

Uso de Filtros Espaciais para Mitigação da Correlação Entre Sinais de EEG na Detecção de Resposta Auditiva em Regime Permanente

Daniel F. Veloso* Paulo F. F. Rocha**,** Leonardo B. Felix*

* Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Viçosa, MG (e-mail: daniel.f.veloso@ufv.br, leobonato@ufv.br)

** Centro de Ciências Exatas e Tecnológicas, Universidade Federal do Recôncavo da Bahia, BA (e-mail: pfabio.rocha@ufrb.edu.br).

*** Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Minas Gerais, MG

Abstract: Auditory Steady-State Response (ASSR) is an valuable tool in audiological assessment, particularly for determining patients' auditory thresholds. However, the correlation between EEG signals can compromise the performance of certain multivariate objective response detection methods, leading to an increase in false positive rates. In this study, we investigated the impact of two spatial filters applied to EEG signals – Laplacian filters and common average reference (CAR) — in reducing correlation, aiming to improve the accuracy of objective detectors. The evaluation was conducted using synthetic signals and EEG signals with ASSR, analyzing detection rates and false positive rates. The results indicate that spatial filtering, particularly CAR, is a promising strategy for EEG signal decorrelation, as it maintained controlled false positives and achieved a detection rate similar to detectors without filtering.

Resumo: A Resposta Auditiva em Regime Permanente (ASSR) é uma ferramenta importante na avaliação audiológica, especialmente para a determinação do limiar auditivo de pacientes. No entanto, a correlação entre os sinais de EEG pode comprometer o desempenho de alguns métodos multivariados de detecção objetiva de resposta, resultando em um aumento da taxa de falsos positivos. Neste estudo, investigamos o impacto de dois filtros espaciais aplicados aos sinais de EEG – filtros laplacianos e referência média comum (CAR) – na redução da correlação, com o objetivo de aprimorar a precisão dos detectores objetivos. A avaliação foi realizada utilizando sinais sintéticos e sinais de EEG com ASSR, analisando a taxa de detecção e a taxa de falsos positivos. Os resultados indicam que a filtragem espacial, em particular o CAR, é uma estratégia promissora para a decorrelação dos sinais de EEG, pois manteve os falsos positivos controlados e obteve uma taxa de detecção similar à dos detectores sem filtragem.

Keywords: Auditory Steady-State Response; EEG; Objective Response Detection; Spatial Filters; Decorrelation.

Palavras-chaves: Resposta Auditiva em Regime Permanente; EEG; Detecção Objetiva de Respostas; Filtros espacial; Decorrelação.

1. INTRODUÇÃO

A Resposta Auditiva de Regime Permanente (ASSR – *Auditory Steady-State Response*) é uma resposta eletrofisiológica evocada por estímulos auditivos contínuos e periódicos que, quando aplicados a taxas suficientemente altas, induzem uma sincronização neuronal (Dimitrijevic and Cone, 2015). Em populações que não podem colaborar com exames audiométricos tradicionais – que exigem respostas comportamentais, como crianças ou indivíduos com deficiência – a ASSR pode ser utilizada para estimar os limiares auditivos (Sininger et al., 2018). Além disso,

a ASSR permite que a pesquisa pelo limiar possa ser realizada de forma automatizada (Dimitrijevic et al., 2002; Guyonnet-Hencke et al., 2025; Mühler et al., 2012).

A ASSR é comumente registrada, em conjunto com a atividade cerebral espontânea, através do eletroencefalograma (EEG) como eletrodos fixados no couro cabeludo. De modo que, os sistemas automáticos de audiometria consistem em um módulo para aquisição dos sinais de EEG, uma placa de som para aplicação dos estímulos e um software responsável pela detecção da ASSR e pelo controle do exame, como a seleção da frequência e intensidade dos estímulos a serem testados.

A detecção da ASSR é tipicamente realizada no domínio da frequência, devido à estabilidade espectral da resposta (Eeckhoutte et al., 2018). Nesse contexto, utiliza-se uma abordagem estatística em que a hipótese nula (H_0) assume

* Este trabalho foi realizado com o apoio financeiro da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES), do Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq) e da Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de Minas Gerais (FAPEMIG).

ausência de resposta evocada, e a presença da ASSR é identificada quando a estatística do teste excede um valor crítico, definido pelo nível de significância α sob a distribuição de H_0 (Terence W. Picton and Purcell, 2003). O desempenho desses detectores está diretamente relacionado à relação sinal-ruído (SNR — *Signal-to-Noise Ratio*), em que a ASSR representa o sinal de interesse e o EEG espontâneo é tratado como ruído. Como a ASSR possui amplitude consideravelmente menor do que a atividade de fundo, a SNR é tipicamente baixa, o que dificulta sua detecção. Uma abordagem comum para aumentar a SNR, e consequentemente o poder de detecção, é prolongar o tempo de exame, permitindo uma média coerente entre janelas sucessivas do sinal (Miranda de Sá et al., 2004). Como alternativa a longos tempos de aquisição, têm-se proposto estratégias multivariadas, que combinam informações de múltiplos canais de EEG para melhorar a detecção (Felix et al., 2007; Friman et al., 2007; Rocha et al., 2016; van Dun et al., 2007).

No entanto, algumas dessas abordagens assumem independência entre os sinais de EEG, uma suposição frequentemente violada na prática, dado que há dependência entre as atividades cerebrais captadas pelos diversos eletrodos. Essa correlação entre os sinais de EEG espontâneo pode levar a detecções espúrias — ou seja, respostas detectadas erroneamente na ausência de estímulo real. Tal fenômeno aumenta a taxa de falsos positivos e compromete a confiabilidade dos detectores multivariados (Zanotelli et al., 2021).

Diante desse problema, estudos recentes têm explorado estratégias para lidar com o ruído correlacionado, seja por meio da correção dos valores críticos com base na medida de correlação entre os sinais (Miranda de Sá et al., 2022; Zanotelli et al., 2024), seja pela alteração da referência dos sinais (Zanotelli et al., 2023). Nesse sentido, as técnicas de filtragem espacial oferecem uma abordagem promissora dado que permite atenuar componentes ruidosas comuns e, ao mesmo tempo, ressaltar a atividade neural local (McFarland et al., 1997; Tsuchimoto et al., 2021; Zhang et al., 2023).

Neste trabalho, analisamos a aplicação dos filtros espaciais referência média comum (CAR — *Common Average Reference*) e laplaciano com o objetivo de mitigar o ruído comum entre os sinais de EEG. Buscamos, assim, avaliar o impacto dessas abordagens no desempenho de técnicas de detecção multivariada baseadas nas médias aritmética e geométrica da magnitude quadrática da coerência (MSC — *Magnitude-Squared Coherence*). Essas técnicas foram comparadas à MSC múltipla (MMSC), que, embora seja robusta ao ruído correlacionado, apresenta maior complexidade computacional — o que pode ser uma limitação para sistemas automáticos com operação online. Os resultados foram avaliados tanto em sinais sintéticos quanto em sinais de EEG espontâneo e com ASSR, considerando as taxas de detecção e de falsos positivos.

2. METODOLOGIA

2.1 Magnitude Quadrática da Coerência

A MSC é uma medida que quantifica o grau de relação entre uma resposta $y[n]$ a uma entrada $x[n]$. No problema

da detecção de ASSR, a entrada $x[n]$ é o sinal periódico de estimulação e a resposta é o sinal de EEG com ASSR. Dado que a entrada é periódica, sua magnitude no domínio da frequência é constante, a MSC pode ser estimada dependendo apenas de $y[k]$ na forma (Dobie and Wilson, 1989):

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

na qual $Y_i(f)$ é transformada discreta de Fourier (TDF) de $y[n]$ nas M janelas não sobrepostas.

Para definir se há presença de resposta ASSR, compara-se o valor de $\hat{\kappa}_y^2(f_0)$, sendo f_0 a frequência de estimulação, com seu valor crítico, dado por (Miranda de Sá et al., 2009)

$$\hat{\kappa}_{y_{crit}}^2 = \frac{F_{crit, 2M-2, \alpha}}{M-1 + F_{crit, 2M-2, \alpha}}. \quad (2)$$

na qual $F_{crit, 2M-2, \alpha}$ é o valor crítico da distribuição F com 2 e $2M-2$ graus de liberdade para um nível de significância α .

2.2 Versões Multivariadas da MSC

Com base na MSC, foram desenvolvidas versões multivariadas, como a Magnitude Quadrática da Coerência Múltipla (MMSC — *Multiple Magnitude-Squared Coherence*) (Miranda de Sá et al., 2004) e a média aritmética (aMSC — *additive MSC*) e geométrica (pMSC — *product MSC*) (Zanotelli et al., 2019).

A MMSC é estimada a partir de N sinais de EEG ($y_1[k], y_2[k], \dots, y_N[k]$), divididos em M janelas, sendo descrita por:

$$\hat{\kappa}_N^2(f) = \frac{\mathbf{V}^H(f) \hat{\mathbf{S}}_{yy}^{-1}(f) \mathbf{V}(f)}{M}, \quad (3)$$

em que os sobrescrito $\mathbf{H}$ denota o hermitiano da matriz, $\hat{\mathbf{S}}_{yy}^{-1}(f)$ é a matriz estimada da autocorrelação e correlação cruzada dos sinais de saída, M é o número de janelas usadas no cálculo da TDF. A matriz $\mathbf{V}(f)$ é definida como

$$\mathbf{V}(f) = \left[\sum_{i=1}^M Y_{1i}^*(f) \quad \sum_{i=1}^M Y_{2i}^*(f) \quad \cdots \quad \sum_{i=1}^M Y_{Ni}^*(f) \right]^T, \quad (4)$$

sendo $Y_{ij}(f)$ a TDF da i -ésima janela do sinal $y_j[k]$. A $\hat{\mathbf{S}}_{yy}^{-1}(f)$ é dada por

$$\hat{\mathbf{S}}_{yy}(f) = \begin{bmatrix} \hat{S}_{y_1 y_1}(f) & \hat{S}_{y_1 y_2}(f) & \cdots & \hat{S}_{y_1 y_N}(f) \\ \hat{S}_{y_2 y_1}(f) & \hat{S}_{y_2 y_2}(f) & \cdots & \hat{S}_{y_2 y_N}(f) \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ \hat{S}_{y_N y_1}(f) & \hat{S}_{y_N y_2}(f) & \cdots & \hat{S}_{y_N y_N}(f) \end{bmatrix}, \quad (5)$$

na qual

$$\hat{S}_{y_p y_q}(f) = \sum_{i=1}^M Y_{pi}^*(f) Y_{qi}(f). \quad (6)$$

A aMSC e a pMSC são obtidas a partir da média aritmética e geométrica, respectivamente, das MSC individuais de cada canal. Sendo detector da média aritmética definido por

$$\bar{\hat{\kappa}}_y = \frac{1}{N} \sum_{j=1}^N \hat{\kappa}_{y_j} \quad (7)$$

e da média geométrica, por

$$\underline{\hat{\kappa}}_y = \left(\prod_{j=1}^N \hat{\kappa}_{y_j} \right)^{\frac{1}{N}}. \quad (8)$$

Miranda de Sá (2021) demonstrou que a distribuição estatística associada à MMSC independe da correlação entre os sinais EEG. Por outro lado, a formulação da aMSC e pMSC requer independência entre esses sinais, o que não satisfeito na prática, levando a um aumento na detecção de falsos positivos (Zanotelli et al., 2021).

2.3 Filtros Espaciais

Os sinais de EEG são comumente adquiridos no modo referencial, em que todos os eletrodos são registrados em relação a um único eletrodo de referência. Esse arranjo, embora simples de implementar, faz com que ruídos comuns — como interferências elétricas e/ou artefatos musculares — e a própria atividade cerebral espontânea sejam registrados de forma concomitante em múltiplos canais. A filtragem espacial surge como uma estratégia eficaz para mitigar esse problema, ao modificar a referência dos sinais após a aquisição, reduzindo a influência da referência original e suprimindo componentes comuns entre os canais (McFarland et al., 1997). Entre os métodos mais utilizados para esse fim, destacam-se a referência média comum (CAR) e o filtro laplaciano.

A CAR gera uma nova referência que é média dos sinais de todos os eletrodos registrados, assim, o novo sinal após a CAR é definido como

$$y_i^{\text{CAR}}[k] = y_i[k] - \frac{1}{N_t} \sum_{j=1}^{N_t} y_j[k], \quad i = 1, 2, \dots, N \leq N_t, \quad (9)$$

na qual N_t é total de eletrodos de registros do EEG. Neste estudo, foram utilizados todos os $N_t = 16$ canais disponíveis para a computação da média, sem exclusões.

Os filtros laplacianos, por sua vez, são baseados no cálculo da segunda derivada espacial aplicada ao sinal de um eletrodo, atuando como um filtro passa-altas. Esse processo realça a atividade local captada pelo eletrodo enquanto atenua a atividade difusa (McFarland et al., 1997). Na prática, essa operação pode ser aproximada pela subtração da média dos sinais dos eletrodos vizinhos do sinal de EEG de interesse

$$y_i^{\text{LAP}}[k] = y_i[k] - \sum_{j=1}^{S_i} g_{ij} y_j[k], \quad (10)$$

na qual

$$g_{ij} = \frac{1}{d_{ij}} \sum_{j=1}^{S_i} \frac{1}{d_{ij}}. \quad (11)$$

Nessa equação, S_i representa os eletrodos vizinhos, e d_{ij} corresponde à distância de um determinado vizinho até o eletrodo de interesse.

A implementação do filtro laplaciano pode ser subdividida em três variações distintas: curta, média e grande, que

consideram, respectivamente, os vizinhos de curta, média e grande distância (Tsuchimoto et al., 2021). Dado o número reduzido de eletrodos, neste estudo optou-se por analisar apenas a versão curta, considerando os quatro vizinhos mais próximos. Esses vizinhos correspondem aos eletrodos localizados à direita, à esquerda, acima e abaixo do eletrodo de interesse.

Tanto o CAR quanto o filtro laplaciano foram aplicados aos sinais de EEG nos detectores aMSC e pMSC, que são os detectores que não são robustos ao ruído correlacionado.

2.4 Valores Críticos

Para inferir a presença de resposta evocada auditiva, é necessário que o valor retornado pela técnica de detecção seja maior que o valor crítico determinado sob H_0 . Quando a distribuição é conhecida, como no caso da MMSC, esse valor crítico pode ser determinado analiticamente. No entanto, quando a distribuição dos detectores sob H_0 é desconhecida ou modificada — como no caso da filtragem espacial —, pode-se usar simulação de Monte Carlo para estimar os valores críticos (Cebulla et al., 2006). Este é o caso da aMSC e da pMSC, além dos casos com filtragem espacial que alteram os graus de liberdade do ruído sob H_0 .

As simulações de Monte Carlo foram conduzidas com sinais sintéticos de ruído branco gaussiano (média zero e variância unitária), representando a condição de ausência de resposta. Esses sinais foram inicialmente filtrados espacialmente e, em seguida, aplicados aos detectores aMSC e pMSC. Em cada iteração, os ruídos processados foram submetidos aos detectores, e o valor crítico foi tomado como o percentil 95º da distribuição empírica das estatísticas após um milhão de iterações, correspondente a um nível de significância de 5%.

2.5 Sinais Sintéticos Correlacionados

Sinais sintéticos foram usados para verificar a validade dos métodos de filtragem espacial na detecção multivariada a partir do cálculo da taxa de falso positivo (TFP). Essa abordagem é interessante pois permite a geração de um conjunto grande de dados bem controlados, fornecendo uma poderosa avaliação dos detectores com a variação do nível de correlação (Zanotelli et al., 2021). Portanto, para avaliar o efeito dos filtros no controle da correlação entre canais, é necessário utilizar um ambiente simulado, no qual seja possível variar o nível de correlação e analisar o impacto dos filtros nessa condição.

Para geração dos sinais sintéticos correlacionados, foi utilizada a decomposição de Cholesky na matriz de coeficientes de correlação ($N \times N$). A matriz triangular obtida da decomposição é multiplicada pela matriz dos N ruídos independentes, gerando ruídos com a relação linear requerida na matriz de correlação (Edlin et al., 2015). Neste caso, também foram realizadas um milhão de iterações para cada nível de correlação, que foi variado de 0 a 1.

2.6 Sinais de EEG

O estudo utilizou o banco de dados de Zanotelli et al. (2021), composto por sinais de EEG coletados no Núcleo

Interdisciplinar de Análise de Sinais (NIAS) da Universidade Federal de Viçosa (UFV), o qual foi aprovado pelo comitê de ética local (CEP/UFV No. 2.105.334). Neste banco de dados há registros de EEG de cinco voluntários com idade entre 20 e 35 anos, todos com audição normal (≤ 20 dB HL) nas frequências de 500 a 4.000 Hz. Os sinais foram adquiridos por um *front-end* analógico (RHA2216, Intan Technologies, EUA) de dezesseis canais, filtrados com frequências de corte de 0,5 Hz (passa-alta) e 300 Hz (passa-baixa), e digitalizados com um conversor analógico-digital ADS127L01 (Texas Instruments, EUA) a uma taxa de amostragem de 1.000 Hz por canal.

A estimulação foi realizada por meio da modulação AM2 (Sasha et al., 2002), utilizando frequências portadoras de 0,5, 1, 2 e 4 kHz e oito frequências moduladoras no intervalo de 81 a 95 Hz. Os estímulos tiveram duração de 440 segundos para intensidades de 30 e 40 dB, 240 segundos para 50 dB e 20 segundos para os registros de EEG espontâneo (sem estímulo auditivo).

Os sinais de EEG foram registrados utilizando dezesseis eletrodos posicionados segundo o sistema 10-20 (Fz, F3, F4, F7, FCz, Cz, C3, C4, Pz, P3, P4, T3, T4, T5, T6 e Oz), com a nuca como referência e Fpz como terra.

2.7 Análises de Desempenho

Nas análises, foram selecionados oito canais (F4, Fz, FCz, T6, P4, Pz, T5 e Cz), e a busca pelas combinações de derivações com melhor desempenho foi realizada conforme a abordagem proposta por Antunes et al. (2021). Essa busca consiste, primeiramente, em testar todas as 255 combinações possíveis entre os 8 canais selecionados e, para cada detector, identificar aquelas que mantiveram a taxa de falso positivo (TFP) abaixo do nível de significância.

Devido ao número finito de testes, esse nível foi ajustado para 10% com base na distribuição binomial, garantindo um nível de confiança de 90% para 40 testes, assumindo uma taxa de erro esperada de 5%. Esse ajuste evita a subestimação ou superestimação da TFP, assegurando uma seleção estatisticamente robusta das combinações de canais.

Em seguida, foram selecionadas as combinações de canais com maior taxa de detecção (TD) entre aquelas que apresentaram $TFP \leq 10\%$. Tanto a TFP quanto a TD são calculadas por

$$TD = \frac{ND}{NT} \times 100\% \quad (12)$$

na qual ND é o número de detecções e NT o número de testes.

As análises estatísticas foram realizadas por meio do teste dos postos sinalizados de Wilcoxon.

3. RESULTADOS

A Figura 1 apresenta os resultados das simulações de Monte Carlo, realizadas com um total de um milhão execuções. As análises foram conduzidas utilizando sinais sintéticos caracterizados por uma distribuição normal com média zero e variância unitária, considerando os parâmetros $N = 3$ e $M = 12$, enquanto o coeficiente de correlação

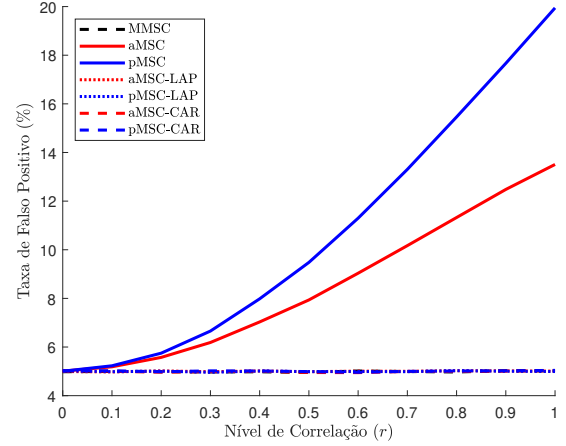


Figura 1. A taxa de falso positivo para cada detector em função do nível de correlação r foi analisada a partir de 10^6 de simulações com dados sintéticos. As simulações foram realizadas considerando $M = 12$ janelas e $N = 3$ canais, adotando um nível de significância $\alpha = 5\%$.

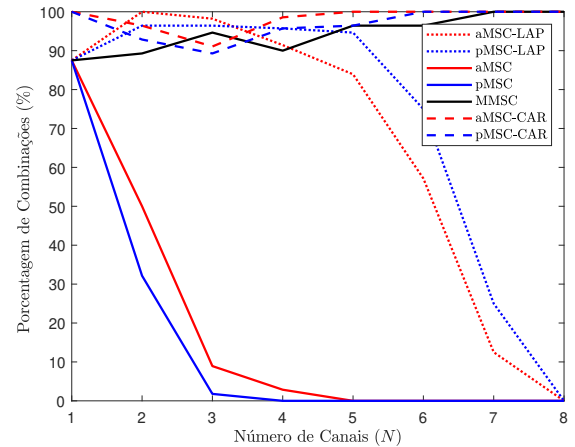


Figura 2. Porcentagem de combinações de canais, para cada número de canais, que satisfazem o critério de $TFP \leq 10\%$ para todas as técnicas ORD.

foi variado no intervalo de 0 a 1. Os resultados obtidos para os três detectores avaliados indicam que apenas a MMSC e os métodos que incorporam filtragens espaciais – aMSC-CAR, pMSC-CAR, aMSC-LAP e pMSC-LAP – demonstraram controle efetivo sobre a taxa de falsos positivos, mantendo-a dentro do nível de significância de 5%, independentemente do nível de correlação.

A Figura 2 apresenta a porcentagem de combinações de canais, para cada detector, que resultaram em uma $TFP \leq 10\%$. Observa-se que os detectores sem aplicação de filtros, aMSC e pMSC, apresentaram desempenho inferior. Entre os métodos com filtragem espacial, o CAR resultou em maior porcentagem de combinações válidas, mesmo para $N = 8$ canais.

As taxas de detecção foram calculadas para as combinações selecionadas com base no critério de TFP. A Figura 3 ilustra as taxas de detecção de todos os métodos, consi-

derando a maior TD obtida para cada N . Os detectores com filtragem espacial apresentaram as maiores taxas de detecção, próximas de 70%, em comparação com aMSC e pMSC.

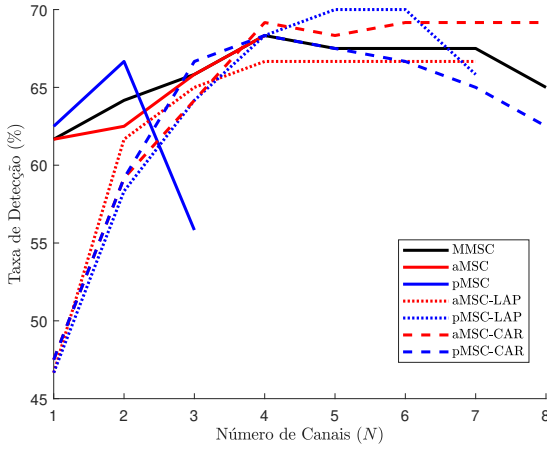


Figura 3. A taxa de detecção máxima para cada detector em função do número de canais. Foram consideradas apenas as combinações cuja taxa de falso positivo permaneceu dentro do limite de 10%. Os gráficos que não se estendem até $N = 8$ indicam que nenhuma combinação atendeu ao critério de taxa de falso positivo aceitável.

A Tabela 1 exibe as combinações de canais que apresentaram as maiores TD para cada um dos detectores avaliados, além da respectiva TFP. Analisando essas TDs máximas, o teste dos postos sinalizados de Wilcoxon indicou que não há diferença estatisticamente significativa entre os detectores com filtragem espacial e a MMSC tomada como padrão-ouro.

Tabela 1. Combinações de canais com taxa de detecção máxima de cada um dos métodos, assim como suas respectivas taxas de falso positivo.

Método	Combinações	TD (%)	TFP (%)
aMSC	FCz-F4-Fz-Pz ($N = 4$)	68,33	10
pMSC	F4-Cz ($N = 2$)	66,67	10
aMSC-LAP	FCz-T6-Fz-Cz ($N = 4$)	66,67	10
pMSC-LAP	FCz-P4-Fz-Pz-Cz ($N = 5$)	70,00	7,5
aMSC-CAR	FCz-T6-Fz-Cz ($N = 4$)	69,17	0
pMSC-CAR	FCz-T6-Fz-Cz ($N = 4$)	68,33	2,5
MMSC	FCz-T6-P4-Fz ($N = 4$)	68,33	2,5

4. DISCUSSÃO E CONCLUSÃO

Este estudo avaliou o uso dos métodos de filtragem espacial CAR e filtro laplaciano para mitigação do ruído correlacionado entre sinais de EEG. Os sinais processados por esses filtros foram submetidos a detectores multivariados sensíveis ao ruído correlacionado. Os resultados com sinais sintéticos correlacionados mostraram que essa abordagem manteve os valores de TFP próximos a 5%, independentemente do nível de correlação. Em comparação com a MMSC, que é imune à correlação sob a hipótese nula (Zanotelli et al., 2021), observa-se que tanto o método CAR

quanto o filtro laplaciano indicam uma possível capacidade de reduzir a correlação entre os sinais de EEG na detecção multivariada.

Na análise com sinais reais de EEG, a porcentagem de combinações de canais com $TFP \leq 10\%$ (Figura 2) permitiu comparar os métodos de filtragem espacial e evidenciar que, sem filtragem, os detectores aMSC e pMSC não conseguem controlar adequadamente os falsos positivos. Observa-se que os detectores com filtragem CAR mantiveram a taxa de combinações entre 90% e 100% para todos os valores de N , apresentando um desempenho comparável ao da MMSC. Em contraste, os detectores com filtro laplaciano apresentaram uma queda brusca na taxa de combinações a partir de $N > 5$, evidenciando sua limitação na eliminação dos efeitos de ruídos correlacionados. Esse resultado pode ser atribuído ao fato de que o CAR utiliza todos os canais para remover componentes comuns, enquanto o filtro laplaciano atua apenas localmente sobre os vizinhos mais próximos.

Na análise das taxas máximas de detecção (Figura 3), todos os detectores apresentaram desempenho similar, o que foi confirmado pelo teste dos postos sinalizados de Wilcoxon. Excluindo-se aMSC e pMSC, por não controlarem os falsos positivos, os demais detectores alcançaram seus valores máximos em $N = 4$ ou $N = 5$, quando o filtro laplaciano ainda mostra confiabilidade quanto ao controle de falsos positivos. Dessa forma, a escolha do detector pode ser feita com base na conveniência computacional, uma vez que a filtragem espacial permite recuperar o desempenho de métodos mais simples.

Estudos futuros podem avaliar o desempenho da filtragem espacial com todas as combinações possíveis dos dezesseis canais. Além disso, pode-se explorar as outras variações do filtro laplaciano (versões média e grande), preferencialmente utilizando um banco de dados maior e com mais canais.

REFERÊNCIAS

- Antunes, F., Zanotelli, T., Simpson, D., and Felix, L. (2021). Multichannel search strategy for improving the detection of auditory steady-state response. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 59(9), 391–399.
- Cebulla, M., Stürzebecher, E., and Elberling, C. (2006). Objective detection of auditory steady state responses: comparison of one-sample and q-sample tests. *Journal of the American Academy of Audiology*, 17(2), 93–103. doi:10.3766/jaaa.17.2.3.
- Dimitrijevic, A. and Cone, B. (2015). Auditory steady-state response. 267–294. Wolters Kluwer Health.
- Dimitrijevic, A., John, M.S., Roon, P.V., Purcell, D.W., Adamonis, J., Nedzelski, J.M.O.J., and Picton, T.W. (2002). Estimating the audiogram using multiple auditory steady-state responses. *JAm Acad Audio!*, 13, 205–224.
- Dobie, R.A. and Wilson, M.J. (1989). Analysis of auditory evoked potentials by magnitude-squared coherence. *Ear and Hearing*, 10(1), 2–13.
- Edlin, R., McCabe, C., Hulme, C., Hall, P., and Wright, J. (2015). *Correlated Parameters and the Cholesky Decomposition*, 119–132. Adis, Cham. doi:10.1007/978-3-319-15744-3_8.

- Eeckhoutte, M.V., Luke, R., Wouters, J., and Francart, T. (2018). Stability of auditory steady state responses over time. *Ear and Hearing*, 39, 260–268. doi:10.1097/AUD.0000000000000483.
- Felix, L., Miranda de Sá, A., Infantosi, A., and Yehia, H. (2007). Multivariate objective response detectors (mord): statistical tools for multichannel eeg analysis during rhythmic stimulation. *Annals of biomedical engineering*, 35, 443–452.
- Friman, O., Volosyak, I., and Graser, A. (2007). Multiple channel detection of steady-state visual evoked potentials for brain-computer interfaces. *IEEE transactions on biomedical engineering*, 54(4), 742–750.
- Guyonnet-Hencke, T., Portoles, O., de Vries, M., Koderman, E., Winkler, A., Goodall, J., Desain, P., Thielen, J., Schulte, M., Beynon, A., et al. (2025). Rapid cortical auditory evoked potentials audiometry. *International Journal of Audiology*, 1–11.
- McFarland, D.J., McCane, L.M., David, S.V., and Wolpaw, J.R. (1997). Spatial filter selection for eeg-based communication. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 103(3), 386–394. doi:10.1016/S0013-4694(97)00022-2.
- Miranda de Sá, A.M.F., Ferreira, D.D., Dias, E.W., Mendes, E.M., and Felix, L.B. (2009). Coherence estimate between a random and a periodic signal: Bias, variance, analytical critical values, and normalizing transforms. *Journal of the Franklin Institute*, 346(9), 841–853.
- Miranda de Sá, A.M.F.L. (2021). Distribution of the multiple coherence estimate for the detection of periodic signals in noise. *Signal Processing*, 183, 108035. doi:10.1016/j.sigpro.2021.108035.
- Miranda de Sá, A.M.F.L., Felix, L.B., and Infantosi, A.F.C. (2004). 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*, 51(7), 1140–1146.
- Miranda de Sá, A.M.F., Zanutelli, T., Mendes, E.M., Felix, L.B., and Simpson, D.M. (2022). Considering the effect of correlation between the channels in multivariate detectors for evoked responses in the electroencephalogram. *Biomedical Signal Processing and Control*, 71, 103111. doi:10.1016/j.bspc.2021.103111.
- Mühler, R., Mentzel, K., and Verhey, J. (2012). Fast hearing-threshold estimation using multiple auditory steady-state responses with narrow-band chirps and adaptive stimulus patterns. *The Scientific World Journal*, 2012, 1–7. doi:10.1100/2012/192178.
- Rocha, P.F.F., Felix, L.B., Miranda de Sá, A.M.F.L., and Mendes, E.M.A.M. (2016). Multivariate evoked response detection based on the spectral f-test. *Journal of Neuroscience Methods*, 264, 113–118.
- Sasha, J.M., Dimitrijevic, A., and Picton, T.W. (2002). Auditory steady-state responses to exponential modulation envelopes. *Ear and Hearing*, 23(2), 106–117.
- Sininger, Y.S., Hunter, L.L., Hayes, D., Roush, P.A., and Uhler, K.M. (2018). Evaluation of speed and accuracy of next-generation auditory steady state response and auditory brainstem response audiometry in children with normal hearing and hearing loss. *Ear & Hearing*, 39, 1207–1223. doi:10.1097/AUD.0000000000000580.
- Terence W. Picton, M. Sasha John, A.D. and Purcell, D. (2003). Human auditory steady-state responses: Respuestas auditivas de estado estable en humanos. *International Journal of Audiology*, 42(4), 177–219. doi:10.3109/14992020309101316. PMID: 12790346.
- Tsuchimoto, S., Shibusawa, S., Iwama, S., Hayashi, M., Okuyama, K., Mizuguchi, N., Kato, K., and Ushiba, J. (2021). Use of common average reference and large-laplacian spatial-filters enhances eeg signal-to-noise ratios in intrinsic sensorimotor activity. *Journal of Neuroscience Methods*, 353, 109089. doi:10.1016/j.jneumeth.2021.109089. URL <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0165027021000248>.
- van Dun, B., Wouters, J., and Moonen, M. (2007). Improving auditory steady-state response detection using independent component analysis on multichannel eeg data. *IEEE transactions on biomedical engineering*, 54(7), 1220–1230.
- Zanutelli, T., Leite Miranda de Sá, A.M.F., Mendes, E.M.A.M., and Felix, L.B. (2019). Improving the power of objective response detection of evoked responses in noise by using average and product of magnitude-squared coherence of two different signals. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 57(10), 2203–2214.
- Zanutelli, T., Antunes, F., Mendes, E.M.A.M., and Felix, L.B. (2023). Dealing with correlations in the multichannel eeg using bipolar derivations and monte carlo simulations: application to the detection of auditory steady-state responses. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 61, 811–819. doi:10.1007/s11517-022-02764-0.
- Zanutelli, T., Ribeiro, M., Vaz, P.N., Felix, L.B., Mendes, E.M.A.M., de Sá, A.M.F.L.M., and Simpson, D.M. (2024). Multichannel detection of evoked responses using critical values corrected by a parametric bootstrap: Frequency-domain cholesky correction. *Biomedical Signal Processing and Control*, 94, 106275. doi:10.1016/j.bspc.2024.106275.
- Zanutelli, T., Soares, Q.B., Simpson, D.M., Leite Miranda de Sá, A.M.F., Marçal Mendes, E.M.A., and Felix, L.B. (2021). Choosing multichannel objective response detectors for multichannel auditory steady-state responses. *Biomedical Signal Processing and Control*, 68, 102599. doi:10.1016/j.bspc.2021.102599. URL <https://doi.org/10.1016/j.bspc.2021.102599>.
- Zhang, Y., Valsecchi, M., Gegenfurtner, K.R., and Chen, J. (2023). Laplacian reference is optimal for steady-state visual-evoked potentials. *Journal of Neurophysiology*, 130, 557–568. doi:10.1152/jn.00469.2022.