Anais do V Congresso Brasileiro de Eletromiografia e Cinesiologia e X Simpósio de Engenharia Biomédica - ISBN: 978-85-5722-065-2 - DOI: 10.29327/cobecseb.78839

DECODIFICAÇÃO DA ATIVIDADE CORTICAL DE ESTÍMULOS AUDITIVOS ESPACIALMENTE DISTRIBUÍDOS EM SINGLE TRIAL

C. M. Alves*, A. R. Rezende*, A. M. Freitas* e A. B. Soares*

*Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, Brasil
e-mail: malves.camille@gmail.com

Resumo: As interfaces cérebro máquina auditivas podem ser utilizadas para auxiliar pessoas com deficiências neuro funcionais graves, que prejudicam os movimentos oculares, impedindo-os de utilizarem interfaces visuais de comunicação. Como grande parte das interfaces auditivas são projetadas com resposta binária, visando aumentar as possibilidades de interação do usuário, este artigo tem como objetivo estudar a viabilidade da utilização de sons distribuídos espacialmente como elemento para atuação de interfaces com mais de dois graus de liberdade. Nos testes, os voluntários foram expostos sons advindos da direção 0º e 180º e enquanto isso coletou-se o sinal eletroencefalográfico (EEG).Os dados obtidos foram testados em um classificador Máquina de Vetor de Suporte, apresentando um desempenho médio de 89,15%, com isso, foi possível confirmar que há diferenças significativas no potencial evocado auditivo entre estímulos provenientes de diferentes localizações e que pode-se utilizar a virtualização do som como forma de aumentar a quantidade de graus de liberdade de uma interface cérebro máquina.
Palavras-chave: Interfaces Cérebro Máquina, Potenciais Evocados Auditivos, Sons espaciais.

Abstract: *Auditory Brain Machine Interfaces can be used to assist people with severe neurofunctional disabilities, which impair eye movements, preventing them from using visual communication interfaces. Great part of the auditory interfaces are designed with binary response, aiming to increase the possibilities of user interaction, this article aims to study the feasibility of using spatially distributed sounds as an element for the performance of interfaces with more than two control options. In the tests, the volunteers were exposed to sounds from the 0º and 180º directions and the electroencephalographic signal (EEG) was collected. The obtained data were tested in a Support Vector Machine, presenting an average performance of 89.15%, with that, it was possible to confirm that there are significant differences in the auditory evoked potential between stimuli coming from different locations and that it is possible to use sound virtualization to increase the amount of degrees of freedom of a brain machine interface.*
Keywords: *Brain Machine Interfaces, Auditory Evoked Potentials, Spatial Sounds.*

Introdução

Interfaces Cérebro-Máquina (ICM) são dispositivos que traduzem a atividade cerebral do usuário em sinais específicos, que podem ser usados para comunicar ou controlar dispositivos externos [1], [2] sem a necessidade do controle muscular [3]. Tais interfaces geralmente são baseadas em características extraídas dos sinais de eletroencefalografia (EEG), como potenciais evocados visuais e auditivos. A maioria destas interfaces são moduladas a partir de potenciais evocados visuais [4], no entanto, prováveis usuários da ICM, como pacientes com esclerose lateral amiotrófica (ELA) e síndrome do encarceramento, perdem o controle muscular do globo ocular, dificultando a fixação do olho ao realizar paradigmas visuais. Portanto, as ICMs precisam se adequar a estes pacientes, evidenciando suas capacidades remanescentes. Uma possível alternativa é beneficiá-los com ICMs baseadas em estímulos sonoros [5].

Potenciais evocados auditivos (PEAs) são gerados em decorrência da apresentação consecutiva e aleatória de estímulos sonoros diferentes, respeitando o paradigma *oddball* [6, 7]. A atenção direcionada à determinado estímulo gera PEAs ligeiramente diferentes entre os diferentes sons. Este mecanismo de atenção refletida funciona primordialmente ou unicamente sob condições de competição simultânea [8]. Em contrapartida, alguns estudos na última década começaram a pesquisar a resposta cortical relacionada com sons complexos e até simultâneos [9], observando harmônicos complexos, ou respostas simultâneas em estado estacionário [10]. Recentemente, houve um interesse substancial na identificação dos mecanismos pelos quais o sistema auditivo codifica e representa objetos auditivos [11].

Estudos analisaram a diferença no potencial evocado obtido de estímulos auditivos apresentados em lugares distintos do ambiente [12, 13]. No entanto, a sala precisava estar cercada por autofalantes, o que limita o tamanho mínimo do ambiente. Isto é uma desvantagem principalmente se aplicado em hospitais ou quartos adaptados, já que os pacientes são assistidos por diversos equipamentos médicos que lhes dão suporte à vida. Para superar este empecilho, é possível optar por utilizar fone de ouvido estéreo onde os estímulos de áudio são virtualizados [14]. A virtualização do som é quando conseguimos simular os sons que ouvimos de maneira natural ao nosso redor, em um fone de ouvido. Esta abordagem já foi estudada em [15] para mostrar que a localização espacial pode ser um fator determinante para aplicações de ICM. Entretanto, os estímulos sonoros foram apresentados enquanto o voluntário assistia à um filme de sua escolha, expondo assim, dois estímulos

distintos (visual e auditivo), além da distração visual imposta ao voluntário, dificultando à atenção aos sons.

Visando o desenvolvimento de interfaces com mais de um grau de liberdade, se tornam necessários o estudo e a análise dos potenciais evocados auditivos gerados por mais de uma fonte de estimulo. Além disto, é importante investigar técnicas que permitam distinguir estes PEA sem a necessidade de calcular a promediação dos dados de EEG. Portanto, a hipótese deste artigo é verificar se existe diferença no potencial evocado auditivo em *single trial*, através da análise da atividade cerebral, quando os voluntários são expostos a estímulos auditivos espacialmente distribuídos.

Materiais e métodos

Participantes – Quatro participantes saudáveis do sexo feminino, com idade entre 22 e 25 anos, participaram do estudo de forma voluntária. O procedimento experimental foi explicado detalhadamente para cada participante de acordo com o Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Uberlândia (CEP/UFU), nº CAAE – 60910916.0.0000.5152. Nenhum dos participantes tem histórico de perda de audição e todos foram capazes de ouvir e identificar claramente os sons utilizados no experimento.

Estímulos auditivos - Para gerar sons que aparentam vir de diferentes fontes externas com fone de ouvido estéreo é necessário modelar duas características definidas por Wightman and Kistler [16], como sendo os fatores principais para a acurácia da localização de sons. Essas características são: Diferença Temporal Interaural (DTI), que é a defasagem entre o tempo que o som chega em um ouvido e no outro, e Diferença de Nível Interaural (*DNI*), que resulta da variação de amplitude exposta aos dois ouvidos, em forma de porcentagem. Os áudios utilizados neste trabalho foram gerados no Matlab (The Mathworks, Versão 9.0) e com a intenção de criar a sensação de sons vindo da direita (0º) e da esquerda (180º) no fone de ouvido. Aplicou-se as variáveis DTI (2,26 ms) e DNI (30%) em um tom puro de 1000 Hz. O áudio foi reproduzido à nível sonoro de 70 dB, medido por um decibelímetro e utilizou-se um fone de ouvido Sennheiser HD 202.

Aquisição do sinal EEG - Os sinais corticais foram adquiridos por meio do equipamento BE Plus LTM - EBNeuro. Em seu software foi programado um filtro passa faixa de 0.1 a 50 Hz, um *notch* de 60 Hz e taxa de amostragem de 1024 Hz. Foram utilizados 19 eletrodos banhados a ouro (Au) posicionados de acordo com o sistema internacional 10/20 [17]. Os canais de referência foram posicionados no lóbulo de cada orelha e o canal terra no processo mastóide. Durante todo o experimento a impedância dos eletrodos foi mantida abaixo de 10 kΩ.

Para selecionar os canais que tiveram maior relevância e evitar o excesso de informações desnecessárias ao classificador, foi realizado o cálculo de densidade espectral de potência do sinal e, a partir disto, obtido o valor médio de potência para cada canal e para ambas as direções do estímulo sonoro. Com estes valores foi calculado o Z-score para identificar quais canais se destacaram no experimento.

Procedimento experimental – O experimento foi realizado em uma sala devidamente equipada e silenciosa dentro do Laboratório de Engenharia Biomédica – BioLab, da Universidade Federal de Uberlândia. Os indivíduos sentaram confortavelmente em uma cadeira posicionada a uma distância de aproximadamente um metro do equipamento. Com os eletrodos de EEG devidamente posicionados, o fone de ouvido foi ajustado à cabeça de cada voluntário, sem que o mesmo interferisse na impedância dos eletrodos.

Foram apresentados 100 estímulos para cada uma das duas direções (0º direita e 180º esquerda). Estes estímulos foram divididos em 10 blocos, com intervalos de 30 segundos entre eles. Cada bloco consistia em 10 estímulos de cada lado, apresentados em ordem aleatória, com duração de 100ms e um tempo de 500ms entre um estímulo e outro. Os sujeitos foram instruídos a manter os olhos fechados e evitar os movimentos oculares durante a apresentação dos estímulos sonoros.

Processamento dos sinais – Os sinais corticais foram processados de forma *offline* no Matlab. Foi implementado um filtro passa faixa de 0,1 a 30 Hz e um notch de 60 Hz. Os sinais adquiridos foram segmentados em épocas de acordo com a apresentação do estímulo sonoro. Cada época foi janelada com duração de 600ms, sendo 100ms pré estímulo. Estas épocas foram agrupadas conforme a direção de cada estímulo (0º e 180º) e posteriormente submetida ao classificador.

Máquina de Vetores de Suporte - Para diferenciar os PEAs resultantes de estímulos apresentados a direita e a esquerda do voluntário, foi utilizado o classificador denominado máquina de vetor de suporte (*support vector machine - SVM*). O SVM foi implementado considerando os quatro voluntários, os 7 eletrodos selecionados e as duas classes de estímulo, resultando num total de 5600 (7 eletrodos x 200 estímulos x 4 voluntários) épocas de EEG para classificação. Para a etapa de treinamento do classificador utilizou-se 70% destes dados, selecionados de forma aleatória, e os 30% restantes foram usados para a validação do classificador. O desempenho do classificador foi medido através da técnica de validação cruzada "10-fold" e esse processo foi repetido quatro vezes, sendo que em cada teste a separação dos dados para treinamento e validação foram escolhidos de forma aleatória.

Resultados

A partir no método descrito, foram selecionados os dados referentes aos eletrodos posicionados em P3, P4, C3, C4, Fz, Cz e Pz. Apresenta-se na Figura 1 o resultado obtido para a Grande Média do potencial evocado auditivo, que é calculada por meio da promediação de todas as épocas e de todos os indivíduos, considerando os eletrodos e os estímulos (0º e 180º) separadamente.

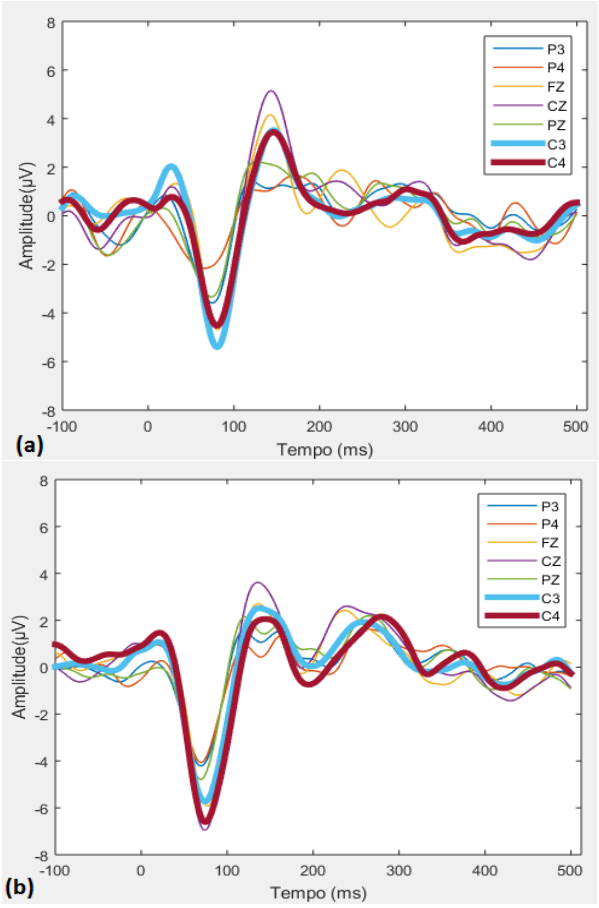

Figura 1: Grande média do potencial evocado auditivo de todos os voluntários nas direções (a) 0° e (b) 180°.

A resposta ao estímulo à direita (0º) do voluntário está exposta na Figura 2a, enquanto a resposta ao esquerdo (180º) está na Figura 2b. Quando os dois gráficos são comparados, nota-se uma diferença de amplitude em N100 (deflexão negativa em torno de 100ms após o início do estímulo), principalmente nos canais C3 e C4, sendo que para o som em 0º, a amplitude do eletrodo C3 foi maior do que a amplitude em C4. Para o estímulo em 180º, observa-se o comportamento contrário.

O SVM foi utilizado para classificar os PEAs em *single trial* gerados em decorrência aos estímulos que eram apresentados à direita e à esquerda dos voluntários. O resultado do classificador está exposto na Tabela 1, detalhando a porcentagem de acerto entre os grupos e o LosskFold, que representa as perdas obtidas pelo classificador, para cada uma das validações (conforme detalhado na metodologia). Pode-se observar que o resultado da taxa de acerto média é satisfatória (89,15%), assim como a taxa de perdas (13,18%). O classificador conseguiu diferenciar os estímulos com uma boa precisão e performance.

Tabela 1: Taxas de acerto e perdas obtidas pelo modelo de classificação.

Taxa de acerto	LosskFold
87,98%	12,83%
90,18%	13,60%
88,58%	13,44%
89,89%	12,86%

Discussão

As respostas encontradas nos gráficos da Grande Média do potencial evocado são condizentes com a anatomia cortical, pois quando um estímulo sonoro é percebido de forma lateralizada (esquerda ou direita), espera-se que o lado do cérebro contralateral ao estímulo responda com maior intensidade [18]. Este fato é evidenciado, como comentado anteriormente, nos canais C3 e C4, que apresentaram uma amplitude de N100 maior quando o estímulo foi aplicado a 0º e a 180º, respectivamente.

Foi obtida uma precisão média de classificação de 89,15% com uma taxa de perdas do classificador média de 13,18%, sendo seu melhor desempenho com 90,18% de acurácia. Este resultado nos mostra que foi possível diferenciar características dos sinais corticais em *single trial* decorrentes de estímulos provenientes de diferentes locais. Comparado com trabalhos realizados por [7], os resultados obtidos em single trial foram favoráveis.

Como trabalhos futuros pretendemos implementar um estudo que tenha um maior número de estímulos com diferentes localidades, podendo ser simulados no fone de ouvido. Estabelecendo uma ICM onde o indivíduo possa aumentar o número de possíveis interações com o meio, não se limitando a apenas duas possíveis respostas.

Conclusão

Com este trabalho conseguiu-se confirmar a diferença existente no potencial evocado auditivo quando o estímulo é aplicado em duas posições distintas, a 0º e 180º em relação ao voluntário. A acurácia do classificador apresentou bons resultados para os sinais corticais analisados em *single trial.* Isto abre espaço para o desenvolvimento de vários outros projetos que visam a aplicação de estímulos auditivos para controle de uma ICM por pessoas com deficiências motoras graves.

Agradecimentos

Os autores agradecem ao CNPq, à CAPES e à FAPEMIG pelo apoio financeiro para esta pesquisa.

Referências

[1] WAGMAN, Althea MI. Human Evoked Potentials, vol. 168, no. 7. 1980.

[2] BURKARD, Robert F. et al. Auditory evoked potentials: basic principles and clinical application. Lippincott Williams & Wilkins, 2007.

[3] BIRBAUMER, Niels; COHEN, Leonardo G. Brain-computer interfaces: communication and restoration of movement in paralysis. The Journal of Physiology, [s.l.], v. 579, n. 3, p.621-636, 14 mar. 2007.

[4] MCFARLAND, Dennis J.; WOLPAW, Jonathan R. Brain-computer interfaces for communication and control. Communications of The Acm, [s.l.], v. 54, n. 5, p.60-66, 1 may 2011.

[5] WOLPAW, Jonathan R et al. Brain–computer interfaces for communication and control. Clinical Neurophysiology, [s.l.], v. 113, n. 6, p.767-791, jun. 2002.
[6] YIN, Erwei et al. A novel hybrid BCI speller based on the incorporation of SSVEP into the P300 paradigm. Journal of Neural Engineering, [s.l.], v. 10, n. 2, p.026012, 21 feb. 2013.
[7] GUO, Miaomiao et al. The anterior contralateral response improves performance in a single trial auditory oddball BMI. Biomedical Signal Processing and Control, [s.l.], v. 22, p.74-84, set. 2015.
[8] LUCK, Steven J.; HILLYARD, Steven A. Spatial filtering during visual search: Evidence from human electrophysiology. Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance, [s.l.], v. 20, n. 5, p.1000-1014, 1994. American Psychological Association (APA).
[9] RAO, Aparna; ZHANG, Yang; MILLER, Sharon. Selective listening of concurrent auditory stimuli: An event-related potential study. Hearing Research, [s.l.], v. 268, n. 1-2, p.123-132, set. 2010.
[10] ALAIN, Claude; ARNOTT, Stephen R.; PICTON, Terence W. Bottom-up and top-down influences on auditory scene analysis: Evidence from event-related brain potentials. Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance, [s.l.], v. 27, n. 5, p.1072-1089, 2001.
[11] BUTCHER, Andrew; GOVENLOCK, Stanley W.; TATA, Matthew S. A lateralized auditory evoked potential elicited when auditory objects are defined by spatial motion. Hearing Research, [s.l.], v. 272, n. 1-2, p.58-68, feb. 2011.
[12] SCHREUDER, Martijn; BLANKERTZ, Benjamin; TANGERMANN, Michael. A New Auditory Multi-Class Brain-Computer Interface Paradigm: Spatial Hearing as an Informative Cue. Plos One, [s.l.], v. 5, n. 4, p.9813, 1 abr. 2010.
[13] CAI, Zhenyu; MAKIMO, Shoji; YAMADA, Takeshio. (2012, December). Spatial auditory BCI paradigm utilizing N200 and P300 responses. In Signal & Information Processing Association Annual Summit and Conference (APSIPA ASC), 2012 Asia-Pacific (pp. 1-7). IEEE.
[14] FERRACUTI, Francesco et al. Auditory paradigm for a P300 BCI system using spatial hearing. 2013 Ieee/rsj International Conference On Intelligent Robots And Systems, [s.l.], p.871-876, nov. 2013. IEEE.
[15] SONNADARA, Ranil R.; ALAIN, Claude; TRAINOR, Laurel J. Effects of spatial separation and stimulus probability on the event-related potentials elicited by occasional changes in sound location. Brain Research, [s.l.], v. 1071, n. 1, p.175-185, feb. 2006.
[16] WIGHTMAN, Frederic L.; KISTLER, Doris J. The dominant role of low-frequency interaural time differences in sound localization. The Journal of The Acoustical Society of America, [s.l.], v. 91, n. 3, p.1648-1661, mar. 1992.
[17] FODOM, J. Vernon et al. ISCEV standard for clinical visual evoked potentials: (2016 update). Documenta Ophthalmologica, [s.l.], v. 133, n. 1, p.1-9, 21 jul. 2016.
[18] REES, Adrian; PALMER, Alan. The Oxford Handbook of Auditory Science: The Auditory Brain. New York: The Oxford Press, 2010.