

Identificação da direção do fluxo de informação no EEG para movimentos do cotovelo durante interação humano robô

A.S.T. Silva*, A.M.F.L. Miranda de Sá*, C.J. Tierra-Criollo*

*Programa de engenharia Biomédica, COPPE, Universidade Federal do Rio de Janeiro (UFRJ), Rio de Janeiro, Brasil.

E-mail: atsilva@peb.ufrj.br

Resumo: Interfaces cérebro máquina (ICM) não invasivas, com base na eletroencefalografia (EEG), voltadas a tecnologias assistivas ou auxílio na reabilitação motora devem ser capazes de reconhecer padrões de diferentes movimentos do mesmo segmento corporal. Técnicas como sincronismo e dessincronismo relacionada a um evento motor não se mostraram eficientes na discriminação desses padrões. A conectividade funcional tem sido aplicada para esta discriminação, porém em técnica invasiva (Eletrocorticograma). A conectividade funcional pode ser estimada pela função de transferência direcionada (DTF), a qual se baseia em modelos de causalidade de Granger. O objetivo do presente estudo é investigar a DTF na identificação de padrões de fluxo de informação durante repouso, flexão e extensão de cotovelo no EEG. Foram coletados sinais de EEG de seis indivíduos destros sem lesões neurológicas durante as tarefas motoras flexão e extensão de cotovelo intercaladas por um período de repouso enquanto os voluntários interagiam com um braço robótico. Foram encontrados padrões que podem distinguir o repouso e os movimentos de flexão e extensão do cotovelo. Por exemplo nas bandas alfa e beta as direções de fluxo para a flexão e extensão se invertem nas derivações C3 e F3. Também foi possível identificar quando os voluntários estão em repouso ou realizando a tarefa motora em várias derivações e em diferentes bandas. Estes achados mostram a DTF como uma ferramenta promissora para identificar diferentes movimentos executados em um mesmo segmento corporal em técnica não invasiva como o EEG.

Palavras-chave – Movimentos do cotovelo, DTF, ICM, conectividade funcional.

Abstract: Non-invasive brain machine interfaces (ICM), based on electroencephalographic signals and focused on assistive technology or to aid motor rehabilitation must be capable to recognize patterns of different movements of the same body segment. Some techniques as motor event related synchronism/dessynchronism not show efficiency in the discrimination of these patterns. Functional connectivity are been applied to this discrimination, but with invasive techniques (Electrocorticography). The functional connectivity can be estimated by using the directed transfer function (DTF), which is based on

Granger's causality. The aim of this study is to investigate the DTF in the information flow patterns identification during resting state, elbow flexion and extension at EEG signals. It was recorded EEG signals from six right-handed subjects without neurological lesions while they were interacting with a robot arm and performing the motor task elbow flexion and extension interspersed by resting state period. Some patterns which can discriminate on resting state, elbow flexion and elbow extension were found. For example at alpha and beta band, the directions of information flow for flexion and extension are reversed at C3 and F3 leads. It was also possible to distinguish when volunteers were at resting state or motor task in many derivations at different EEG bands. This findings indicate the DTF as a promising tool to identify different movements performed by the same body segment on non-invasive techniques as EEG.

Keywords – Elbow movements, DTF, BMI, functional connectivity.

Introdução

No desenvolvimento de interfaces cérebro máquina (ICM) aplicadas a reabilitação e tecnologia assistiva motora, um dos grandes desafios é o reconhecimento do movimento que o usuário deseja executar, principalmente quando executados no mesmo membro [1].

Durante a execução de diferentes tarefas motoras é esperado comportamento diferenciado dos sinais cerebrais. Estudos conseguiram diferenciar movimentos do membro inferior esquerdo com os do direito, utilizando o sincronismo e dessincronismo da energia (muito utilizado em ICMs) da banda beta em sinais de eletroencefalografia (EEG) [2]. Porém, estes parâmetros não foram capazes de discriminar dois movimentos realizados no mesmo membro (flexão e extensão do cotovelo direito) [3].

Na tentativa de sanar esta lacuna têm sido utilizada a conectividade cerebral que é capaz de descrever a função cerebral e a interação entre suas regiões [4]. Inicialmente este parâmetro foi estudado por meio de medidas da coerência, porém esta não fornece a direção e o grau de conectividade entre as regiões analisadas [4,5].

A função de transferência direcionada (DTF) foi proposta como uma técnica que pode estimar a direção e o grau de conectividade entre as regiões cerebrais

utilizando sinais de EEG multicanal. Este método se baseia na causalidade de Granger [5,6]. A DFT tem sido utilizada no controle de uma ICM de tarefa complexa do membro superior, porém, com base em sinais de eletrocorticograma (ECoG) – técnica invasiva [7].

O presente estudo tem como objetivo investigar o uso da DTF na técnica não-invasiva de EEG para distinguir movimentos de flexão de cotovelo (FC) e extensão de cotovelo (EC) do membro direito.

Materiais e métodos

Os sinais de EEG analisados foram cedidos por Lana *et al.* [3], estes foram adquiridos seguindo a distribuição de eletrodos do sistema internacional 10/20 com uso de touca para EEG, por meio do sistema BrainNet BNT-36 (EMSA, Rio de Janeiro, Brasil) com filtro passa banda entre 0,1 e 100 Hz e frequência de amostragem 600 Hz. Houve pré-processamento para rejeição de artefatos de movimento e oculares, onde os trechos que continham tais artefatos foram excluídos.

Voluntários – Seis indivíduos destros sem comprometimentos neurológicos ou ortopédicos com idade entre 23 e 32 anos foram selecionados. Após assinarem termo de consentimento livre e esclarecido, aprovado pelo comitê de ética e pesquisa (COEP) da Universidade Federal de Minas Gerais por meio do parecer nº ETIC 467/08. Foram posicionados em uma sala acusticamente isolada e com iluminação controlada, permaneceram sentados em cadeira confortável durante todo o procedimento experimental.

Tarefa experimental – Os movimentos de flexão e extensão de cotovelo foram guiados por um braço robótico (AX18 Smart Robot Arm - Crust Crawler Robotics, Arizona, USA), e os indivíduos foram instruídos a seguir os movimentos do braço robótico como se o mesmo fosse uma imagem de seu braço direito.

A utilização do braço robótico como guia para a tarefa experimental se justifica pelos achados de Papageorgiou *et al.* [8] que demonstraram uma melhora na relação sinal/ruído quando indivíduos interagem com ICMs.

A tarefa foi dividida conforme a Figura 1, sendo dividida em INT – intervalo aleatório entre os movimentos, os trechos com 2 s após o início de INT e (8-12 s), FC – movimento de flexão de cotovelo (2,5 s), EC – movimento de extensão de cotovelo (2,5 s).

Processamento dos sinais – Foram selecionadas oito derivações, mais relacionadas com áreas de execução e preparação de tarefas motoras (C3, Cz, C4, F3, Fz, F4, T3, T4). O processamento destes sinais foi realizado em uma rotina de DTF no programa MATLAB®.

Função de Transferência Direcionada (DTF) – Para o cálculo da DTF assume-se que os sinais de EEG provêm de um sistema multivariado autoregressivo (MVAR) somado a um erro [5], conforme a eq. 1.

$$x[k] = \sum_{i=1}^p A[i]x[k-i] + E[k] \quad (1)$$

Onde, $x[k]$ é o EEG multicanal, $A[i]$ os coeficientes do modelo MVAR e p a ordem do modelo. $E[k]$ o ruído

branco gaussiano chamado também de predição de erro que pode ser estimado conforme eq. 2:

$$E[k] = \sum_{i=1}^p \hat{A}[i]x[k-i] \quad (2)$$

Onde $\hat{A}[i] = -1$ para $k = 0$ e $A[i]$ para $k > 0$. No domínio da frequência obtêm-se:

$$E(f) = A(f)X(f) \quad (3)$$

Da manipulação da eq. 3 podemos estimar os valores de $X(f)$, dado que o ruído branco gaussiano não depende da frequência, com isto, os valores de DTF são calculados pela eq. 4 assumindo que $G(f) = A(f)^{-1}$, sendo γ_{ij} o valor de fluxo de informação do eletrodo i em direção ao eletrodo j .

$$\gamma_{ij} = \frac{g_{ij}}{\sqrt{\sum_{k=1}^N |g_{ik}|^2}} \quad (4)$$

Existe uma normalização de seus valores conforme eq. 4, sendo aplicada para facilitar a comparação dos valores de conectividade entre regiões distintas [4,5].

Determinação da direção do fluxo de informação

– Foi determinada a direção do fluxo de informação para cada indivíduo em cada banda de frequência (delta, teta, alfa, beta, gama) separadamente conforme descrito em Korzeniewska *et al.* [9], sendo atribuído 1 caso o fluxo de informação seja de i para j e 0 caso contrário. A partir destes dados foi efetuada a soma das matrizes para identificação de padrões que tornassem possível a distinção entre as situações repouso (RP), FC e EC. Considerou-se como sendo a direção do fluxo dominante quando 5 ou todos os voluntários (6) apresentaram esta direção.

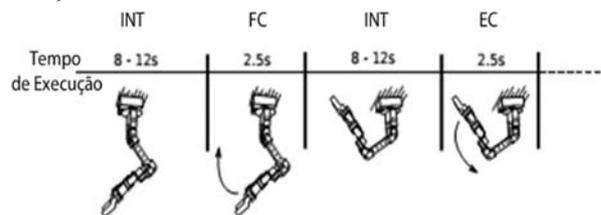


Figura 1 - Sequência de movimentos executados pelo robô durante a tarefa experimental.

Resultados

Na banda alfa observa-se um fluxo de informação de C3 para C4 (C3→C4) e C3→Fz durante os movimentos FC (6 voluntários) e EC (5 voluntários). Durante o repouso não existe uma direção dominante do fluxo, pois 3 voluntários mostram a direção supracitada e 3 em sentido inverso (Tabela 1). Adicionalmente, durante o movimento FC existe um fluxo de informação C3→F3, enquanto que para o movimento EC pode-se observar um fluxo de informação inverso (F3→C3). O fluxo de informação de C3→T3 e C3→T4 são identificados quando os voluntários estão realizando movimento FC,

não sendo identificado em EC ou EP. O padrão de fluxo de informação está ilustrado na Figura 2.

A partir de C4 obtêm-se fluxo de informação de C4→Fz para EC e FC, não sendo possível a identificação do mesmo fluxo de informação durante RP, para EC temos um fluxo de informação de F4→C4. Comportamento similar com fluxo de informação a partir de C3 é observado em C4 para os eletrodos temporais. Durante FC podemos observar fluxo de informação de F3→Fz e F3→T3 e para EC temos F3→T4.

Observa-se que as derivações T3 e T4 recebem muita informação das regiões central e frontal, mas não envia informação para essas regiões.

Tabela 1 – Número de voluntários com direção do fluxo de informação da derivação de origem *i* para a derivação de destino *j* (banda alfa). Em preto valores maiores a 4 indivíduos.

		Derivações de destino (<i>j</i>)							
		C3	C4	Cz	F3	Fz	F4	T3	T4
C3	RP	3	1	5	3	3	3	2	
	FC	6	4	5	6	3	5	6	
	EC	5	3	1	5	2	4	4	
C4	RP	3	2	3	3	4	2	2	
	FC	0	3	2	6	2	6	6	
	EC	1	3	2	5	1	3	4	
Cz	RP	5	4	4	5	3	5	5	
	FC	2	3	3	5	3	6	6	
	EC	3	3	5	5	4	6	6	
F3	RP	1	3	2	4	3	2	3	
	FC	1	4	3	5	2	5	4	
	EC	5	4	1	4	1	4	6	
Fz	RP	3	3	1	2	3	2	3	
	FC	0	0	1	1	0	5	5	
	EC	1	1	1	2	1	3	4	
F4	RP	3	2	3	3	3	3	3	
	FC	3	4	3	4	6	6	6	
	EC	4	5	2	5	5	3	6	
T3	RP	3	4	1	4	4	3	4	
	FC	1	0	0	1	1	0	4	
	EC	2	3	0	2	3	3	5	
T4	RP	4	4	1	3	3	3	2	
	FC	0	0	0	2	1	0	2	
	EC	2	2	0	0	2	0	1	

Na banda beta identifica-se o mesmo padrão de conectividade a partir do eletrodo C3 que na banda alfa. A partir de C4, apenas o fluxo de informação de C4→T3 se altera em relação aos achados para banda alfa, não sendo mais para FC e sim para EC. A partir de Cz, é

possível identificar que durante RP e EC temos fluxo de informação de Cz→F3 e Cz→Fz.

Na derivação F4 temos um fluxo de informação para EC de F4→C4, F4→F3 e F4→Fz, para FC, F4→Fz, F4→T3 e F4→T4. Durante RP não houve direcionamento de fluxo de informação desta derivação na banda beta.

Nas bandas delta, teta e gama houve também comportamento similar do fluxo de informação com as direções obtidas para a banda alfa. De uma forma geral, foi observado diferença na banda gama com menor reatividade em C3 sendo definido o fluxo de informação apenas de C3→Fz, C3→T3 e C3→T4 para os movimentos EC e FC. Em relação a C3 nas demais bandas a direção do fluxo de informação foi exatamente a mesma.

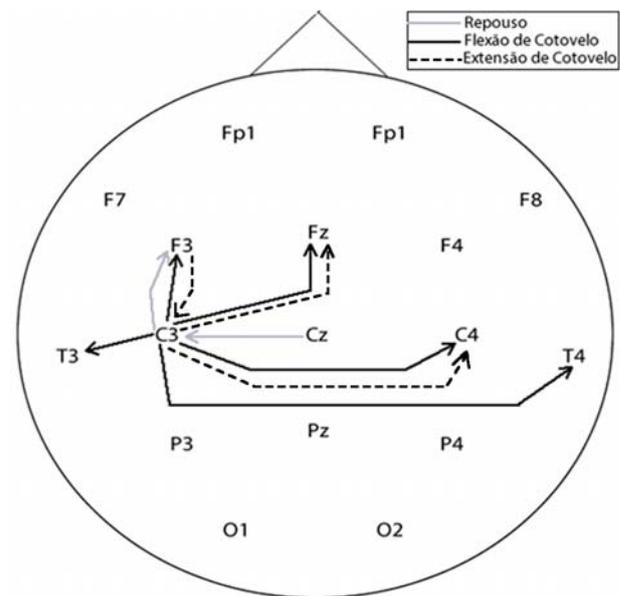


Figura 2 - Padrão ilustrando a direção do fluxo de informação da derivação C3 na banda alfa.

Ao se comparar as bandas teta e delta existe um fluxo de informação de F4→C4 durante FC e EC na banda teta, já na banda delta o fluxo de informação segue nesta direção apenas durante RP.

Novamente nestas bandas de frequência existe grande quantidade de informação direcionada às regiões temporais pelas regiões centrais e quase nenhuma designada das regiões temporais às regiões centrais.

Discussão e Conclusão

Os resultados mostraram uma grande reatividade das regiões centrais e frontais durante a execução das tarefas motoras EC e FC. Tais achados estão de acordo com estudos de sincronismo e dessincronismo de ritmos cerebrais em tarefas similares às utilizadas no presente estudo [3].

A banda delta apresenta um comportamento no fluxo de informação similar aos das bandas alfa e beta, que

possuem grande relação na execução de tarefas motoras [3,10]. Tem sido demonstrado que a potência e a coerência da banda delta estão relacionadas com a execução e imaginação de tarefas motoras [11,12]. Portanto, esta banda se mostrou promissora nas aplicações de ICM voltadas a tecnologias assistivas e ainda muito pouco explorada.

Diferentes fluxos de informação foram identificados para as tarefas motoras propostas no mesmo membro. Resultado similar pode ser esperado para imaginação dessas tarefas, uma vez que estudos com outras técnicas não mostram diferenças entre a imagética motora e o movimento [3,10]. Uma nova investigação com maior número de voluntários - para caracterizar a direção de fluxo de informação - durante imagética motora será realizada.

Uma ICM deve permitir ao usuário a escolha do tipo de tarefa a ser realizada, mesmo que seja aplicada ao mesmo membro. Algumas técnicas propostas no desenvolvimento das ICM não invasivas, tais como sincronismo ou dessincronismo relacionado a evento, são capazes apenas de detectar a intenção do indivíduo em iniciar ou parar a execução da tarefa [3,10]. A DTF pode contribuir no desenvolvimento de tais ICM, pois por meio desta técnica houve a possibilidade da determinação de diferentes padrões de fluxo de informação que permitiram discriminar diferentes tarefas motoras executadas em um mesmo segmento corporal.

Em trabalho futuro será implementada uma ICM com base na DTF e diferentes classificadores. ICM motora com maior grau de liberdade pode aumentar o índice de sucesso na reabilitação e assistência em pessoas com lesões neurológica que cause incapacidade física [1].

Agradecimentos

A CAPES, CNPq (Processo 458834/2013-0) e FAPERJ pelo apoio financeiro.

Referências

- [1] Teo W-P, Chew E. Is motor-imagery brain-computer interface feasible in stroke rehabilitation? *PM R*. agosto de 2014; 6(8):723–8.
- [2] Hashimoto Y, Ushiba J. EEG-based classification of imaginary left and right foot movements using beta rebound. *Clin Neurophysiol*. Novembro de 2013; 124(11):2153–60.
- [3] Lana EP, Adorno BV, Tierra-Criollo CJ. An ERD/ERS analysis of the relation between human arm and robot manipulator movements. *Biosignals and Biorobotics Conference (BRC), 2013 ISSNIP*. 2013. p. 1–7.
- [4] Li X, Ong S-H, Pan Y, Ang KK. Connectivity pattern modeling of motor imagery EEG. *2013 IEEE Symposium on Computational Intelligence, Cognitive Algorithms, Mind, and Brain (CCMB)*. 2013. p. 94–100.
- [5] Kamiński M, Ding M, Truccolo WA, Bressler SL. Evaluating causal relations in neural systems: granger causality, directed transfer function and statistical assessment of significance. *Biol Cybern*. agosto de 2001;85(2):145–57.
- [6] Friston KJ. Functional and effective connectivity: a review. *Brain Connect*. 2011; 1(1):13–36.
- [7] Shanechi MM, Williams ZM, Wornell GW, Hu RC, Powers M, Brown EN. A real-time brain-machine interface combining motor target and trajectory intent using an optimal feedback control design. *PLoS One*. 2013; 8(4):e59049.
- [8] Papageorgiou TD, Lisinski JM, McHenry MA, White JP, LaConte SM. Brain-computer interfaces increase whole-brain signal to noise. *Proc Natl Acad Sci*. 30 de julho de 2013; 110(33):13630–5.
- [9] Korzeniewska A, Mańczak M, Kamiński M, Blinowska KJ, Kasicki S. Determination of information flow direction among brain structures by a modified directed transfer function (dDTF) method. *J Neurosci Methods*. 30 de maio de 2003; 125(1–2):195–207.
- [10] Pfurtscheller G, Solis-Escalante T. Could the beta rebound in the EEG be suitable to realize a “brain switch”? *Clin Neurophysiol*. Janeiro de 2009; 120(1):24–9.
- [11] Paz CC dos SC, Erazo-Costa F, Filho S, Antônio S, Tierra-Criollo CJ. The acute influence of mental practice on cortical delta oscillations: a pilot study. *Rev Bras Eng Bioméd*. Dezembro de 2012; 28(4):375–86.
- [12] Harmony T, Fernández T, Silva J, Bernal J, Díaz-Comas L, Reyes A, et al. EEG delta activity: an indicator of attention to internal processing during performance of mental tasks. *Int J Psychophysiol*. Novembro de 1996; 24(1–2):161–71.