

DETECÇÃO AUTOMÁTICA DE RESPOSTA AUDITIVA EM REGIME PERMANENTE: PREDIÇÃO DE PARÂMETROS ÓTIMOS PARA TESTE SEQUENCIAL USANDO SIMULAÇÃO DE MONTE CARLO

João Victor Dias Galdino¹, Marllon Dayvid Fernandes Lima², Tiago Zanotelli³, Leonardo Bonato Felix⁴ e
Felipe Antunes⁵

1 João Victor Dias Galdino, Bolsista (CNPq, FAPEMIG e CAPES), Engenharia Elétrica, IFMG Campus Ipatinga, Ipatinga - MG; galdinojvictor@gmail.com

2 Marllon Dayvid Fernandes Lima, Engenharia Elétrica, IFMG Campus Ipatinga, Ipatinga - MG

3 Tiago Zanotelli, Engenharia Elétrica, IFES Campus São Mateus, São Mateus - ES

4 Leonardo Bonato Felix, Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Viçosa, Viçosa - MG

5 Orientador: Felipe Antunes, Campus Ipatinga, Ipatinga - MG; felipe.antunes@ifmg.edu.br

RESUMO

A detecção da resposta auditiva em regime permanente desempenha um papel fundamental nos testes de audiometria tonal automática, que têm como objetivo avaliar a capacidade auditiva dos indivíduos. Com o intuito de aprimorar esse processo, surge a estratégia dos testes sequenciais, que se mostra altamente promissora ao reduzir significativamente o tempo necessário para realizar o exame, ainda que esse procedimento implique em uma diminuição do poder de detecção dos resultados obtidos. Dentro dessa perspectiva, este estudo propõe um método que visa otimizar os parâmetros associados à estratégia de teste sequencial através da utilização de simulações de Monte Carlo. O principal objetivo é identificar os valores ideais desses parâmetros, buscando alcançar as maiores reduções possíveis no tempo médio de exame, ao mesmo tempo em que se minimizam as perdas no poder de detecção dos resultados. Nesse sentido, foram conduzidas extensas simulações de Monte Carlo, considerando uma variedade de critérios de otimização, como as áreas sob as curvas de probabilidade de detecção e tempo de exame, em função da relação sinal/ruído. Por meio dessas simulações, foi possível determinar as melhores configurações de parâmetros que proporcionam as maiores reduções no tempo médio de exame, ao mesmo tempo em que causam as menores perdas no poder de detecção. Para validar as configurações otimizadas obtidas por simulação, procedeu-se à comparação com dados reais coletados por meio de eletroencefalografia. Na maioria dos casos, observou-se uma correspondência entre as melhores configurações de parâmetros obtidas por meio das simulações e as melhores configurações encontradas nos dados reais. Houve apenas divergências em relação a tamanhos de janela pequenos. Diante disso, as simulações realizadas neste estudo demonstraram uma notável capacidade de prever as configurações de parâmetros mais adequadas para aplicação em um contexto real, proporcionando uma abordagem eficiente e confiável para a otimização dos testes de audiometria tonal automática.

INTRODUÇÃO:

A Resposta Auditiva em Regime Permanente (ASSR) é frequentemente utilizada na audiologia clínica para estimar, de forma objetiva e específica em relação à frequência, os limiares auditivos em indivíduos que são incapazes ou relutantes em cooperar durante os testes comportamentais convencionais, incluindo bebês, crianças pequenas e indivíduos com deficiência intelectual [1]. A ASSR é um potencial evocado no cérebro, provocado por uma estimulação auditiva periódica, e pode ser registrado juntamente com os sinais de um eletroencefalograma (EEG). Os tipos mais comuns de estímulos utilizados para evocar a ASSR são estímulos modulados, como Modulação em Amplitude (AM), Modulação em Frequência (FM) e Modulação Mista (MM) [1]. De acordo com [2], a ASSR evocada por esses estímulos é caracterizada por um aumento na energia na frequência de modulação (e seus harmônicos) no espectro de potência do EEG. A presença ou ausência de ASSR nos sinais de EEG pode ser inferida por técnicas de Detecção de Resposta Objetiva (ORD), permitindo, assim, um exame sem a interferência subjetiva dos pacientes e avaliadores. Alguns exemplos de ORD incluem: Teste F Espectral (SFT) [3], Medida de Componente Síncrona (CSM) [4], Magnitude Quadrática da Coerência (MSC) [5], Teste Hotteling T^2 [6] e teste de q-amostra [7].

Os ORDs são métodos estatísticos que analisam o sinal de EEG em janelas e estimam as componentes espectrais correspondentes às frequências moduladoras dos estímulos. O ORD é usado para avaliar a presença da resposta, rejeitando a Hipótese Nula (H_0) que indica ausência da ASSR [8]. A Hipótese Alternativa (H_1) é definida como a presença da ASSR. A ASSR é considerada presente quando o valor do ORD excede um valor crítico (ou o p-valor é menor que o nível de significância α). Caso contrário, a

ASSR é considerada ausente ou muito fraca para ser detectada. O valor crítico é derivado da distribuição ORD sob a Hipótese Nula (H_0) para um nível de significância α específico.

Uma maneira de realizar o ORD é aplicar o teste apenas uma vez no final da sessão de registro de EEG e usando todas as janelas de dados disponíveis, doravante denominada "teste único". No entanto, esse procedimento apresenta um paradoxo: a) se um número pequeno de janelas for usado, respostas pequenas podem não ser detectadas; b) se um número grande de janelas for escolhido, o exame pode durar mais tempo do que o necessário se houver respostas que poderiam ser detectadas com menos janelas.

Com o objetivo de reduzir o número de janelas de EEG sem perda significativa no poder de detecção, a Estratégia de Teste Sequencial (ETS) tem sido sugerida [9-14]. Nesse método, o ORD é aplicado assim que um número pré-definido de janelas está disponível. Esse processo é repetido até que uma resposta seja detectada ou até um número máximo pré-definido de janelas seja alcançado. Embora reduza o tempo de detecção, se o valor crítico do ORD não for ajustado para correção de testes múltiplos, há maior probabilidade de rejeitar falsamente a hipótese nula acima do nível de significância α especificado [9].

Uma alternativa para lidar com testes repetidos é aplicar a correção do nível de significância usando métodos como Dunn-Šidák, Bonferroni [15] ou o Teste Sequencial em Grupo Convolutivo [14]. No entanto, esses métodos assumem independência entre os testes. A ETS usada neste trabalho não é independente, pois cada amostra de janela inclui a anterior com adição de novas janelas [9]. Para evitar a correção conservadora, várias abordagens foram propostas: [9] usou simulações de Monte Carlo para encontrar um valor crítico que garanta uma Taxa Falso Positivo (TFP) esperada de α no final do exame. Da mesma forma, [12] propôs um método baseado em simulações de Monte Carlo para determinar um nível de significância que mantenha a TFP esperada de α no final do exame. Outra abordagem é o uso do Número Pré-determinado de Detecções Consecutivas (NDC), em que a presença de resposta é assumida apenas quando o teste ORD permanece significativo. Esse método foi proposto em [16] e avaliado para detecção de ASSR [10, 17]. Em [13], foi proposta uma forma de encontrar o NDC usando simulações de Monte Carlo para garantir que a TFP esperada seja menor que α no final da sessão de detecção. Além disso, a estratégia NDC pode ser combinada com as técnicas mencionadas anteriormente [9, 12] para garantir que a TFP esperada seja de α no final da sessão de detecção.

Embora a ETS reduza o tempo médio de exame, essa estratégia reduz o poder de detecção do ORD em comparação com o teste único. Nesse sentido, este trabalho tem como objetivo identificar os parâmetros associados às técnicas de ETS que podem otimizar o desempenho do ORD, reduzindo o tempo médio de exame com uma perda mínima no poder de detecção. Para encontrar os parâmetros ideais, foi proposto um método baseado em simulações de Monte Carlo. E, para verificar se esse método pode prever os melhores parâmetros a serem usados em uma aplicação real, os parâmetros ideais foram comparados com os melhores parâmetros em dados reais de EEG.

METODOLOGIA:

A estratégia de teste sequencial (ETS) usada neste trabalho pode ser caracterizada pelos seguintes parâmetros:

- $M_{mín}$ - Este parâmetro corresponde ao número de janelas no início do sinal usado para aplicar o primeiro teste.
- M_{step} - Este parâmetro indica o número de janelas que devem ser adicionadas ao sinal para aplicar o próximo teste.
- $M_{máx}$ - Este parâmetro corresponde ao número máximo de janelas que o sinal pode ter.
- NDC - Este parâmetro indica o número consecutivo de rejeições da hipótese nula que devem ser observadas para que o exame seja interrompido pela detecção de resposta.

Antes de iniciar o exame, é necessário definir o tempo máximo do exame. O parâmetro $M_{máx}$ é configurado de forma a dividir os sinais de EEG em janelas de tamanho igual dentro do tempo máximo do exame. Os parâmetros $M_{mín}$ e M_{step} serão definidos de forma que $M_{máx} = M_{mín} + k * M_{step}$, onde k deve ser um número inteiro positivo. O parâmetro NDC pode ser qualquer valor inteiro entre 1 e $1 + (M_{máx} - M_{mín})/M_{step}$.

A fim de evitar uma taxa de falso positivo inflacionada, foi utilizada a estratégia de encontrar um nível de significância a ser adotado em cada teste que garanta um nível de significância desejado ao final de todos os testes [12]. Essa estratégia foi escolhida ao invés da proposta em [9], devido ao seu desempenho superior em testes sequenciais usando MSC como ORD [12].

A Magnitude Quadrática da Coerência (MSC) foi a ferramenta ORD utilizada neste trabalho. Como o sinal de estímulo é determinístico, a MSC pode ser estimada usando apenas o sinal do EEG [19]. Portanto, a estimativa da MSC para o sinal EEG $y[n]$ na frequência de modulação f_m é dada por:

$$k_y^2(f_m) = \frac{\left| \sum_{i=1}^M Y_i(f_m) \right|^2}{M \sum_{i=1}^M |Y_i(f_m)|^2}, \quad (1)$$

Onde $Y_i(f_m)$ é a estimativa do componente espectral na frequência f_m da i -ésima janela do sinal EEG $y[n]$, que é dividido em M janelas não sobrepostas.

Sob a hipótese nula (H_0) de ausência de resposta, assume-se que $y[n]$ é um ruído gaussiano branco. Assim, a MSC sob a hipótese nula segue uma distribuição beta com parâmetros de forma 1 e $M-1$ [20].

$$k_y^2(f_m)|_{H_0} \sim \text{beta}(1, M - 1), \quad (2)$$

Portanto, para um nível de significância α , o valor crítico é dado por [21].

$$k_{ycrit}^2 = 1 - \alpha^{\frac{1}{M-1}}, \quad (3)$$

Sob a hipótese alternativa (H_1) de presença de uma resposta periódica na frequência f_m e assumindo que o EEG de fundo é um ruído gaussiano branco, a MSC segue uma distribuição beta não central com parâmetros de forma 1, $M-1$ e parâmetro de não centralidade $\lambda = M \cdot L \cdot \text{SNR}$ [20].

$$k_y^2(f_m)|_{H_1} \sim \text{nbeta}(1, M - 1, \lambda), \quad (4)$$

Onde L é o número de amostras de cada janela e SNR é a Relação Sinal-Ruído. Assim, é possível mostrar que a Probabilidade de Detecção (PD) é uma função de M , L e SNR [20].

$$PD(M, L, \text{SNR}) = 1 - \sum_{j=0}^{\infty} e^{-\frac{M \cdot L \cdot \text{SNR}}{2}} \frac{\left(\frac{M \cdot L \cdot \text{SNR}}{2}\right)^j}{j!} I_{k_{ycrit}^2}(1 + j, M - 1), \quad (5)$$

Onde $I_x(a, b)$ é a função beta incompleta regularizada.

Os dados de EEG utilizados neste trabalho foram cedidos pelo Centro Interdisciplinar de Análise de Sinais (NIAS) da Universidade Federal de Viçosa (UFV). Este estudo foi realizado em cinco homens adultos (faixa etária: 21-29 anos) com audição normal.

Derivações bipolares são obtidas a partir da diferença de potencial entre duas posições no couro cabeludo. Foram calculadas 231 derivações bipolares em cada sessão, utilizando as 22 posições dos eletrodos. Com 5 voluntários participando de 5 sessões, há um total de 5775 sinais disponíveis para detectar a ASSR. Todas as derivações bipolares foram utilizadas para validar os parâmetros ideais da ETS, uma vez que cada derivação bipolar possui diferentes amplitudes de ASSR e, portanto, abrange uma ampla faixa de SNR [22].

Os parâmetros (M_{\min} , M_{step} , M_{\max} e NDC) da ETS foram otimizados usando dados simulados de EEG. As áreas sob as curvas de probabilidade de detecção (PD) e tempo de exame (TE) foram calculadas como critérios de otimização. Os parâmetros que apresentaram as maiores áreas PD e menores áreas TE, simultaneamente, foram selecionados como pertencentes à Curva Pareto.

Os conjuntos ótimos de parâmetros encontrados foram validados usando dados reais de EEG. Foram calculados a taxa de detecção (TD), o tempo médio do exame (TME) e a taxa de falsos positivos (TFP) para serem utilizados como critérios de validação a fim de avaliar o desempenho da ETS sobre os dados reais.

O tempo máximo do exame foi ajustado para 50176 amostras de EEG. Isso permite que a STS seja utilizada com diferentes configurações de parâmetros (M_{\min} , M_{step} , M_{\max} , NCD). Para encontrar as melhores configurações de parâmetros que otimizem o desempenho do MSC em termos de tempo médio de exame e poder de detecção, foram empregados dados simulados de EEG. Os dados simulados foram gerados por meio de simulações de Monte Carlo, nas quais o EEG de fundo é considerado como ruído gaussiano branco e o ASSR é tratado como uma resposta senoidal na frequência de modulação [23].

RESULTADOS E DISCUSSÕES:

Foram examinadas todas configurações de M_{\min} e M_{step} para NDC igual a 1, M_{\max} igual a 49 e 224. Áreas PD e TE normalizadas calculadas de dados simulados, e TD e TME normalizados de dados reais de EEG. Figura 1 mostra desempenho dessas configurações nos dados simulados (a e b) e reais (c e d). As melhores estão na curva de Pareto, em pontos vermelhos (tempo curto) e verdes (maior detecção). Pontos azuis têm desempenho similar à curva Pareto. Configurações à esquerda das curvas Pareto (pontos cinzas) devem ser evitadas. Configurações em parábola mostram quantidade de testes feitos via ETS.

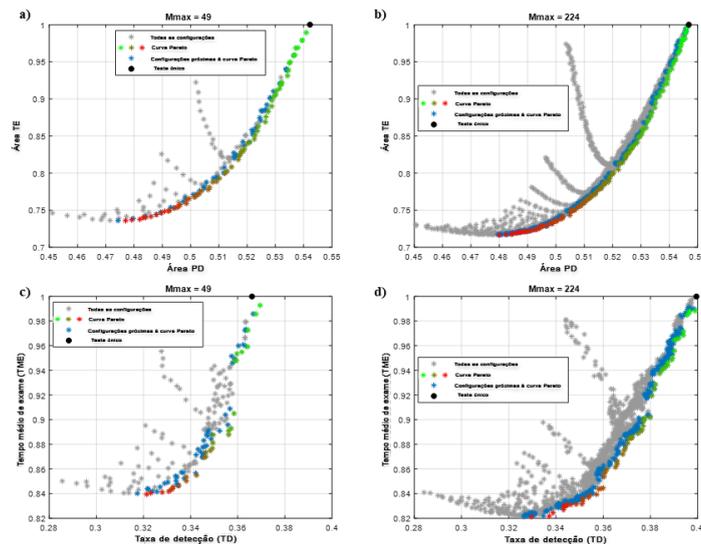


Figura 1 - a) e b) mostram a relação entre as áreas normalizadas TE e PD para valores fixos de M_{\max} (49 e 224, respectivamente) e NDC igual a 1 em dados simulados. c) e d) mostram a relação entre TME e TD para valores fixos de M_{\max} (49 e 224, respectivamente) e NDC igual a 1 em dados reais de EEG. Pontos próximos à curva de Pareto foram destacados com cores diferentes.

A Figura 2 mostra todas as configurações possíveis de M_{\min} e M_{step} para NDC igual a 1 e M_{\max} igual a 49 e 224. As melhores configurações estão nas mesmas regiões para dados simulados e reais de EEG, sugerindo que é possível prever as melhores configurações a partir dos dados simulados. Para NDC igual a 1, M_{\min} deve ser superior a 15% de M_{\max} e M_{step} deve ser inferior a 50% de M_{\max} . Essas relações também se aplicam a outros valores de M_{\max} . Para priorizar o tempo de exame, recomenda-se M_{\min} menor, mas para priorizar a detecção, recomenda-se M_{\min} maior.

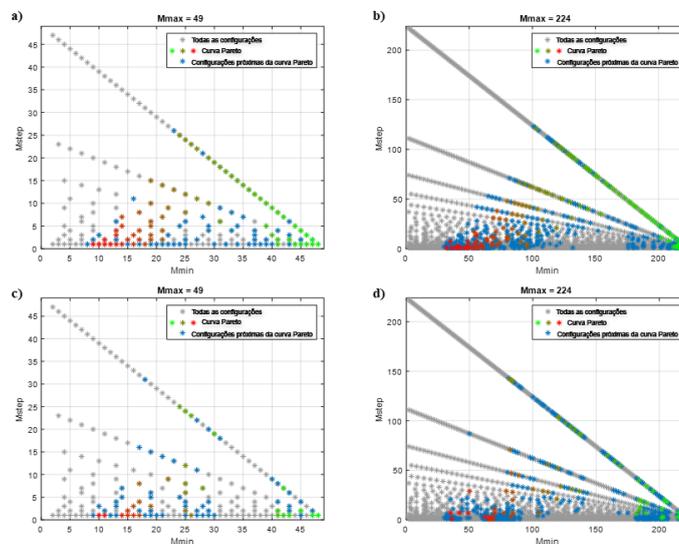


Figura 2 - Mostra todas as configurações possíveis de M_{\min} e M_{step} , destacando aquelas que apresentaram melhor desempenho conforme mostrado na Figura 1. As cores dos pontos das configurações estão de acordo com as cores usadas na Figura 1.

Foram analisadas todas as configurações possíveis de M_{\min} e M_{step} para M_{\max} igual a 49 e 224, variando NDC de 1 a 10. A Figura 3 mostra as curvas Pareto com dados simulados e reais de EEG. Curvas Pareto para dados simulados indicam que NDC igual a 1 prioriza o poder de detecção, enquanto $NDC > 1$ prioriza o tempo do exame. Curvas Pareto para dados reais mostram que $NDC > 1$ favorece o tempo devido à baixa taxa de detecção. Os dados reais de EEG não representam adequadamente os sinais de uma audiometria automática, então aumentar a taxa de detecção dos dados reais faria com que as curvas se comportassem de forma semelhante às simuladas.

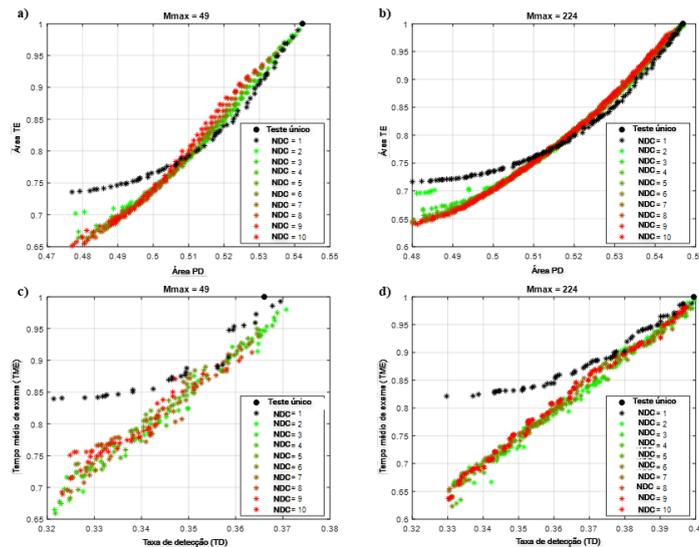


Figura 3 - Curvas Pareto de M_{\min} e M_{step} para diferentes valores de NDC (1 a 10). a) Curvas Pareto de dados simulados (M_{\max} : 49). b) Curvas Pareto de dados simulados (M_{\max} : 224). c) Curvas Pareto de dados reais de EEG (M_{\max} : 49). d) Curvas Pareto de dados reais de EEG (M_{\max} : 224).

Assumindo que dados simulados refletem EEG reais em audiometria automática, NDC igual a 1 favorece poder de detecção, $NDC > 1$ reduz tempo. Não há diferença significativa nas Curvas Pareto para $NDC > 1$. Figura 4 mostra Curvas Pareto para NDC igual 1 (a) e 3 (c), e configurações correspondentes de M_{\min} e M_{step} para NDC 3 (b, d). Com NDC igual 3, configurações em verde têm tempos menores que NDC igual a 1. $M_{\min} < 50\% M_{\max}$, melhores M_{step} dependem de M_{\min} , Figura 4 (b, d). Relações aplicam-se a outros M_{\max} .

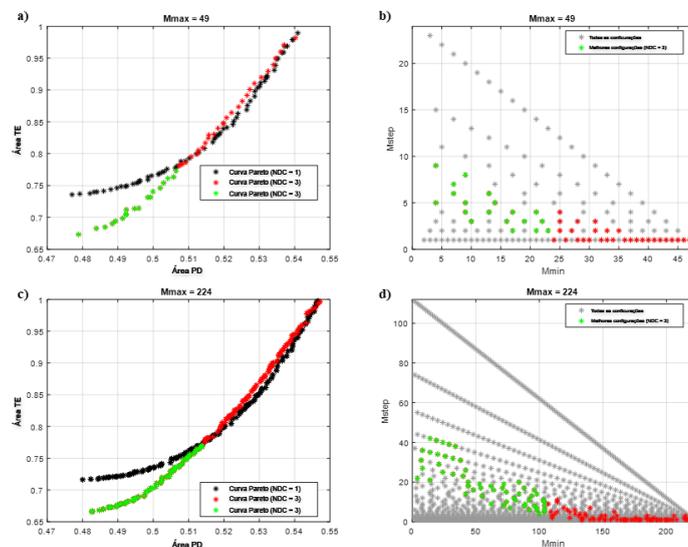


Figura 4 - a) e c) Curvas Pareto de M_{\min} e M_{step} em dados simulados para NDC igual a 1 e 3, com um valor fixo de M_{\max} em 49 e 224, respectivamente. b) e c) representam todas as configurações possíveis de M_{\min} e M_{step} para M_{\max} igual a 49 e 224, respectivamente. Os pontos verdes correspondem às

configurações de curva de Pareto com NDC igual a 3 que são melhores do que as configurações com NDC igual a 1, e os pontos vermelhos são configurações piores.

Foram analisadas todas as configurações possíveis de M_{\min} e M_{step} para NDC igual a 1, variando M_{\max} de 32 a 256 e tamanhos de janela de 1568 a 196 amostras. O desempenho da ETS com MSC melhora com M_{\max} maior em dados simulados, mas em dados reais o ganho de desempenho é observado até M_{\max} igual a 196, depois disso diminui. Isso concorda com resultados anteriores [18], indicando que valores maiores de M_{\max} devem ser evitados. Essas relações também são válidas para outros valores de NDC.

Para outras combinações de parâmetros ou outros ORD, serão necessárias novas simulações. Foi adotada uma estratégia para encontrar um nível de significância que mantivesse uma taxa de falso positivo esperada de 5% ao final da detecção [12]. Para evitar problemas de amostragem coerente, foi aplicado o método dos mínimos quadrados com compensação de fase em substituição à transformada discreta de Fourier [18].

As melhores combinações de (M_{\min} , M_{step} , M_{\max} , NDC) reduziram o tempo médio do exame, minimizando perdas na detecção. Configurações ideais obtidas por simulações de Monte Carlo coincidiram em geral com as mais eficazes nos dados reais de EEG. Apenas com valores altos de M_{\max} (tamanhos de época pequenos <224 amostras) houve diferenças. A simulação de Monte Carlo, considerando EEG de fundo como ruído gaussiano e o ASSR como sinal senoidal, representou bem os dados reais, exceto tamanhos de época pequenos. Achado também em [18].

CONCLUSÕES:

A ETS e a MSC são métodos utilizados na detecção da ASSR capazes de reduzir o tempo médio do exame de audiometria automática. Embora a ETS reduza o tempo médio, o poder de detecção piora em relação ao teste único. Neste trabalho, foram realizadas simulações de Monte Carlo para otimizar os parâmetros da ETS. As melhores configurações de parâmetros obtidas nas simulações coincidiram com os dados reais de EEG, exceto para tamanhos de janela pequenos. Portanto, as simulações de Monte Carlo foram capazes de prever as melhores configurações de parâmetros da ETS para uso em aplicações reais de EEG.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS:

1. KORCZAK, Peggy et al. Auditory steady-state responses. *Journal of the American Academy of Audiology*, v. 23, n. 03, p. 146-170, 2012.
2. DOLPHIN, W. F.; MOUNTAIN, D. C. The envelope following response: scalp potentials elicited in the Mongolian gerbil using sinusoidally AM acoustic signals. *Hearing research*, v. 58, n. 1, p. 70-78, 1992.
3. FISHER, Ronald Aylmer. Tests of significance in harmonic analysis. *Proceedings of the Royal Society of London. Series A, Containing Papers of a Mathematical and Physical Character*, v. 125, n. 796, p. 54-59, 1929.
4. FRIDMAN, Jacob et al. Application of phase spectral analysis for brain stem auditory evoked potential detection in normal subjects and patients with posterior fossa tumors. *Audiology*, v. 23, n. 1, p. 99-113, 1984.
5. DOBIE, Robert A.; WILSON, Michael J. Analysis of auditory evoked potentials by magnitude-squared coherence. *Ear and hearing*, v. 10, n. 1, p. 2-13, 1989.
6. VALDES, Jorge Luis et al. Comparison of statistical indicators for the automatic detection of 80 Hz auditory steady state responses. *Ear and hearing*, v. 18, n. 5, p. 420-429, 1997.
7. CEBULLA, Mario; STÜRZEBECKER, Ekkehard; ELBERLING, Claus. Objective detection of auditory steady-state responses: comparison of one-sample and q-sample tests. *Journal of the American Academy of Audiology*, v. 17, n. 02, p. 093-103, 2006.
8. KAY, Steven M. *Fundamentals of statistical signal processing. detection theory, volume ii*. Prentice Hall PTR, v. 1545, 1998.

9. STÜRZEBECKER, Ekkehard; CEBULLA, Mario; ELBERLING, Claus. Automated auditory response detection: Statistical problems with repeated testing Evaluación repetida en la detección de respuestas auditivas. *International Journal of Audiology*, v. 44, n. 2, p. 110-117, 2005.
10. D'HAENENS, Wendy et al. Determination and evaluation of clinically efficient stopping criteria for the multiple auditory steady-state response technique. *Clinical Neurophysiology*, v. 121, n. 8, p. 1267-1278, 2010.
11. FORTUNY, Alejandro Torres et al. Stopping criteria for averaging the multiple auditory steady-state response. *Acta Otorrinolaringologica (English Edition)*, v. 62, n. 3, p. 173-180, 2011.
12. ANTUNES, Felipe; ZANOTELLI, Tiago; BONATO FELIX, Leonardo. Automated detection of auditory response: applying sequential detection strategies with constant significance level to magnitude-squared coherence. *International Journal of Audiology*, v. 58, n. 9, p. 598-603, 2019.
13. ZANOTELLI, Tiago et al. Faster automatic ASSR detection using sequential tests. *International Journal of Audiology*, v. 59, n. 8, p. 631-639, 2020.
14. CHESNAYE, Michael Alexander et al. The Convolutional Group Sequential Test: reducing test time for evoked potentials. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 67, n. 3, p. 697-705, 2019.
15. HOCHBERG, Yosef; TAMHANE, Ajit C. Multiple comparison procedures. John Wiley & Sons, Inc., 1987.
16. LUTS, Heleen et al. The influence of the detection paradigm in recording auditory steady-state responses. *Ear and hearing*, v. 29, n. 4, p. 638-650, 2008.
17. WILDING, Timothy et al. Auditory steady state responses in normal-hearing and hearing-impaired adults: an analysis of between-session amplitude and latency repeatability, test time, and F ratio detection paradigms. *Ear and hearing*, v. 33, n. 2, p. 267, 2012.
18. DE SOUZA, José Henrique Ferreira et al. Estimation of spectral components of auditory steady-state response using least squares and phase compensation for objective response detectors. *Biomedical Signal Processing and Control*, v. 81, p. 104413, 2023.
19. MIRANDA DE SÁ, A. M. F. L.; INFANTOSI, A. F. C.; SIMPSON, D. M. Coherence between one random and one periodic signal for measuring the strength of responses in the electro-encephalogram during sensory stimulation. *Medical and Biological Engineering and Computing*, v. 40, n. 1, p. 99-104, 2002.
20. DE SA, Antonio Mauricio FL Miranda. A note on the sampling distribution of coherence estimate for the detection of periodic signals. *IEEE Signal Processing Letters*, v. 11, n. 3, p. 323-325, 2004.
21. MIRANDA DE SÁ, Antonio Mauricio FL; INFANTOSI, Antonio Fernando C. Evaluating the relationship of non-phase locked activities in the electroencephalogram during intermittent stimulation: a partial coherence-based approach. *Medical & biological engineering & computing*, v. 45, n. 7, p. 635-642, 2007.
22. ANTUNES, Felipe et al. Multichannel search strategy for improving the detection of auditory steady-state response. *Medical & Biological Engineering & Computing*, v. 59, p. 391-399, 2021.
23. LUKE, Robert; WOUTERS, Jan. Kalman filter based estimation of auditory steady state response parameters. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, v. 25, n. 3, p. 196-204, 2016.