

ANÁLISE DO NÚMERO DE ELETRODOS PARA UMA INTERFACE CÉREBRO-COMPUTADOR BASEADA EM POTENCIAIS EVOCADOS VISUAIS DE REGIME PERMANENTE PARA O COMANDO DE UM ROBÔ DE TELEPRESENÇA

ALAN FLORIANO*, TEODIANO BASTOS*

*Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica
Universidade Federal do Espírito Santo - UFES
Vitória, Espírito Santo, Brasil

Emails: alanspfloriano@gmail.com, teodiano.bastos@ufes.br

Abstract— This paper describes an analysis of the number of electrodes for to build a Brain-Computer Interface (BCI) based on Steady-State Visual Evoked Potentials (SSVEPs). The electrode configurations are evaluated using the Canonical Correlation Analysis method (CCA). The results demonstrate a positive correlation between the number of channels and the evaluated indexes, i.e. an montage with more electrodes contributes to a better system performance.

Keywords— SSVEP, BCI, TELEPRESENCE ROBOTS

Resumo— O presente trabalho descreve uma análise do número de eletrodos para a construção de uma Interface Cérebro-Computador (ICC) baseada em Potenciais Evocados Visuais de Regime Permanente (ou *Steady-State Visual Evoked Potentials* - SSVEPs). As configurações de eletrodos são avaliadas utilizando o método de Análise de Correlação Canônica (do inglês, *Canonical Correlation Analysis* - CCA). Os resultados demonstram uma correlação positiva entre o número de canais e os índices avaliados, ou seja, uma montagem com mais eletrodos contribui para um melhor desempenho do sistema.

Palavras-chave— SSVEP, ICC, ROBÔS DE TELEPRESENÇA

1 Introdução

Os Potenciais Evocados Visuais de Regime Permanente (ou do inglês *Steady-State Visual Evoked Potentials* - SSVEPs) referem-se à resposta do córtex visual cerebral a estímulos visuais oscilando de forma repetitiva a uma frequência constante. Esses potenciais podem ser observado por medições não invasivas utilizando os sinais capturados sobre o couro cabeludo pela eletroencefalografia (EEG), manifestando-se como um componente oscilatório no sinal de EEG e, possuindo a mesma frequência (e/ou seus harmônicos) da estimulação (Zhu et al., 2010).

O SSVEP é utilizado com sucesso em Interfaces Cérebro-Computador (ICCs) devido à alta taxa de transferência de informação e por requerer pouco ou nenhum treinamento (Cheng et al., 2002). Uma ICC é um sistema de comunicação baseado em hardware e software que permite o comando de dispositivos externos através de padrões detectados da atividade cerebral (Nicolas-Alonso and Gomez-Gil, 2012).

Em uma ICC baseada em SSVEP, cada comando pode ser codificado com um estímulo luminoso oscilando em uma frequência específica (Chumerin et al., 2013). Para realizar a escolha de uma opção no sistema, é necessário que o usuário direcione o olhar para o estímulo luminoso correspondente. Assim, o SSVEP é evocado no cérebro (Vialatte et al., 2010; Norcia et al., 2015) e pode ser detectado no sinal de EEG, classificado e transformado em comandos de controle para diversas aplicações, com uma boa precisão (Allison

et al., 2010).

Devido o sinal de entrada para as ICCs ser proveniente da atividade cerebral, esses sistemas podem apresentar grande aplicabilidade para pessoas com deficiências severas, criando um canal alternativo de interação e comunicação (Ortner et al., 2010). Aplicações utilizando o paradigma SSVEP têm sido propostas relacionadas à comunicação alternativa (Nakanishi et al., 2014; Won et al., 2015), ao auxílio à mobilidade utilizando cadeira de rodas robótica (Müller et al., 2010; Diez et al., 2013) ou para o comando de exoesqueleto robótico (Kwak et al., 2015), controle de cursor para interação com o computador (Diez et al., 2011; Wu et al., 2011) e entretenimento (Lalor et al., 2005; Chumerin et al., 2013).

Outra possibilidade de tecnologia assistiva que surge a partir da integração com as ICCs são os sistemas de telepresença robótica (Millán et al., 2010), os quais, além de criarem um canal de comunicação utilizando uma transmissão bidirecional de vídeo e áudio, permitem o controlador explorar o ambiente de forma independente (Tsui et al., 2015).

Em um trabalho recente do nosso grupo de pesquisa (Floriano et al., 2015) foi descrito o desenvolvimento de uma ICC baseada em SSVEP aplicada ao comando de um robô de telepresença do Laboratório de Automação Inteligente da Universidade Federal do Espírito Santo (LAI-UFES). Para este sistema foram utilizados quatorze eletrodos posicionados nas regiões parietal e occipital do cérebro, que são próximas ao córtex visual,

onde o SSVEP é geralmente mais intenso (Vialatte et al., 2010). Contudo, é preferível na construção de uma ICC a utilização de poucos eletrodos por praticidade e conforto.

Este trabalho analisa a influência da redução do número de canais para uma ICC baseada em SSVEP, a qual será utilizada para o comando do nosso robô de telepresença. O artigo segue com uma explicação dos materiais e métodos utilizados para a avaliação das configurações de eletrodos. Posteriormente, são apresentados e discutidos alguns pontos relevantes dos resultados.

2 Materiais e Métodos

2.1 Estimulação Visual

A estimulação visual foi realizada em um monitor LCD de 17 polegadas, com taxa de atualização de 60 Hz. O software foi desenvolvido utilizando a biblioteca gráfica OpenGL. Para cada estímulo foram exibidos dois padrões gráficos distintos, alternados a uma determinada frequência. Foram utilizadas as frequências 5,6 Hz, 6,4 Hz, 6,9 Hz e 8 Hz, dispostos de acordo com (Müller et al., 2010).

O padrão gráfico exibido em cada ciclo possui um número de quadros variável, de acordo com o método descrito em (Wang et al., 2010). Para cada frequência específica de estimulação, a sequência de quadros é calculada de acordo a função quadrada (*square*) de saída -1 e 1, onde cada valor representa os dois padrões gráficos alternados.

$$frame(f, i) = square\left(\frac{2 \cdot \pi \cdot f \cdot i}{R}\right), \quad (1)$$

cujas variáveis R representa a taxa de atualização, f é frequência do estímulo e i é o índice do quadro.

2.2 Protocolo Experimental

Para a aquisição dos sinais foi utilizado uma touca desenvolvida a partir do dispositivo Emotiv EPOC (Longo et al., 2014). Nove voluntários saudáveis realizaram o protocolo (Figura 1), no qual era preciso focar a atenção por vinte segundos em cada um dos quatro estímulos luminosos apresentados no monitor. Este processo era repetido por três vezes.

A Figura 2 mostra os eletrodos utilizados neste estudo, os quais foram posicionados na região parietal e occipital do cérebro onde apresentam o SSVEP mais intenso (Vialatte et al., 2010). Os dados foram gravados de oito eletrodos posicionados de acordo com o trabalho de (Guger et al., 2012), seguindo o sistema internacional 10-10 (Jurcak et al., 2007).

Para avaliar o impacto da redução de canais nos índices de desempenho, foram avaliadas cinco configurações:

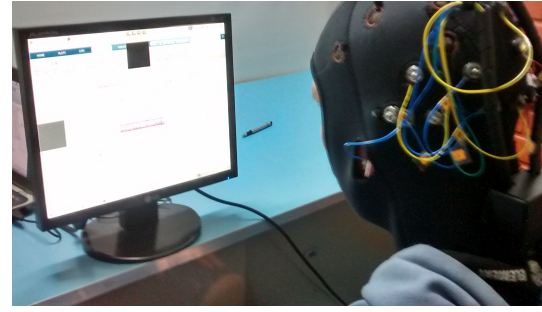


Figura 1: Aquisição dos sinais de EEG.

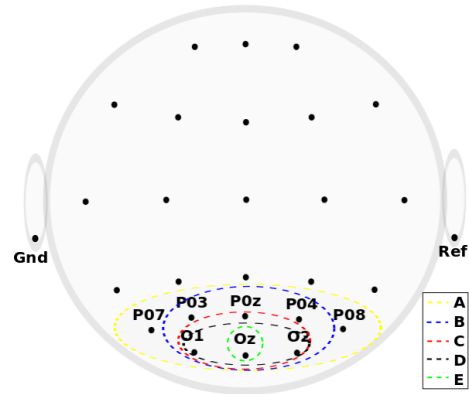


Figura 2: Configurações de eletrodos avaliadas.

- A: PO3, POz, PO4, PO7, PO8, O1, Oz e O2.
- B: PO3, POz, PO4, O1, Oz, O2.
- C: POz, O1, Oz, O2.
- D: O1, Oz, O2.
- E: Oz.

2.3 Processamento dos sinais de EEG

Inicialmente os sinais de EEG são pré-processados através de um filtro passa-faixa (3-30Hz) *Butterworth* de quarta ordem. O processo de filtragem restringe o espectro do sinal à faixa de interesse que contém as frequências e também harmônicos utilizados na ICC (Liu et al., 2013). Para este trabalho, foram utilizados três harmônicos, tal como feito em (Gernot et al., 2008).

O método de Análise de Correlação Canônica (*Canonical Correlation Analysis - CCA*), utilizado no trabalho, é um método estatístico empregado para medir a correlação entre duas variáveis multidimensionais, e tem sido aplicado amplamente para detecção das frequências dos SSVEPs (Nakanishi et al., 2015).

Considere as variáveis multidimensionais X e Y e suas combinações lineares $x = W_x^T X$ e $y = W_y^T Y$, o CCA busca encontrar os vetores de pesos W_x e W_y que maximizam a correlação ρ calculada pela equação:

$$\rho_k = \frac{E[xy^T]}{\sqrt{E[xx^T]E[yy^T]}} = \frac{E[W_x^T XY^T W_y]}{\sqrt{E[W_x^T XX^T W_x]E[W_y^T YY^T W_y]}} \quad (2)$$

onde o vetor multidimensional X representa os sinais de EEG, o vetor multidimensional Y representa os sinais de referência, os quais são compostos de senos e cossenos das frequências fundamentais e harmônicas dos estímulos, como mostrado na Equação 3:

$$Y = \begin{pmatrix} \sin(2\pi f_k t) \\ \cos(2\pi f_k t) \\ \vdots \\ \sin(2\pi N_h f_k t) \\ \cos(2\pi N_h f_k t) \end{pmatrix}, t = \left[\frac{1}{f_s}, \frac{2}{f_s}, \dots, \frac{N}{f_s} \right] \quad (3)$$

f_k corresponde a frequência de estimulação, N_h representa o número de harmônicos utilizados, N corresponde ao tamanho da janela de dados e f_s é a frequência de amostragem do sinal.

Para a detecção do SSVEP, é feito o cálculo da correlação do sinal de EEG com os sinais de referência de cada uma das quatro frequências utilizadas no sistema. Para gerar a classificação, os coeficientes de correlação calculados são comparados, assim, o comando associado à referência senoidal que gerou a maior correlação é selecionado.

2.4 Métricas de avaliação

Para a análise são utilizados parâmetros tipicamente aplicados para a avaliação de ICCs, tais como acurácia, taxa de transferência de informação (do inglês, *Information Transfer Rate* - ITR) e Coeficiente de Kappa, os quais são definidos como:

- Acurácia é a taxa de acerto de um sistema de classificação (Japkowicz and Shah, 2011), definida por.

$$P = \frac{N_a}{N_t}, \quad (4)$$

onde N_a e N_t correspondem ao número de classificações corretas e totais respectivamente e P é a taxa de acerto do classificador.

- ITR é uma medida que oferece a informação da quantidade de dados por unidade de tempo e depende do número de comandos e da acurácia (Thompson et al., 2013). A ITR é definida pela Equação 5.

$$ITR = \frac{(\log_2 N + P \log_2 P + (1-P) \log_2 (\frac{1-P}{N-1}))}{T}, \quad (5)$$

onde N é o número de classes, P é a taxa de acerto do classificador e T é o tempo por comando. A unidade de medida da ITR pode ser dada por $[bits/s]$ ou $[bits/min]$, para este

trabalho foi utilizado a segunda forma, para isso, os valores calculados pela equação 5 foram multiplicados por 60.

- Coeficiente de Kappa é um parâmetro que representa a concordância entre os alvos e os valores preditos (Thompson et al., 2013). O Coeficiente de Kappa é definido na Equação 6.

$$Kappa = \frac{p_a - p_o}{1 - p_o}, \quad (6)$$

onde q representa o número de classes, p_a é a acurácia e p_o é a probabilidade *a priori*.

Quanto mais próximo o valor de *Kappa* estiver de 1, maior o nível de concordância do classificador (Thompson et al., 2013).

3 Resultados

As Figuras 3, 4 e 5 mostram as médias da Taxa de Acerto, ITR e Coeficiente de Kappa, respectivamente.

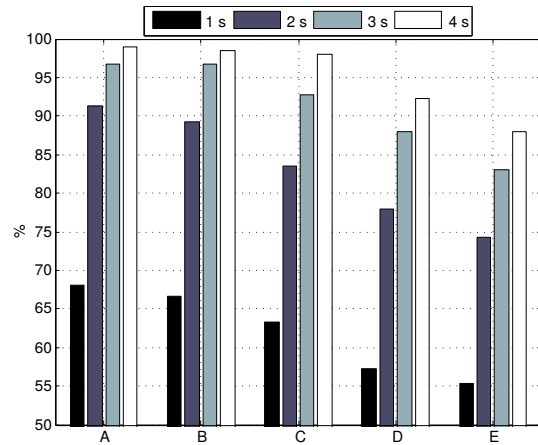


Figura 3: Índice de acerto médio das configurações avaliadas.

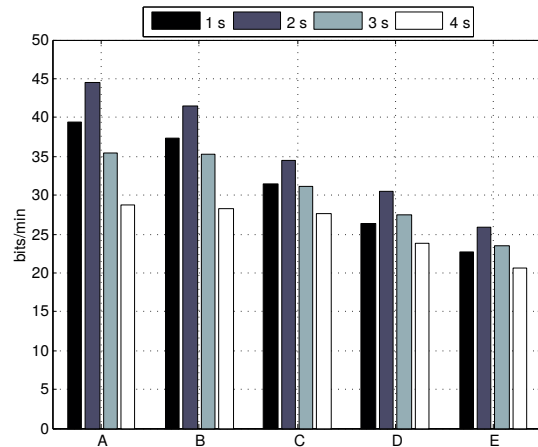


Figura 4: ITR médio das configurações avaliadas.

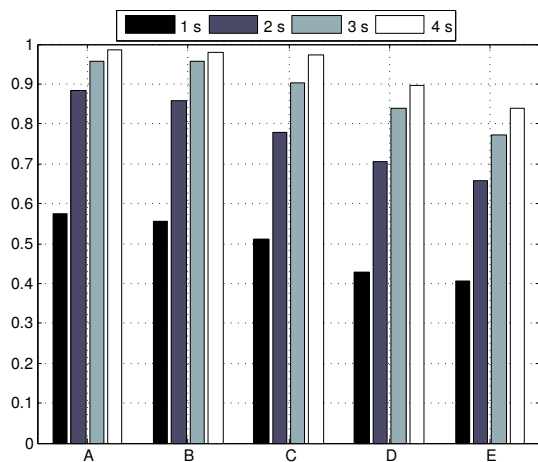


Figura 5: Coeficiente de Kappa médio das configurações avaliadas.

A configuração com maior número de canais, nomeada pela letra A, apresenta os melhores índices de desempenho, atingindo uma ITR de 44,4 bits/min, taxa de acerto de 91,3% e Coeficiente de Kappa de 0,88, o que representa um excelente nível de concordância na classificação (Fleiss et al., 2013) para uma janela de tempo de dois segundos.

Nota-se, na média, que o número de canais apresenta uma correlação positiva com os índices de avaliação utilizados, ou seja, a combinação de mais eletrodos contribui para um melhor desempenho da ICC, o que proporciona um sistema menos sujeito a erros, favorecendo assim, a escolha de uma janela de tempo menor para comando.

Contudo, também é observado que utilizando uma janela de tempo maior (quatro segundos), a diferença entre os desempenhos das configurações é reduzida, podendo uma configuração mais simples (E), utilizando apenas um canal, atingir uma taxa de acerto de 88%, Kappa de 0,84 e ITR de 20,6 bits/min.

4 Conclusões e Trabalhos Futuros

Neste trabalho foi realizado um estudo da influência das configurações de eletrodos em uma ICC baseada no paradigma SSVEP. Com os resultados, foi possível observar que uma montagem com maior número de canais contribui para um melhor desempenho do sistema em todas as janelas de tempo para comando. Contudo, é observado que aumentando a janela de tempo para comando, a diferença entre os desempenhos das configurações é reduzida, ou seja, uma configuração mais simples como a E, por exemplo, pode apresentar uma taxa de transferência de informação próxima a um sistema com um maior número de canais.

Como trabalhos futuros, será realizada uma análise do número de canais com relação a praticidade e conforto do sistema para o usuário. Além

disso, será feita uma avaliação do sistema para o comando da plataforma robótica de telepresença utilizando comandos discretos de direção (direita, esquerda, frente, ré) e de indicação de destino final desejado, como cozinha, quarto, sala, entre outros com relação aos esforços físicos e mentais exigidos pelo usuário.

Agradecimentos

Os autores agradecem a UFES pelo suporte técnico e científico, e a CAPES e CNPq pelo apoio financeiro.

Referências

- Allison, B., Lüth, T., Valbuena, D., Teymourian, A., Volosyak, I. and Gräser, A. (2010). Bci demographics: How many (and what kinds of) people can use an ssvep bci?, *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on* **18**(2): 107–116.
- Cheng, M., Gao, X., Gao, S. and Xu, D. (2002). Design and implementation of a brain-computer interface with high transfer rates, *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*.
- Chumerin, N., Manyakov, N. V., van Vliet, M., Robben, A., Combaz, A. and Van Hulle, M. (2013). Steady-state visual evoked potential-based computer gaming on a consumer-grade eeg device, *Computational Intelligence and AI in Games, IEEE Transactions on*.
- Diez, P. F., Müller, S. M. T., Mut, V. A., Laciár, E., Avila, E., Bastos-Filho, T. F. and Sarcinelli-Filho, M. (2013). Commanding a robotic wheelchair with a high-frequency steady-state visual evoked potential based brain-computer interface, *Medical engineering & physics*.
- Diez, P. F., Mut, V. A., Perona, E. M. A. and Leber, E. L. (2011). Asynchronous bci control using high-frequency ssvep, *Journal of neuroengineering and rehabilitation* **8**(1): 1.
- Fleiss, J. L., Levin, B. and Paik, M. C. (2013). *Statistical methods for rates and proportions*, John Wiley & Sons.
- Floriano, A., Longo, B., Baldo, G., Contrina, A. and Bastos, T. (2015). Desenvolvimento de uma interface cérebro-computador baseada em potenciais evocados visuais de regime permanente para o comando de um robô de telepresença, *XII Simpósio Brasileiro de Automação Inteligente - SBAI, NATAL, SBA*, pp. 277–285.

- Gernot, M., Eder, E., Wriessnegger, S. and Pfurtscheller, G. (2008). Comparison of DFT and lock-in amplifier features and search for optimal electrode positions in SSVEP-based BCI, *Journal of neuroscience methods* **168**(1): 174–181.
- Guger, C., Allison, B., Grosswindhager, B., Pruckl, R., Hintermuller, C., Kapeller, C., Bruckner, M., Krausz, G. and Edlinger, G. (2012). How many people could use an SSVEP BCI?, *Frontiers in neuroscience* **6**.
- Japkowicz, N. and Shah, M. (2011). *Evaluation Learning Algorithms a Classification Perspective*, Cambridge University Press.
- Jurcak, V., Tsuzuki, D. and Dan, I. (2007). 10/20, 10/10, and 10/5 systems revisited: their validity as relative head-surface-based positioning systems, *Neuroimage* .
- Kwak, N.-S., M ller, K.-R. and Lee, S.-W. (2015). A lower limb exoskeleton control system based on steady state visual evoked potentials, *Journal of neural engineering* **12**(5): 056009.
- Lalor, E. C., Kelly, S. P., Finucane, C., Burke, R., Smith, R., Reilly, R. B. and McDarby, G. (2005). Steady-state vep-based brain-computer interface control in an immersive 3d gaming environment, *EURASIP journal on applied signal processing* .
- Liu, Q., Chen, K., Ai, Q. and Xie, S. Q. (2013). Review: Recent development of signal processing algorithms for ssvep-based brain computer interfaces, *Journal of Medical and Biological Engineering* .
- Longo, B., Floriano, A., Castillo, J. and Bastos-Filho, T. (2014). A MULTI-PROPOSAL MOBILE EEG SYSTEM., *XXIV Congresso Brasileiro de Engenharia Biom dica, CBEB 2014*, pp. 937–940.
- Millán, J. d. R., Rupp, R., M ller-Putz, G. R., Murray-Smith, R., Giugliemma, C., Tangermann, M., Vidaurre, C., Cincotti, F., K bler, A., Leeb, R. et al. (2010). Combining brain-computer interfaces and assistive technologies: state-of-the-art and challenges, *Frontiers in neuroscience* **4**.
- M ller, S. T., Celeste, W. C., Bastos-Filho, T. F. and Sarcinelli-Filho, M. (2010). Brain-computer interface based on visual evoked potentials to command autonomous robotic wheelchair, *J. Med. Biol. Eng* .
- Nakanishi, M., Wang, Y., Wang, Y.-T. and Jung, T.-P. (2015). A comparison study of canonical correlation analysis based methods for detecting steady-state visual evoked potentials, *PloS one* .
- Nakanishi, M., Wang, Y., Wang, Y.-T., Mitsuura, Y. and Jung, T.-P. (2014). A high-speed brain speller using steady-state visual evoked potentials, *International journal of neural systems* **24**(06): 1450019.
- Nicolas-Alonso, L. F. and Gomez-Gil, J. (2012). Brain computer interfaces, a review, *Sensors* **12**(2): 1211–1279.
- Norcia, A. M., Appelbaum, L. G., Ales, J. M., Cottareau, B. R. and Rossion, B. (2015). The steady-state visual evoked potential in vision research: A review, *Journal of Vision* **15**(6): 4–4.
- Ortner, R., Guger, C., Prueckl, R., Gr nbacher, E. and Edlinger, G. (2010). *SSVEP based brain-computer interface for robot control*, Springer, Berlin, pp. 85–90.
- Thompson, D. E., Blain-Moraes, S. and Huggins, J. E. (2013). Performance assessment in brain-computer interface-based augmentative and alternative communication, *Biomed. Eng. Online* **12**(43): 10–1186.
- Tsui, K. M., Dalphond, J. M., Brooks, D. J., Medvedev, M. S., McCann, E., Allspaw, J., Kontak, D. and Yanco, H. A. (2015). Accessible human-robot interaction for telepresence robots: A case study, *Paladyn, Journal of Behavioral Robotics* .
- Vialatte, F.-B., Maurice, M., Dauwels, J. and Cichocki, A. (2010). Steady-state visually evoked potentials: focus on essential paradigms and future perspectives, *Progress in neurobiology* **90**(4): 418–438.
- Wang, Y., Wang, Y.-T. and Jung, T.-P. (2010). Visual stimulus design for high-rate ssvep bci, *Electronics letters* **46**(15): 1057–1058.
- Won, D.-O., Hwang, H.-J., D hne, S., M ller, K.-R. and Lee, S.-W. (2015). Effect of higher frequency on the classification of steady-state visual evoked potentials, *Journal of neural engineering* **13**(1): 016014.
- Wu, C.-H., Chang, H.-C., Lee, P.-L., Li, K.-S., Sie, J.-J., Sun, C.-W., Yang, C.-Y., Li, P.-H., Deng, H.-T. and Shyu, K.-K. (2011). Frequency recognition in an ssvep-based brain computer interface using empirical mode decomposition and refined generalized zero-crossing, *Journal of neuroscience methods* **196**(1): 170–181.
- Zhu, D., Bieger, J., Molina, G. G. and Aarts, R. M. (2010). A survey of stimulation methods used in ssvep-based bcis, *Computational intelligence and neuroscience* .