

CONTROLE DE CADEIRA DE RODAS USANDO POTENCIAL EVOCADO VISUAL EM REGIME PERMANENTE

A.M. Tannus¹, C.J. Tierra Criollo², G.A.S. Pereira¹ e D.B. Melges¹

¹ Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica - UFMG, Belo Horizonte, Brasil

² Programa de Engenharia Biomédica - UFRJ, Rio de Janeiro, Brasil

e-mail: alexandretannus@gmail.com

Resumo: Este trabalho visa o desenvolvimento de uma interface cérebro-máquina (ICM) baseada em potencial evocado visual em regime permanente (PEV-RP) para controle de uma cadeira de rodas motorizada. A ICM possui 3 comandos: esquerda, direita e frente, para os quais foram escolhidas, respectivamente, as frequências de estimulação de 7,75 Hz, 8 Hz e 10 Hz. Para extração de características foi empregada a Magnitude Quadrática da Coerência. Os sinais de EEG foram coletados de 34 voluntários, estimulados durante 9 minutos, recebendo instruções sonoras aleatórias sobre a direção para a qual deveriam focar a atenção. Para avaliação do desempenho da ICM foram empregados sete parâmetros: número de detecções, tempo médio entre detecções, taxa de acertos e taxa de transferência de informação (ITR). A mediana para os parâmetros analisados foi de 178 detecções, com tempo médio de 3,1 segundos entre elas, taxa de acertos de 85% dos comandos e uma ITR de 15,4 bits/min.

Palavras-chave: Interface Cérebro-Máquina, Potencial Evocado Visual, Magnitude Quadrática da Coerência.

Abstract: *This work aims at developing a steady-state visual evoked (SSVEP) brain-computer interface (BCI) to control a wheelchair. The developed BCI has 3 commands: left, right and forward, for which were used the stimulation frequencies of, respectively, 7.75, 8 and 10 Hz. For feature extraction it was used the Magnitude Squared Coherence. The EEG signals were collected from 34 volunteers, stimulated during 9 minutes, receiving random sound instructions about the direction to where focus the attention. Seven parameters were used to evaluate the BCI: number of detections, mean time between detections, hit rate and information transfer rate (ITR). The median for the analyzed parameters were 178 detections, with mean time of 3,1 s between them, 85% hit rate and an ITR of 15,4 bits/min.*

Keywords: *Brain-Computer Interface, Visual Evoked Potential, Magnitude-Squared Coherence.*

Introdução

O desenvolvimento de tecnologias assistivas tem se intensificado nos últimos anos. Dentre o público alvo dessas tecnologias estão pacientes com paralisia motora severa, causada por lesões na medula espinhal, traumas cranianos, distrofias musculares e doenças neurológicas degenerativas como esclerose múltipla [1], esclerose

lateral amiotrófica [2] e esclerose lateral primária [3].

Segundo o Censo 2010 do IBGE [4], o número estimado de portadores de algum tipo de deficiência motora é de aproximadamente 13 milhões, dentre os quais aproximadamente 4,5 milhões possuem deficiência severa. Dentre estas pessoas estão incluídas aquelas que necessitam de cadeiras de rodas para se locomover. Assim, tecnologias assistivas que aumentem a autonomia destes indivíduos vêm sendo desenvolvidas. Nesse sentido, a pesquisa de interfaces cérebro-máquina (ICM) é de fundamental importância. Uma ICM é definida como um sistema capaz de traduzir sinais elétricos provenientes do cérebro em comandos para controlar um ou mais dispositivos.

O método de obtenção dos sinais pode variar da relativa simplicidade de um eletroencefalograma (EEG) até outros mais complexos que exigem a implantação cirúrgica de eletrodos no paciente. Quando a coleta do EEG é realizada durante estimulação visual (e.g.: LEDs piscantes), tem-se uma resposta associada que possui amplitude pelo menos 10 vezes menor do que o EEG espontâneo (obtido na condição de não-estimulação). Esta resposta, conhecida como Potencial Evocado Visual (PEV), assim como a obtida a partir de outros tipos de estimulação sensorial, pode ser classificada em transiente ou em regime permanente (RP), dependendo da frequência do estímulo. Uma característica importante do PEV-RP é a presença de resposta na mesma frequência de estimulação.

Dentre os métodos de identificação de resposta à estimulação estão as técnicas de detecção objetiva (ORD – *Objective Response Detection*), que permitem inferir sobre a presença ou ausência de resposta ao estímulo sensorial com taxa máxima de falsos positivos definida *a priori*, o que se constitui em uma vantagem para esta aplicação. Neste contexto, estudos recentes empregaram tais técnicas em ambiente com luminosidade controlada [5,6]. No entanto, foi demonstrado que a luminosidade ambiente pode impactar significativamente na taxa de acertos de uma dada ICM [7]. Assim, o objetivo deste trabalho foi desenvolver uma interface cérebro-máquina (ICM) para controle de uma cadeira de rodas motorizada, por meio do PEV-RP, tendo como diferenciais a utilização de um sistema portátil sem fio para aquisição de sinais EEG, o emprego da técnica ORD conhecida como Magnitude Quadrática da Coerência (MSC – *Magnitude-Squared Coherence*) para detecção de res-

posta e a validação em ambiente realista (sem controle de luminosidade).

Materiais e métodos

Magnitude Quadrática da Coerência – A MSC corresponde à parcela do valor médio quadrático do sinal de EEG medido $y[k]$ devido a uma estimulação $x[k]$ em uma dada frequência f . Um estimador de coerência pode ser calculado, baseado em um sinal discreto janelado, sendo calculada por [8]:

$$\hat{\kappa}^2(f) = \frac{\left| \sum_{i=1}^M Y_i(f) \right|^2}{M \sum_{i=1}^M |Y_i(f)|^2} \quad (1)$$

onde $Y_i(f)$ representa a Transformada Discreta de Fourier da i -ésima janela do sinal $y[k]$ e M o número de épocas.

Se não existir resposta à estimulação, $\hat{\kappa}^2(f)$ tende a zero. Em caso de resposta consistente, $\hat{\kappa}^2(f)$ tende a 1.

Para inferir sobre a presença/ausência de resposta, o valor crítico para a estimativa da MSC pode ser obtido pela seguinte expressão analítica [9]:

$$\hat{\kappa}_{crit}^2 = 1 - \alpha^{M-1} \quad (2)$$

Onde α é o nível de significância do teste estatístico. Considera-se que há detecção de resposta ao estímulo para uma dada frequência f , se $\hat{\kappa}^2(f) > \hat{\kappa}_{crit}^2$.

Aquisição de sinais – Os sinais de EEG foram coletados de 34 voluntários sem histórico de doenças neurológicas utilizando um sistema sem fio de 14 canais (Emotiv Epoc). A pesquisa foi aprovada pelo Comitê de Ética da Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG) – protocolo n. 11525613.4.0000.5149.

O protocolo experimental consistiu em uma etapa de coleta de EEG espontâneo com duração de 3 minutos e uma etapa de coleta de 9 minutos durante estimulação. Esta última é realizada com os três conjuntos de LEDs piscando simultaneamente com frequências distintas, posicionados à frente (10 Hz), à direita (8 Hz) e à esquerda (7,75 Hz) do voluntário. A cada LED está associado, de acordo com o posicionamento, um comando na cadeira de rodas. O *software* desenvolvido para a interface cérebro-máquina informa, por meio de uma instrução sonora, para qual direção o voluntário deve focar sua atenção, realizando uma troca de alvo a cada 20 segundos. A ordem de direções é aleatória e todas as direções são acionadas nove vezes durante o experimento. Para o processamento *online* e envio de comandos para a cadeira foram utilizadas rotinas do MATLAB, as quais são acionadas a partir do *software* OpenVibe. Todo o experimento foi realizado com o voluntário sentado em uma cadeira de rodas motorizada, em ambiente sem controle de luminosidade.

Pré-processamento – O sinal coletado foi filtrado com passa-faixa de 2 a 40 Hz (Butterworth de 6ª ordem) e foi janelado a cada 4 s, com sobreposição de 0,25 s. A escolha da duração da janela foi objeto de estudo de Pinto [5], que relatou taxas de detecção acima de 70% para técnicas ORD aplicadas a janelas de EEG de 4 s.

Extração de características – A MSC foi aplicada às derivações O1, O2, P7 e P8. Assim, $\hat{\kappa}^2(f)$ e $\hat{\kappa}_{crit}^2$ foram calculados usando-se, respectivamente, as equações 1 e 2 com $\alpha=0,05$ e $M=8, 32$ e 15 épocas, respectivamente, para as frequências 10, 8 e 7,75 Hz. A variação do número de trechos é importante para detecção, pois permite que os trechos tenham número inteiro de ciclos de cada uma das frequências de estimulação, minimizando o espalhamento espectral.

Classificação – Para a identificação positiva de um comando (frente, direita ou esquerda), empregou-se o método proposto por Braga *et al.* [6]. Este método verifica a ocorrência de 5 detecções em uma determinada frequência e, em seguida, se 3 destas foram consecutivas, considera-se a determinação de um comando. Caso estas condições não sejam satisfeitas por um período de 10 segundos, nova contagem é iniciada.

Envio de comandos – Um microcontrolador PIC18F2550 foi utilizado para o envio de comandos para a cadeira de rodas.

Avaliação de desempenho da ICM – Para avaliar a eficiência da ICM proposta foram calculados sete parâmetros: número de detecções (DET), tempo médio entre detecções (TMD), taxa de acerto (TA), taxa de transferência de informação (ITR), e taxa de falsos positivos (FP) para cada direção.

A ITR é um parâmetro que une, em uma só medida, os parâmetros de taxa de acerto e rapidez de detecção [10] e é obtida pela multiplicação do valor da taxa de bits pela quantidade de comandos que o usuário é capaz de enviar à ICM em um minuto (NCM – número de comandos por minuto):

$$ITR = B * NCM \quad (3)$$

onde B é a taxa de bits, que pode ser calculada por [11]:

$$B = \log_2(N) + P \log_2(P) + (1-P) \log_2 \frac{1-P}{N-1} \quad (4)$$

onde N é o número de comandos possíveis na ICM e P é a taxa de acertos na classificação.

O número máximo de detecções possíveis neste experimento é 432, com TMD de 1,25 s entre cada uma. Considerando uma TA de 100%, a ITR máxima é de 76,1 bits/min.

Resultados

A Figura 1a mostra o histograma para o parâmetro DET, considerando-se os 34 voluntários. O maior número de comandos enviados foi de 346, enquanto o menor foi 100. A mediana foi de 178 e o desvio padrão de aproximadamente 63 comandos.

A TMD apresentou variação de 1,6 a 5,4 s, com desvio padrão de 0,9 s e mediana igual a 3,1 s (Figura 1b).

A TA mais alta foi de 93,6% e a mais baixa de 43,3% (Figura 1c). Metade dos voluntários obteve TA superior a 85%, enquanto apenas 6 apresentaram desempenho inferior a 70%, com desvio padrão de 12,2.

O histograma para ITR é apresentado na Figura 1d, sendo o maior valor de 41,74 bits/min e o menor de 1 bit/min. A mediana para este parâmetro foi de 15,4 bits/min, com desvio padrão de 11,7. A análise de falsos positivos mostrou que a maioria dos voluntários apresentaram FPF acima de 5%, enquanto 11 excederam o limiar para FPD e 9 para FPE.

A Figura 2 apresenta o percentual de detecções para cada direção. Como se pode observar para alguns voluntários foram observados números de detecções semelhantes para as três direções, indicando certa facilidade destes usuários para controlar a ICM. Por outro lado, alguns voluntários apresentaram dificuldade para controlar a cadeira para uma dada direção, tais como os participantes 12 e 25 para frente e os indivíduos 19, 28 e 32 para a direita.

Discussão

Neste trabalho foram utilizadas as frequências de 7,75, 8 e 10 Hz para o desenvolvimento de uma ICM para controle de uma cadeira de rodas motorizada. Estas frequências estão próximas ou dentro da faixa de 8 a 12 Hz, que Gao *et al.* [12] afirmam possuir maiores taxas de detecção e menor tempo de resposta. Para a extração de características foi empregada a técnica MSC, que atingiu em média de 200 comandos enviados, com 80,5% de acertos e 3 segundos entre cada comando, alcançando uma ITR média de 18 bits/min. Esta técnica também foi utilizada por Pinto [5] que conseguiu uma TA média de 74,5% com 14 voluntários. A identificação positiva com base em 5 detecções consecutivas de uma mesma frequência foi sugerida por Braga *et al.* [6] em uma ICM-PEV utilizando a técnica ORD Teste F Espectral (TFE) para extração de características. Estes autores realizaram coleta com 10 voluntários, alcançando média de acertos de 91,27% e tempo médio entre detecções de 2,36 s. No entanto, estes dois últimos trabalhos, que guardam maior similaridade metodológica com o atual, realizaram registros em ambiente com baixa luminosidade (condição escotópica), além de simularem o envio de comandos, sem utilizar controle efetivo de dispositivos. Por outro lado, o presente foi realizado em condições mais realistas, com luminosidade natural e variável (até cerca de 240 lux) e acionamento de cadeira de rodas com envio de comandos dinamicamente.

Outras técnicas de extração de características já foram estudadas para o desenvolvimento de ICMs PEV-RP. Utilizando métodos baseados em FFT, Cheng *et al.* [13] desenvolveram uma ICM para digitação em um telefone virtual com 13 comandos, atingindo taxas de acerto entre 16,7% e 100% e ITR variando de 0,76 bits/min a 55,69 bits/min. Wang *et al.* [14] repro-

duziram o mesmo experimento e obtiveram ITR média de 42 bits/min com voluntários sem deficiência e 21 bits/min com pessoas com lesão medular.

Filtros casados foram estudados por Chang *et al.* [15] para o desenvolvimento de uma ICM de três comandos para controle de um carro elétrico, atingindo valores médios de TA, TMD e ITR, respectivamente de 92%, 1,41 s e 49,79 bits/min. O desempenho de *wavelets packet* como extrator de características em ICM baseada em potenciais relacionados a eventos (ERP – *Event Related Potentials*) com 4 comandos foi analisado por Zhao *et al.* [16], que verificou TA média de 78,5%, porém com casuística de 4 voluntários.

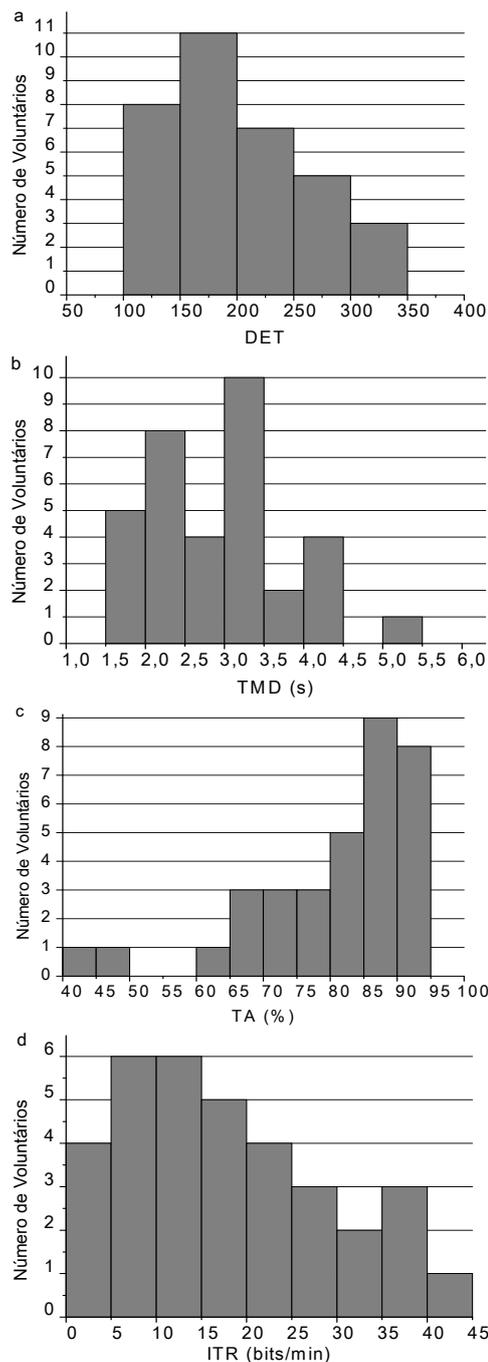


Figura 1 - Boxplots dos parâmetros avaliados. a) DET, b) TMD, c) TA e d) ITR

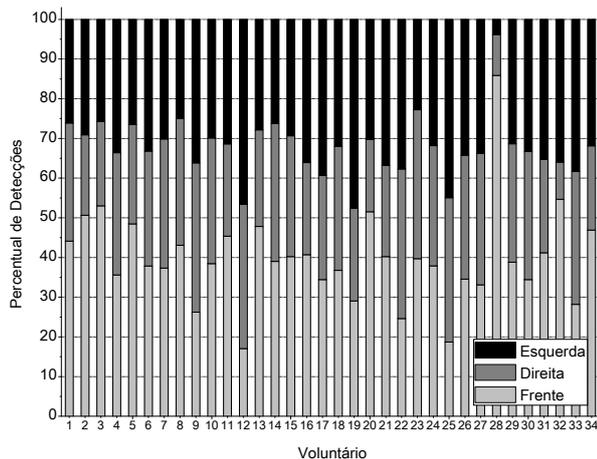


Figura 2 - Acertos por voluntário para cada direção utilizando MSC

Comparações entre diferentes técnicas de extração de características e métodos de classificação foram realizadas por Ghanbari *et al.* [17], que empregaram as técnicas Wavelet e Transformada Hilbert para extração de características e redes neurais com perceptron multicamada, rede neural probabilística e *Support Vector Machines* (SVM), alcançando taxas de acerto superiores a 86,75% com todas as técnicas, sendo a melhor combinação o conjunto Transformada Hilbert associado a SVM, com 92,25% de acertos. Os experimentos foram realizados com pessoas com e sem deficiência.

Como se pode notar, há, na literatura, uma grande variedade de tipos de ICM no que diz respeito à técnica de extração de características, número de comandos e mesmo tamanho de casuística. No entanto, os valores de TA e ITR médias alcançadas neste trabalho encontram-se na faixa reportada pela literatura, considerando uma casuística de 34 voluntários.

Conclusão

A ICM baseada em potencial evocado visual de regime permanente (PEV-RP) proposta neste trabalho funcionou de forma adequada, atingindo taxas de acerto superiores a 90% e taxa de transferência de informação acima de 40 bits por minuto para alguns voluntários. Os principais problemas observados e que podem afetar as taxas de detecção de uma ICM-PEV, foram flutuações no estado de atenção e concentração do usuário. Os resultados encontrados apontam para uma promissora estratégia de construção de tecnologia assistiva baseada em PEV-RP. Como vantagens da presente proposta, pode-se citar: i) uso de sistema portátil de registro de EEG, ii) emprego de técnica estatística de processamento que permite estabelecer a priori a taxa máxima de falsos positivos, iii) validação da ICM em ambiente realista.

Agradecimentos

À CAPES, CNPq, FAPEMIG e Prpq/UFGM pelo apoio financeiro.

Referências

- [1] Ziemssen T. Multiple sclerosis beyond EDSS: depression and fatigue. *J Neurol Sci.* 2009; 277(S1):S37-41.
- [2] Gupta PK, Prabhakar S, Sharma S, Anand A. A predictive model for amyotrophic lateral sclerosis (ALS) diagnosis. *J Neurol Sci.* 2012; 312(1-2):68-72.
- [3] Le Forestier N, Maisonobe T, Spelle L, et al. Primary lateral sclerosis: further clarification. *J Neurol Sci.* 2001; 185(2):95-100.
- [4] IBGE. Tabelas de resultados Censo Demográfico 2010 - Características gerais da população, religião e pessoas com deficiência. 2010. Available from: ftp://ftp.ibge.gov.br/Censos/Censo_Demografico_2010/Caracteristicas_Gerais_Religiao_Deficiencia/tab1_3.pdf.
- [5] Pinto MAS. 2011. Estudo do potencial evocado visual em regime permanente baseado em LED para interface cérebro máquina. Tese de D.Sc., PPGEE/UFGM, Belo Horizonte, MG, Brasil.
- [6] Braga VCC, Cerqueira FGG, Criollo CJT. Interface Cérebro Máquina por Potencial Evocado Visual em Regime Permanente Wireless com Coleta Online. In: Anais do XXIII Congresso Brasileiro Engenharia Biomédica; 2012 Oct 1-5; Porto de Galinhas, Brasil. 2012. p. 2071-75.
- [7] Tannus A M, Tierra-Criollo C J and Melges D B Objective detection of Steady State Visual Evoked Responses for different lighting conditions *J. Phys. Conf. Ser.* 2010 477 012028
- [8] Bendat J, Piersol A. *Random Data Analysis and Measurement Procedures.* 3^a ed. New York: Wiley-Interscience; 2000.
- [9] Miranda de Sá AMFL, Infantsi AFC. Evaluating the relationship of non-phase locked activities in the electroencephalogram during intermittent stimulation: a partial coherence-based approach. *Med Biol Eng Comput.* 2007; 45(7):635-42.
- [10] Wolpaw JR, Birbaumer N, McFarland DJ, Pfurtscheller G, Vaughan TM. Brain-computer interfaces for communication and control. *Clin Neurophysiol.* 2002; 113(6):767-91.
- [11] Vialatte F-B, Maurice M, Dauwels J, Cichocki A. Steady-state visually evoked potentials: focus on essential paradigms and future perspectives. *Prog Neurobiol.* 2010; 90(4):418-38.
- [12] Gao X, Xu D, Cheng M, Gao S. A BCI-based environmental controller for the motion-disabled. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng.* 2003; 11(2):137-40.
- [13] Cheng M, Gao X, Gao S, Xu D. Design and implementation of a brain-computer interface with high transfer rates. *IEEE Trans Biomed Eng.* 2002; 49(10):1181-6.
- [14] Wang Y, Zhang Z, Gao X, Gao S. Lead selection for SSVEP-based brain-computer interface. In: *Proc. IEEE Eng Med Biol Soc*; 2004 Sep 1-5; San Francisco, EUA. 2004. p. 4507-10.
- [15] Chang H, Deng H, Lee P. Real-time control of an SSVEP-actuated remote-controlled car. In: *Proc. of SICE Annual Conference*; 2010 Aug 18-21; Taipei, Taiwan. 2010. p. 1884-87
- [16] Zhao L, Shen H, Bian Y, Hu D, Yuan P. Application of wavelet packet technique in BCI. In: *IEEE Int Conf Intell Comput Intell Syst*; 2009 Nov 20-22; Shanghai, China. 2009. p. 43-46.
- [17] Ghanbari AA, Kousarrizi MRN, Teshnehlab M, Aliyari M. Wavelet and Hilbert transform-based Brain Computer Interface. In: *Int Conf Adv Comput Tools Eng Appl*; 2009 Jul 15-17; Zouk Mosbeh, Líbano. 2009. p. 438-42.