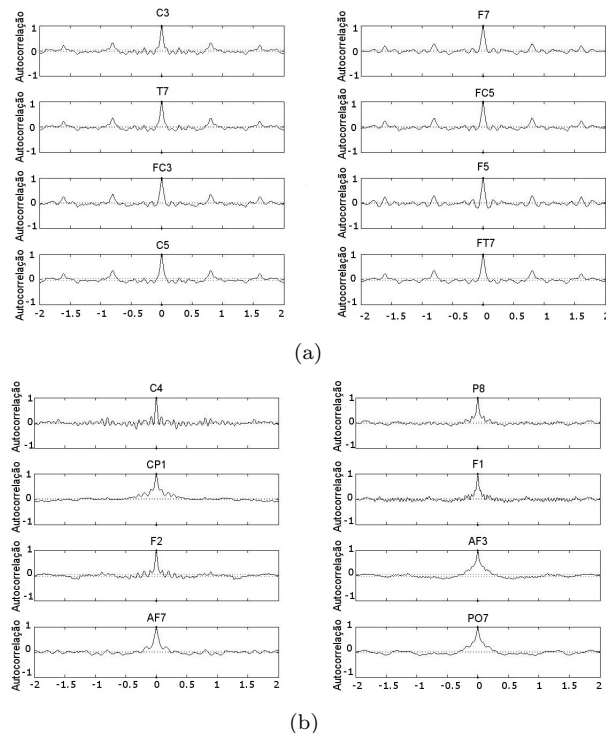


Figura 1: Função de autocorrelação do sinal EEG em 16 eletrodos para um voluntário específico. (a) Função de autocorrelação destes eletrodos apresenta periodicidade. (b) A partir de inspeção visual estes eletrodos não apresentam periodicidade.

como podemos verificar, por exemplo, nos gráficos de autocorrelação das componentes independentes 2, 8, 22, 30 e 55.

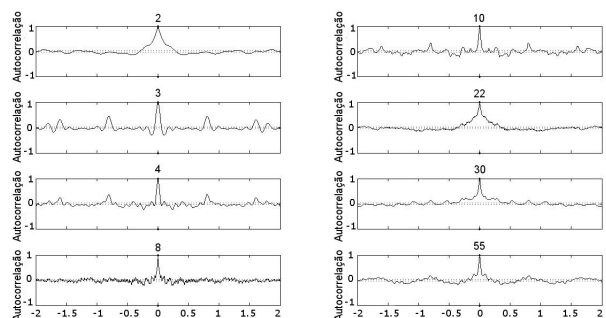


Figura 2: Função de autocorrelação dos componentes independentes. (Cis: 2, 3, 4, 8, 10, 22, 30, 55). Os componentes independentes 3, 4 e 10 apresentam um padrão de periodicidade.

Além da função de autocorrelação, a função Magnitude Quadrática da Coerência entre a CI (componente independente) e o ECG foi usada para identificar os componentes que possuem correspondência com o artefato BCG. Nossa hipótese é que a frequência com máximo valor de coerência pode estar próximo do inverso do período da função de autocorrelação. Para identificarmos as componentes independentes corrompidas com o sinal BCG, calculamos a função de máxima coerência para cada uma das frequências de todas as componentes independentes e selecionamos o

maior pico de MSC (e consideramos também um limiar de até -10% do valor de máxima coerência) entre todas as componentes independentes. No caso deste projeto, identificou-se de forma automática as componentes independentes: 3 e 10 com valores de coerência: 0,70 e 0,63, respectivamente, mostrados na Fig.3.

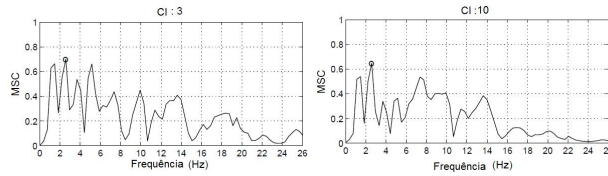


Figura 3: Função de Coerência entre as componentes independentes e o sinal de ECG.

Dois critérios foram utilizados para seleção dos componentes: *i*) componentes com periodicidade na função de autocorrelação (r) indetificadas por inspeção visual e *ii*) componentes com alto valor da função de máxima coerência (MSC) com identificação automática das componentes independentes.

Ambos os métodos, correlação (r) e coerência (MSC) são considerados como equivalentes no sentido em que avaliam o grau de correlação entre dois sinais. No entanto, a coerência mede o grau de associação linear entre um par de sinais em função da frequência. Nossos resultados mostram que em geral, o método que utiliza o coeficiente de correlação necessita de uma inspeção visual para a identificação das componentes independentes e o método MSC através da função de máxima coerência indetifica os componentes independentes de forma automática.

A partir do critério estabelecido em (*i*), verificamos que três componentes foram selecionadas (Cis: 3, 4 e 10) e removidas, obtendo-se assim o sinal limpo sem o artefato BCG. A periodicidade foi removida dos canais: C3, F7, T7, FC5, FC3, F5, C5, FT7 como mostra a Fig.4.

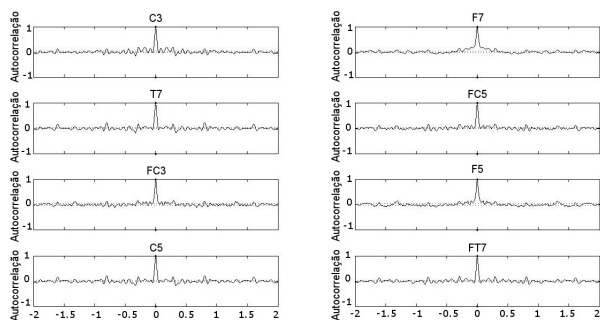


Figura 4: Funções de autocorrelação dos sinais EEG recuperados usando a periodicidade da função de autocorrelação para os componentes selecionados, conforme o critério descrito no método (i).

Utilizando o critério descrito em (*ii*) foram selecionadas três componentes independentes (1, 3 e 10) corrompidas com o artefato BCG. Os sinais recuperados após a remoção das CIs mostram uma melhor remoção do artefato BCG, através de inspeção visual

conforme mostra os gráficos da Fig.5.

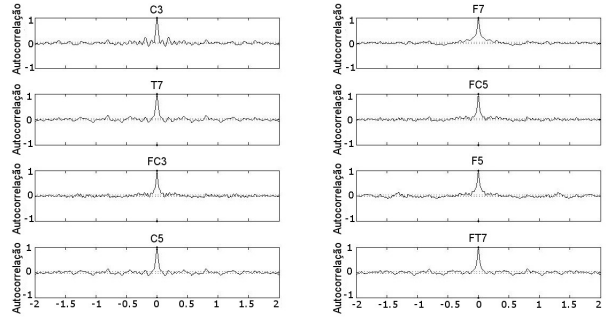


Figura 5: Funções de autocorrelação dos sinais EEG recuperados usando a periodicidade da função MSC para identificação automática das componentes independentes, conforme o critério descrito no método (ii).

Com o objetivo de avaliarmos o método proposto de forma objetiva para a remoção do artefato BCG foi analisada a medida de desempenho da taxa do espectro de potência normalizada, chamada de INPS (Improvement in terms of Normalized Power Spectrum ratio) (Srivastava et al., 2005). Para demonstrar a supressão de potência dos harmônicos relacionados ao artefato BCG, a potência dos dados é comparada antes e depois da remoção dos artefatos e a melhoria é expressa em termos da taxa do espectro de potência normalizada (INPS):

$$INPS = \frac{\sum_{i=1}^N P_i^{antes_ICA}}{\sum_{i=1}^N P_i^{depois_ICA}} \quad (4)$$

onde N é o número de harmônicos do sinal ECG e P_i é a potência espectral centrada na frequência de 1-Hz na i -ésima harmônica do ECG.

Em nossos cálculos, utilizamos $N=5$, ou seja, consideramos a frequência fundamental do ECG (cerca de 1,3 Hz) e quatro harmônicos em 2,6, 3,9, 5,2 e 6,5 Hz. As tabelas 1 e 2 mostram os índices INPS (em dB), para os eletrodos (C3,F6,T7,FC5,FC3,F5,C5, e FT7), considerando os dois métodos analisados neste projeto. A Tabela 1 mostra as taxas de INPS utilizando o método de inspeção visual através da função de correlação e a Tabela 2 mostra as taxas de INPS utilizando o método proposto baseado na função de coerência para seleção automática das fontes independentes.

Ao analisar os resultados obtidos podemos constatar uma significativa redução da potência espectral dos harmônicos do sinal de ECG, para os dois métodos analisados. Entretanto verifica uma redução de potência espectral maior para o método proposto baseado na função de coerência. Estes resultados sugerem que a função de coerência pode ser utilizada como um método automático de seleção da componente independente para remoção do artefato BCG.

5 Conclusões

Uma das questões mais importantes para determinar a eficiência da remoção do artefato BCG usando ICA corresponde a correta identificação dos números de

Tabela 1: Potência espectral e taxa INPS antes e depois de aplicarmos o método (i) que utiliza a função de correlação

Inspeção Visual e função de correlação (r)			
Eletrodo	Potência antes	Potência Depois	INPS
C3	3,123E+04	1,651E+04	2,77
F7	1,548E+05	1,525E+05	0,06
T7	1,316E+05	5,140E+04	4,08
FC5	8,473E+04	2,598E+04	5,13
FC3	1,901E+04	1,145E+04	2,20
F5	1,218E+05	3,736E+04	5,13
C5	6,792E+04	2,853E+04	3,77
FT7	1,407E+05	5,596E+04	4,00
Total	7,518E+05	3,797E+05	27,15

Tabela 2: Potência espectral e taxa INPS antes e depois de aplicarmos o método proposto (ii) que utiliza a função de coerência.

Seleção automática e Função de coerência (MSC)			
Eletrodo	Potência antes	Potência Depois	INPS
C3	3,123E+04	1,200E+04	4,16
F7	1,548E+05	1,071E+05	1,60
T7	1,316E+05	3,365E+04	5,92
FC5	8,473E+04	2,155E+04	5,95
FC3	1,901E+04	6,490E+03	4,67
F5	1,218E+05	3,838E+04	5,01
C5	6,792E+04	1,865E+04	5,61
FT7	1,407E+05	4,641E+04	4,82
Total	7,518E+05	2,842E+05	37,74

componentes independentes que devem ser extraídas. As componentes independentes relacionadas ao artefato BCG são usualmente identificadas por inspeção visual ou através do cálculo da correlação das componentes com o sinal de ECG adquirido simultaneamente.

A seleção e remoção de poucas fontes ou componentes independentes podem deixar alguns artefatos no sinal. Por outro lado, a remoção de um grande número de fontes pode eliminar informação útil do sinal de EEG. Neste trabalho é mostrado que a identificação de componentes independentes é um passo importante para a remoção do artefato BCG utilizando análise em componentes independentes. Apesar dos resultados requererem mais investigação, como a utilização de outros algoritmos de ICA e sujeitos, foi proposto um método de seleção automática de componentes independentes baseado na função de coerência para ser utilizado juntamente com a ICA quando o sinal de ECG é gravado simultaneamente com o sinal de EEG.

Referências

Allen, P. J., Polizzi, G., Krakow, K., Fish, D. R. and Lemieux, L. (1998). *Identification of EEG events in the MR scanner The problem of pulse artifact and a method of its subtraction*, NeuroImage 8 229-239.

Bell, A. J. and Sejnowski, T. (1996). *An information-maximization approach to blind separation and blind deconvolution*, vol. 7.

Bonmassar, G. and Purdon, P. L., Jaaskelainen, I. P., Chiappa, K., Solo, V., Brown, E. N. and Belliveau, J. W. (2002). *Motion and ballistocardiogram artifact removal for interleaved recording of EEG and EPs during MRI*, vol.16.

D. E. Callan, A. M. C. e. a. (2001). *Multimodal contribution to speech perception revealed by independent component analysis: a single-sweep EEG case study*, Vol. 10, Cognitive Brain Research.

Debener, S., Mullinger, K. J., Niazy, R. K. and Bowtell, R. W. (2008). *Properties of the ballistocardiogram artefact as revealed by the eeg recordings at 1.5, 3 and 7t static magnetic field strength*, International Journal of Psychophysiology 7.

Ertl, M., Kirscha, V., Leichta, G., Karcha, S., Olbrich, S., Reisere, M. and Hegerld, U., Pogarella, O. and Mulerta, C. (2010). *Avoiding the ballistocardiogram (BCG) artifact of EEG data acquired simultaneously with fMRI by pulse-triggered presentation of stimuli.*, vol.186.

Ferdowsi, S., Sanei, S., Nottage, J., O'Daly, O. and Abolghasemi, V. (2012). *A hybrid ica hermite transform for removal of ballistocardiogram from eeg*, Signal Processing Conference (EUSIPCO) 2012 in Proceedings of the 20th European.

Ghaderi, F., Nazarpour, K., McWhirter, J. G. and Sanei, S. (2010). *Removal of ballistocardiogram artifacts using the cyclostationary source extraction method*, vol.57.

Mahadevan, A., Mugler, D. H. and Acharya, S. (2008). *Adaptive filtering of ballistocardiogram artifact from eeg signals using the dilated discrete hermite transform*, I. E. in Medicine and B. Society (eds), Proceedings of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society.

Makeig, S., Bell, J., A., Jung, T. P. and Sejnowski, T. J. (1996). *Independent Component Analysis of Electroencephalographic Data*, vol. 8.

Mantini, D., Perrucci, M. G., Cugini, S., Ferretti, A., Romani, G. L. and Gratta, C. D. (2007). *Complete artifact removal for eeg recorded during continuous fmri using independent component analysis*, Vol. 34, NeuroImage.

Nakamura, W., Anami, K., Mori, T., Saitoh, O., Cichocki, A. and Amari, S. (2006). *Removal of ballistocardiogram artifacts from simultaneously recorded eeg and fmri data using independent component analysis*, IEEE Transactions in Biomedical Engineering **53**(7): 1294-1308.

Sijbers, J., A., J. V., V., M., L., D., A. V. and Dyck, D. V. (2000). *Reduction of ECG and gradient related artifacts in simultaneously recorded human EEG/MRI data.*, vol.18.

Srivastava, G., Crottaz-Herbette, S., Lau, K. M., Glover, G. H. and Menon, V. (2005). *ICA-based procedures for removing ballistocardiogram artifacts from EEG data acquired in the MRI scanner*, NeuroImage 24 1 50-60.

Vanderperren, K. and et. al (2010). *Removal of BCG artifacts from EEG recordings inside the MR scanner: A comparison of methodological and validation-related aspects*, vol. 50 edn.

Vincent, J. L., Larson-Prior, J., L., Zempel, J. M. and Snyder, A. Z. (2007). *Moving GLM ballistocardiogram artifact reduction for EEG acquired simultaneously with fMRI*, vol.118.