

## COERÊNCIA MULTIPLA APLICADA A INTERFACE CÉREBRO COMPUTADOR (ICC) COM POTENCIAL EVOCADO VISUAL.

A. d'Affonsêca Netto\*, A. M. F. L. Miranda de Sá\*, A. F. C. Infantosi\*, C. J. T. Criollo\*.

\*UFRJ – Programa de Engenharia Biomédica, Rio de Janeiro, Brasil  
e-mail: aluizionetto@peb.ufrj.br

**Resumo:** Interfaces cérebro-computador são sistemas capazes de traduzir informações da atividade neuronal de um indivíduo em ações de controle para dispositivos, usados na reabilitação de sujeitos com dificuldades de comunicação ou motoras. As interfaces ativas fazem uso de potenciais evocados por estímulos sensoriais externos, como, por exemplo, a foto-estimulação intermitente, apresentando menor complexidade e tempo de processamento em comparação com as interfaces passivas. Nas interfaces ativas, detectores de potenciais evocados, em especial no domínio da frequência, têm sido aplicados. O objetivo deste trabalho é usar a coerência múltipla (MMSC) para aumentar sensibilidade e especificidade do sistema de decisão e reduzir tempo de resposta. O sistema proposto é capaz de detectar respostas com tempo abaixo de 4,54 s com área sob a curva ROC média de 0.91. Para a frequência de estimulação de 24 Hz, o sistema obteve sensibilidade e especificidade respectivamente de 88,3 % e 73,2 %.

**Palavras-chave:** Coerência múltipla (MMSC), Interface cérebro computador (ICC), potencial evocado visual.

**Abstract:** Brain Computer Interfaces are systems that are capable of translating information from the neuronal activity of a subject into controlling signals for devices to be used for rehabilitation of individuals with communication and motor impairments. The active interfaces use evoked potentials to external, periodic sensory stimulation, such as intermittent photic stimulation. They exhibit reduced complexity and processing time in comparison with passive interfaces. Frequency-domain, evoked potential detectors are commonly used in the implementation of active interfaces. The present work aims at using the multiple magnitude-squared coherence (MMSC) in order to increase both sensibility and specificity of the decision system, as well as to reduce the response time. The proposed system is capable of detecting responses within a time lag that is below 4.54s with average area under the ROC curve equal to 0.91. For 24-Hz stimulation frequency, the system had sensitivity and specificity equal to, respectively, 88,3 % and 73,2 %.

**Keywords:** Multiple coherence (MMSC), visual evoked potential, Brain Computer Interface.

### Introdução

As interfaces cérebro computador (ICC) são sistemas capazes de traduzir informações da atividade neuronal de um indivíduo em ações para controle de dispositivos [1,2]. Podem ser usadas na reabilitação de indivíduos com dificuldades motoras e em sistemas de comunicação [1]. As ICCs são passivas quando usam apenas o eletroencefalograma (EEG) espontâneo para processamento ou ativas, quando usam EEG na presença de estímulos sensoriais externos como, por exemplo, estímulos visuais ou auditivos. Tais estímulos produzem atividade elétrica cortical de resposta usada nas ICCs para acelerar ou reduzir a complexidade do processamento de comandos[1]. Neste último caso, as ICCs ativas se baseiam na detecção de respostas no EEG em decorrência de estimulação periódica, sendo as mesmas denominadas de potenciais evocados (PE) [3]. Neste modelo, a ICC necessita de pouco treinamento e tempo adaptação ao sistema, com maior taxa de transferência de informação, ou seja, maior número de comandos por minuto (c/min), quando comparada à ICC passiva [2].

Diversas técnicas de processamento de sinais têm sido aplicadas para detecção objetiva do PE no domínio da frequência, tendo como base a transformada de Fourier [3], usando informações de amplitude [4], fase [5] ou ambas, como a coerência [6]. Tais técnicas usam testes estatísticos para detectar a presença de PE, feito pela comparação da resposta do detector com um limiar obtido pela hipótese nula na ausência de PE [3]. As respostas destes detectores aos estímulos em diferentes frequências é a base para o sistema de decisão da ICC ativa [2]. Logo, o desempenho da interface está associado àquele do detector usado.

O uso de técnicas multivariáveis, como a coerência múltipla, por empregarem informação de diversas entradas, melhora a sensibilidade do detector [7] e da ICC associada a este. A coerência quadrática é análoga à função de correlação no domínio da frequência, indicando o quanto um sinal é explicado por outro em dada frequência [7], a coerência múltipla (MMSC – *Multiple Magnitude Squared Coherence*) reflete o quanto de um sinal é explicado por outro conjunto de sinais. [7].

Este trabalho propõe o uso da MMSC aplicada em uma ICC ativa para reduzir o tempo de resposta e melhorar o desempenho (sensibilidade e especificidade). O sistema utilizado é constituído por um módulo de

foto-estimulação que permite estimular em quatro frequências distintas concomitantemente, por um módulo de aquisição de EEG com oito canais e por um monitor que exibe a trajetória de em cursor na tela.

## Materiais e métodos

**Sistema de Estimulação Visual** – Os estímulos foram gerados por quatro LEDs posicionados nas bordas de um monitor LCD (33 x 50 cm), conforme mostrado na Figura 1. Para cada LED foi usada frequência de intermitência distinta, a saber, 24, 28, 32 e 36 Hz. A intensidade luminosa foi limitada em 1 cd/m<sup>2</sup> com ciclo de trabalho de 25 %. A movimentação do cursor na tela do monitor é controlada pela intensidade da resposta cortical do voluntário à estimulação visual, ou seja, neste caso, pela frequência de intermitência do LED no qual o indivíduo fixa o olhar. A cada resposta detectada, o cursor se move com passo de 10 % das dimensões da tela na direção do estímulo detectado (3,3 cm na vertical ou 5,0 cm na horizontal). Isto permitiu que o voluntário fosse informado da direção detectada e, portanto, funcionou como realimentação do sistema.

**Protocolo Experimental** – Sinais EEG foram adquiridos com o conversor ADS1299 (*Texas Instruments*, EUA) com frequência de amostragem em 2 KHz, ganho de 12 V/V e resolução de 24 bits (45 nV/bit). Utilizaram-se 8 derivações EEG monopolar (O<sub>1</sub>, O<sub>2</sub>, P<sub>3</sub>, P<sub>4</sub>, C<sub>3</sub>, C<sub>4</sub>, P<sub>Z</sub> e C<sub>Z</sub>) com referência em F<sub>Z</sub> e Terra em F<sub>PZ</sub>, posicionados segundo o padrão 10-20. Os sinais passaram por filtragem digital no sentido direto e reverso (para evitar diferenças de fase em componentes na saída do filtro) com filtros de segunda ordem. Foi usado um filtro *notch* em 60 Hz, um passa alta em 1 Hz e um passa baixa em 50 Hz. Além dos sinais EEG, foi também coletado um sinal de *trigger* contendo os pulsos de sincronismo do foto-estimulador e anotação dos comandos executados pelo voluntário. Para o registro de tais comandos, foi usado um teclado sem fio (Figura 2) com uma tecla para cada comando direcional (esquerda, direita, acima e abaixo), que pressionada pelo voluntário indicaria sua intenção de movimento do olhar. Durante a execução do protocolo, a iluminação ambiente foi mantida fixa a 160 Lux.

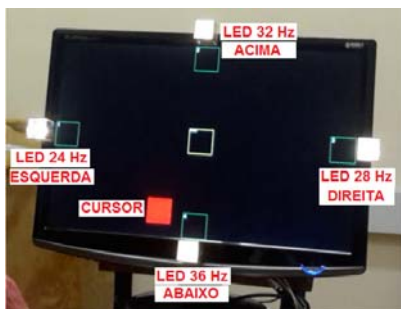


Figura 1: Interface de controle com cursor e comandos associados aos LEDs de estimulação em 24, 28, 32 e 36 Hz.



Figura 2: Teclado sem fio de anotação dos comandos com 5 teclas, sendo 4 direcionais (esquerda, direita, acima e abaixo) e uma central (não utilizada no protocolo experimental).

O voluntário, posicionado a 1 m do monitor, foi orientado a executar os comandos livremente, tendo, entretanto, que informar a direção alvo (LED de interesse), pelo teclado de anotação, e manter a atenção neste alvo por aproximadamente 1 min. O experimento, com aprovação pelo Comitê de Ética do IESC/UFRJ: 100/2011, teve duração de cerca de 20 min para cada um dos 5 voluntários participantes deste trabalho, tendo cada um participado de duas sessões de coleta de EEG. Conforme apontado anteriormente, o movimento do cursor foi determinado em função da resposta cortical mais intensa, medida pela MMSC (definida a seguir) em cada uma das quatro frequências de estimulação intermitente.

**Processamento** – A coerência múltipla (MMSC) dos sinais EEG foi estimada de acordo com a equação (1), usando trechos de 15000 amostras (7,5 s) divididos em  $M = 30$  segmentos de  $L = 500$  amostras (0,25 s). Desse modo, a resolução no domínio da frequência foi de 4 Hz, por ser a frequência de amostragem de 2000 Hz. Tais parâmetros foram determinados para se obter um número de ciclos inteiro de estímulos no segmento de 0,25 s minimizando vazamento espectral [8]. Os segmentos passaram por um algoritmo de rejeição de artefato com limiar igual a 3 vezes o desvio padrão do sinal cujos segmentos com 10 % ou mais de amostras acima do limiar foram descartados.

Para o modelo linear multivariado mostrado na Figura 3, a MMSC entre o sinal de entrada  $x[k]$  e as saídas  $y_i[k]$ , para  $i=1, \dots, N$ , pode ser simplificada para o caso em que  $x[k]$  é periódico e determinístico, resultando em [9]:

$$\hat{\kappa}_N^2 = \frac{V(f) \cdot \hat{S}_{yy}^{-1}(f) \cdot V^H(f)}{M} \quad (1)$$

onde “ $\hat{\cdot}$ ” e  $H$  denota, respectivamente, estimativa e Hermitiano da matriz,  $f$  é frequência, e as matrizes são:

$$V(f) = \begin{bmatrix} \sum_{i=1}^M Y_{i1}(f) & \sum_{i=1}^M Y_{i2}(f) & \dots & \sum_{i=1}^M Y_{iN}(f) \end{bmatrix} \quad (2)$$

$$\hat{S}_{yy}(f) = \begin{bmatrix} \hat{S}_{y_1y_1}(f) & \hat{S}_{y_1y_2}(f) & \dots & \hat{S}_{y_1y_N}(f) \\ \hat{S}_{y_2y_1}(f) & \hat{S}_{y_2y_2}(f) & \dots & \hat{S}_{y_2y_N}(f) \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ \hat{S}_{y_Ny_1}(f) & \hat{S}_{y_Ny_2}(f) & \dots & \hat{S}_{y_Ny_N}(f) \end{bmatrix} \quad (3)$$

Os elementos da  $i$ -ésima linha e coluna da matriz  $\hat{S}_{yy}(f)$  são definidos como:

$$\hat{S}_{y_{py}q} = \sum_{i=1}^M Y_{pi}^*(f) \cdot Y_{qi}(f) \quad (4)$$

onde  $M$  é o número de segmentos em cada sinal particionado e  $Y_{ni}(f)$  é a transformada de Fourier da  $i$ -ésima janela de  $y_n[k]$ .

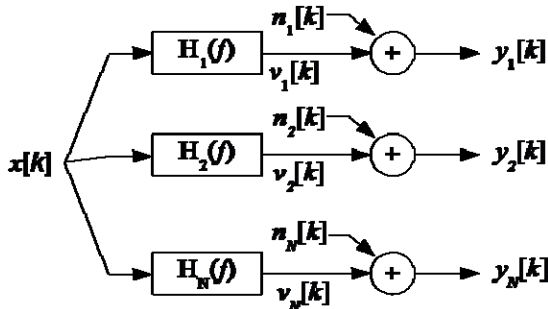


Figura 3: Modelo linear multivariável para cálculo da coerência quadrática  $\hat{\kappa}_N^2(f)$ .  $x[k]$  é o estímulo,  $v_1[k]$ ,  $v_2[k]$  and  $v_N[k]$  são as respostas aos estímulos (saídas dos filtros  $H_1(f)$ ,  $H_2(f)$  e  $H_N(f)$ ) e  $n_1(f)$ ,  $n_2(f)$  e  $n_N(f)$  são contribuições da atividade de fundo do sinal EEG  $y_1(f)$ ,  $y_2(f)$  e  $y_N(f)$ .

O limiar crítico ( $\hat{\kappa}_{N\text{crítico}}^2$ ) para hipótese nula na ausência de respostas é determinado com base na distribuição beta [7] como:

$$\hat{\kappa}_{N\text{crítico}}^2 = \beta_{\text{crítico}}(\alpha, N, M - N) \quad (5)$$

onde  $\beta_{\text{crítico}}$  é o valor crítico para distribuição beta com nível de significância  $\alpha$ ;  $N$  é o número de sinais, neste caso, derivações EEG e  $M$  é o número de segmentos.

No cálculo da MMSC, foram consideradas as combinações de derivações EEG:  $O_1$  e  $O_2$ ,  $P_3$  e  $P_4$  ou  $O_1$ ,  $O_2$ ,  $P_3$  e  $P_4$  com o objetivo de ter maiores respostas para PE visual [10]. O limiar do detector foi calculado para um nível de significância de 5% para a hipótese nula de ausência de respostas [7], levando aos valores de 0,100 para duas derivações ou 0,182 para quatro.

**Avaliação da ICC** – O desempenho da ICC foi analisado pelo tempo de resposta e curva ROC (do inglês: *Receiver Operating Characteristic*). O tempo de resposta ( $T_{\text{RESP}}$ ) é o intervalo de tempo dispendido para detectar o PE após o voluntário focar atenção em um dos LEDs de estimulação. A curva ROC foi estimada para cada resposta nas frequências de estimulação usando a MMSC.

**Resultados**

A Figura 4 mostra a evolução temporal dos valores da MMSC nas frequências de intermitência de cada um dos quatro LEDs e sua correspondente localização na borda da tela, ou seja, esquerda (24 Hz), direita (28 Hz), acima (32 Hz) e abaixo (36 Hz). Essa figura reflete a situação em que o voluntário se propôs a fixar o olhar na sequência indicada pelas setas, com quatro comandos no sentido anti-horário, para cima, para esquerda, para direita e para abaixo. Na sequência executada ocorrem erros de detecção, ou seja, falsos positivos (círculos na figura) e falsos negativos (asteriscos na figura).

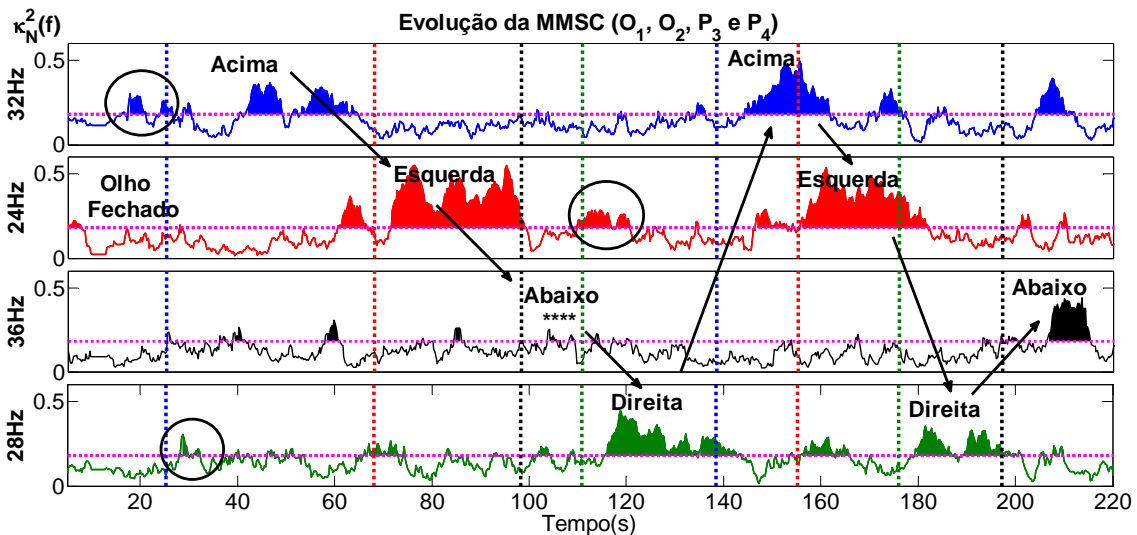


Figura 4: Evolução temporal da MMSC de um voluntário durante experimento ao focar atenção em diferentes estímulos. Linha tracejada (rosa) indica limiar de detecção para nível de significância de 5% (0.182). Os instantes em que o voluntário pressionou o teclado indicando a direção de intenção de movimento de olhar em um dos LEDs da borda da tela são indicados por linhas verticais (azul para acima, vermelha para esquerda, preta para abaixo e verde para direita). (\*) indica comando não detectado, neste caso, falso negativo. As áreas circuladas são exemplos de falsos positivos. As setas indicam a sequência de comandos do voluntário.

Usando-se as estimativas de sensibilidade e especificidade, foi traçada a curva ROC média e desvios

para os 5 voluntários em cada configuração testada. Tal curva indica a capacidade de classificação do sistema,

com desempenho melhor na medida em que as curvas se distanciam da reta com 45°, que representa um sistema totalmente aleatório e binário de detecção, com a área sob a mesma igual a 0,5. A Figura 5 mostra a estimativa que apresentou melhor resultado (obtida com as 4 derivações), o qual ocorre quando a área abaixo da curva para cada estímulo é máxima. No presente caso, o maior valor dessa área foi de 0,91 na estimulação em 24 Hz.

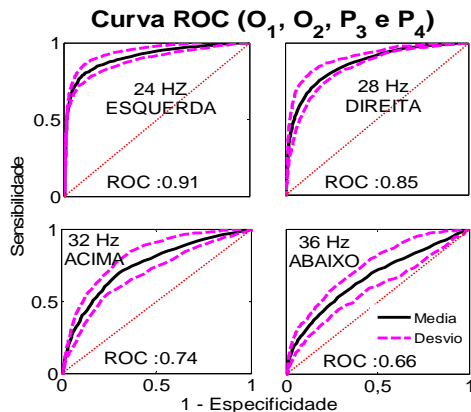


Figura 5: Estimativa da Curva ROC para MMSC nas derivações  $O_1$ ,  $O_2$ ,  $P_3$  e  $P_4$  considerado as frequências de estimulação. Diagonal (vermelho) indica curva para um sistema aleatório e os desvios (rosa) da estimativa.

As estimativas de média e desvio padrão dos voluntários para a área sob a curva ROC, tempo de resposta ( $T_{RESP}$ ), sensibilidade (Sens.) e especificidade (Espec.) são apresentados na Tabela 1 para MMSC. Nas estimativas de sensibilidade e especificidade usou-se o limiar teórico com nível de significância de 5% [7]. Em destaque (hachurado) na Tabela 1, os melhores valores (menores para  $T_{RESP}$  e maiores para Sensibilidade, Especificidade e área da ROC) obtidos em cada conjunto de derivações. Observam-se os valores baixos de  $T_{RESP}$  usando apenas duas derivações  $P_3$  e  $P_4$ . Quando estimada usando  $N=4$  derivações ( $O_1$ ,  $O_2$ ,  $P_3$  e  $P_4$ ), a MMSC apresentou maiores valores de sensibilidade (0,883 em 24 Hz), a qual indica a capacidade em reconhecer comandos do usuário quando o voluntário fixa o olhar em uma direção e o sistema detecta movendo o cursor na mesma direção, neste caso, a sensibilidade é calculada pela razão entre os verdadeiros positivos (acerto entre comando e detecção) e todos os comandos. Quanto à especificidade, a MMSC apresenta valores em torno de 0,78 para todas as derivações, o que indica a capacidade da MMSC em reconhecer a ausência de comandos, ou seja, quando não há intenção em fixar o olhar em uma direção e o cursor não se move, caracterizando um verdadeiro negativo. Para quantificar os erros na MMSC consideraram-se todos os casos de falsos positivos e falsos negativos, ou seja, detecções contrárias à intenção do voluntário. Um exemplo dessa situação é quando o usuário fixou o olhar para abaixo, entretanto o sistema não detectou tal evento (falso negativo da Figura 4).

Tabela 1: Valor médio e desvio padrão da área sob a curva ROC, tempos de resposta sensibilidade e especificidade. Em destaque (hachurado) os melhores valores em cada categoria.

Derivações	Parâmetro	Frequências de estimulação			
		24 Hz	28 Hz	32 Hz	36 Hz
$O_1$ e $O_2$	Área	0,795	0,793	0,632	0,574
	ROC	±0,062	±0,069	±0,059	±0,105
	$T_{RESP}$ (s)	3,611	4,563	7,438	5,346
		±1,579	±2,098	±2,902	±3,457
	Sens.	0,686	0,642	0,413	0,308
		±0,071	±0,131	±0,089	±0,160
$P_3$ e $P_4$	Espec.	0,767	0,811	0,780	0,779
		±0,050	±0,038	±0,034	±0,042
	Área	0,844	0,886	0,740	0,642
	ROC	±0,104	±0,042	±0,086	±0,098
	$T_{RESP}$ (s)	3,324	2,852	4,541	3,994
		±1,874	±1,106	±1,429	±1,364
$O_1, O_2, P_3$ e $P_4$	Sens.	0,791	0,820	0,565	0,427
		±0,165	±0,089	±0,174	±0,141
	Espec.	0,717	0,789	0,794	0,802
		±0,064	±0,052	±0,048	±0,044
	Área	0,905	0,860	0,744	0,661
	ROC	±0,043	±0,053	±0,091	±0,091
$O_1, O_2, P_3$ e $P_4$	$T_{RESP}$ (s)	3,425	4,370	4,133	4,102
		±1,857	±2,016	±2,733	±1,461
	Sens.	0,883	0,767	0,599	0,460
		±0,063	±0,111	±0,166	±0,133
	Espec.	0,732	0,793	0,770	0,778
		±0,051	±0,053	±0,058	±0,037

## Discussão

A evolução temporal da MMSC (Figura 4) evidencia a capacidade da técnica, para um dado nível de significância, em distinguir o LED para o qual o indivíduo fixa seu olhar [7]. A capacidade em diferenciar respostas corticais associadas às intenções de comando, relatada também em outros trabalhos [1,2,5,12], é necessária em um detector aplicado à ICC. A curva ROC (Figura 5) mostra o desempenho do sistema semelhante ao reportado por Da Silva Pinto *et al* [12], que encontraram área sob a curva ROC de 0,93 para a MMSC, mas usando estímulos nas frequências de 7, 8, 9 e 27 Hz e duas derivações ( $O_1$  e  $O_2$ ). Curvas semelhantes foram encontradas por Miranda de Sá *et al* [10] para 2 e 4 derivações. A MMSC em 4 derivações apresenta melhores resultados nas frequências de 24, 32 e 36 Hz, com maiores valores médios de área sob a curva ROC, em especial para 24 Hz, com valor de 0,905 e sensibilidade de 0,883 (88,3%). Tal valor ficou próximo aos valores relatados por [2] de 74% a 96%. A especificidade ficou abaixo do esperado (95%) com maior valor obtido de 81,1% para as hipóteses consideradas em [7]. Tal resultado pode ser justificado pela baixa SNR (do inglês: *signal to noise ratio*) do EEG contendo artefatos não detectados pelo algoritmo de rejeição, distribuição diferente da gaussiana como suposto para o cálculo da MMSC ou baixa SNR presente em uma das derivações em certos instantes. Neste contexto, Miranda de Sá *et al*. [9] apontam um decréscimo no desempenho da MMSC em função da SNR baixa.

Para os tempos de resposta ( $T_{RESP}$ ), a configuração com duas derivações  $P_3$  e  $P_4$  apresenta menores valores

com tempos médios de 3,324, 2,852 e 3,994 s nas frequências de 24, 28 e 36 Hz respectivamente. Para frequência de 32 Hz, o tempo de  $4,541 \pm 1,429$  s apresenta valores próximos ao da configuração com quatro derivações, cujo tempo de detecção foi de  $4,133 \pm 2,733$  s. Tais valores encontrados são similares aos reportados em outros trabalhos (em torno de 5 s) usando outras técnicas de detecção [2,13] e 2.5 s com algoritmo da MMSC [12]. Entretanto, estes trabalhos usam protocolo de estimulação em uma única frequência e sem realimentação para o voluntário. O melhor tempo de resposta, obtido com as derivações P3 e P4, é similar ao com quatro derivações, uma explicação para tal superioridade de desempenho pode ser devido ao fato do protocolo usar realimentação pelo movimento do cursor, exigindo, assim, atenção em um alvo. Tal procedimento recrutaria áreas do córtex parietal posterior, subjacentes às derivações P3 e P4, responsáveis pela detecção de movimento de objetos e profundidade [11].

### Conclusão

A técnica da MMSC (coerência múltipla) usando 4 derivações ( $O_1$ ,  $O_2$ ,  $P_3$  e  $P_4$ ) possui melhor desempenho, considerando-se a curva ROC e tempos de resposta. Os resultados indicam a possibilidade de aplicar a MMSC em ICCs como sistema de detecção de comandos, neste caso, para quatro comandos, possuindo uma sensibilidade de 88,3 %, especificidade de 73,2 %, área sob a curva ROC de 0,91 na frequência de estimulação de 24 Hz e tempo de resposta ( $T_{RESP}$ ) abaixo de 4,54 s.

### Agradecimentos

Os autores agradecem à FAPERJ, CAPES e ao CNPq pelo apoio financeiro.

### Referências

- [1] Wolpaw JR, Birbaumer N, McFarland DJ, Pfurtscheller G, Vaughan TM. Brain-computer interfaces for communication and control. *Clin Neurophysiol* 2002;113:767–91.
- [2] Vialatte F-B, Maurice M, Dauwels J, Cichocki A. Steady-state visually evoked potentials: Focus on essential paradigms and future perspectives. *Progress in Neurobiology* 2010;90:418–38.
- [3] Barbosa D, Miranda de S AMFL, Catelli Infantosi AF. Frequency-Domain Objective Response Detection Techniques Applied to Evoked Potentials: A Review. In: Naik GR, editor. *Applied Biological Engineering - Principles and Practice*, InTech; 2012.
- [4] Picton TW, John MS, Dimitrijevic A, Purcell D. Human auditory steady-state responses. *Int J Audiol* 2003;42:177–219.
- [5] Fridman J, Zappulla R, Bergelson M, Greenblatt E, Malis L, Morrell F, et al. Application of phase spectral analysis for brain stem auditory evoked potential detection in normal subjects and patients with posterior fossa tumors. *Audiology* 1984;23:99–113.
- [6] Dobie RA, Wilson MJ. Objective response detection in the frequency domain. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/Evoked Potentials Section* 1993;88:516–24.
- [7] Miranda de Sá AMFL, Ferreira DD, Dias EW, Mendes EMAM, Felix LB. Coherence estimate between a random and a periodic signal: Bias, variance, analytical critical values, and normalizing transforms. *Journal of the Franklin Institute* 2009;346:841–53.
- [8] Felix LB, Moraes JE, Miranda de Sá AMFL, Yehia HC, Moraes MFD. Avoiding spectral leakage in objective detection of auditory steady-state evoked responses in the inferior colliculus of rat using coherence. *Journal of Neuroscience Methods* 2005;144:249–55.
- [9] Miranda de Sa AMFL, Felix LB, Infantosi AFC. A matrix-based algorithm for estimating multiple coherence of a periodic signal and its application to the multichannel EEG during sensory stimulation. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 2004;51:1140–6.
- [10] Felix LB, Sá AMFLM de, Infantosi AFC, Yehia HC. Multivariate Objective Response Detectors (MORD): Statistical Tools for Multichannel EEG Analysis During Rhythmic Stimulation. *Ann Biomed Eng* 2007;35:443–52.
- [11] Kandel E, Schwartz J, Jessell T. *Principles of Neural Science*. 4 edition. New York: McGraw-Hill Medical; 2000.
- [12] Marcos Antonio da Silva Pinto, Carlos Julio Tierra Criollo, Jerome Barom. Estudo do potencial evocado visual em regime permanente baseado em LED para interface cérebro máquina. UFMG, 2011.
- [13] Allison BZ, McFarland DJ, Schalk G, Zheng SD, Jackson MM, Wolpaw JR. Towards an independent brain-computer interface using steady state visual evoked potentials. *Clinical Neurophysiology* 2008;119:399–408.