

ESTIMATIVA DAS COMPONENTES ESPECTRAIS DA RESPOSTA AUDITIVA EM REGIME PERMANENTE USANDO MÍNIMOS QUADRADOS E COMPENSAÇÃO DE FASE PARA DETECTORES OBJETIVOS DE RESPOSTA

José Henrique Ferreira de Souza ¹; Felipe Antunes ²

1 Bolsista, Engenharia Elétrica, IFMG, Ipatinga – MG, josehenriqueferreiradesousa@gmail.com

2 Orientador: Pesquisador do IFMG, Campus Avançado Ipatinga; felipe.antunes@ifmg.edu.br

RESUMO

A identificação precoce de deficiências auditivas aumenta a efetividade dos tratamentos. Testes tradicionais, como audiometria tonal, dependem da cooperação do indivíduo, o que os torna difíceis de realizar em pacientes que são incapazes de cooperar, como bebês, crianças e pessoas com certas deficiências físicas ou mentais. Respostas Auditórias em Regime Permanente (*Auditory Steady-State Responses* - ASSR) são potenciais evocados úteis para estimar limiares auditivos. São manifestadas no eletroencefalograma (EEG) e sua presença é verificada por métodos estatísticos, normalmente no domínio da frequência, com técnicas chamadas Detectores Objetivos de Respostas (*Objective Response Detectors* - ORD), dispensando assim a necessidade de cooperação do paciente. O método padrão para implementar ORD envolve dividir o sinal do EEG em janelas e estimar as componentes espectrais de cada janela nas frequências de estimulação usando a Transformada Discreta de Fourier (*Discrete Fourier Transform* - DFT). Uma das desvantagens de estimar componentes espectrais por DFT é que é necessário respeitar o critério de amostragem coerente, que reduz consideravelmente as possíveis escolhas de tamanho da janela e frequências de estimulação ao aplicar técnicas ORD. Este trabalho propõe o método dos mínimos quadrados com compensação de fase como uma técnica alternativa à DFT, eliminando as restrições impostas pelo critério de amostragem coerente com respeito à frequência de análise e o tamanho da janela. Os oito voluntários adultos com audição saudável foram estimulados por tons Modulados em Amplitude (AM). Em cada sessão, a estimulação dicótica foi realizada com a mesma frequência portadora e intensidade para ambas orelhas, o estímulo apresentado na orelha esquerda foi modulado na frequência de 35,2441 Hz e o estímulo apresentado na orelha direita foi modulada na frequência de 37,0063 Hz. As frequências moduladoras foram escolhidas de modo a respeitar o critério de amostragem coerente para um tamanho de janela de 1024 amostras e uma frequência de amostragem de 601,5 Hz. Neste trabalho, a técnica ORD usada foi a Magnitude Quadrática de Coerência (*Magnitude-Squared Coherence* - MSC). Variando a frequência de análise, os resultados mostraram que as maiores taxas de detecção ocorreram ligeiramente acima das frequências de estimulação, o que indica um pequeno erro de calibração nos dados. A segunda análise foi verificar como a performance da MSC se comporta ao variar o tamanho da janela. Essa análise permitiu verificar que, nos dados reais, a performance da MSC piora ao usar tamanhos de janela muito pequenos ou muito grandes. Portanto, o método proposto neste trabalho permitiu realizar análises com uma técnica ORD variando o tamanho de janela e as frequências analisadas, o que não era possível usando a DFT.

Palavras-Chaves: Respostas Auditivas em Regime Permanente, Mínimos Quadrados, Detectores Objetivos de Resposta.

INTRODUÇÃO:

De acordo com a Organização Mundial da Saúde, cerca de 5% da população do mundo sofre algum tipo de perda auditiva debilitante. A identificação precoce de deficiências auditivas aumenta a efetividade dos tratamentos (por exemplo, próteses ou implantes) (DEAFNESS, 2021). Testes tradicionais, como audiometria tonal, dependem da cooperação do indivíduo, o que os torna difíceis de realizar em pacientes que são incapazes de cooperar, como bebês, crianças e pessoas com certas deficiências físicas ou mentais. Consequentemente, foram desenvolvidas técnicas audiométricas objetivas, que não dependem da resposta comportamental do paciente. Uma dessas técnicas substitui a resposta comportamental do paciente pela detecção de Respostas Auditivas em Regime Permanente (*Auditory Steady-State Response - ASSR*) nos sinais do eletroencefalograma (EEG). ASSR é um potencial evocado elicitado no cérebro pela aplicação de estímulos sonoros repetidos em uma alta taxa. Os tipos mais comuns de estímulos usados para evocar ASSR são os estímulos modulados, como os modulados por amplitude (*Amplitude Modulated - AM*), os modulados por frequência (*Frequency Modulated - FM*) e os de modulação mista (*Mixed Modulated - MM*) (KORCZAK, 2012). De acordo com Dolphin e Mountain (1992), a ASSR evocada por esses estímulos é caracterizada por um aumento na energia na frequência moduladora (e suas harmônicas) no espectro de potência do EEG.

Detectores Objetivos de Resposta (*Objective Response Detectors - ORD*) são ferramentas estatísticas usadas para detectar a presença ou ausência de ASSR. ORDs são normalmente implementados dividindo o sinal do EEG em janelas e usando as estimativas das componentes espectrais de cada janela nas frequências correspondentes às frequências moduladoras dos estímulos. Existem várias técnicas ORD univariadas, como a Magnitude Quadrática de Coerência (*Magnitude-Squared Coherence - MSC*), que usa tanto a amplitude como a fase do espectro (DOBIE e WILSON, 1993); a Medida de Componente Síncrona (*Component Synchrony Measure - CSM*), que usa apenas a fase e tem uma forte relação com o Teste de Raleigh ou Teste de Coerência de Fase (CEBULLA, STÜRZEBECKER e ELBERLING, 2006); e o Teste Local F (*Local F Test - LFT*), que usa apenas a amplitude (FISHER, 1929).

Normalmente, a Transformada Discreta de Fourier (*Discrete Fourier Transform - DFT*) é usada para estimar os componentes espectrais de cada janela. Uma das desvantagens de estimar componentes espectrais por DFT é a necessidade de respeitar o critério de amostragem coerente (XI e CHICHARO, 1996), que impõe restrições à aquisição/análise de sinais para evitar espalhamento espectral. De acordo com esse critério, cada janela deve conter um número inteiro de ciclos das frequências moduladoras, então não é possível aplicar ORDs em qualquer frequência ou qualquer tamanho de janela, apenas aqueles que respeitam o critério de amostragem coerente.

Assim, este trabalho propõe o método dos mínimos quadrados com compensação de fase como uma técnica alternativa à DFT para obter as informações de amplitude e fase da ASSR do EEG. O método proposto permite desconsiderar o critério da amostragem coerente e dessa forma ORDs podem ser aplicados para qualquer tamanho de janela e em qualquer frequência. Neste trabalho, a Magnitude Quadrática da Coerência (MSC) foi a ORD escolhida devido ao seu excelente poder de detecção (DOBIE e WILSON, 1989; INFANTOSI e NAIK, 2012).

Sendo o sinal de estimulação ajustado para ser sincronizado em cada janela, a MSC pode ser estimada usando apenas o sinal do EEG (MIRANDA DE SÁ, INFANTOSI e SIMPSON, 2002). Assim, a estimativa da MSC para o sinal do EEG $y[n]$ em uma frequência moduladora (f_m) é dada por

$$\hat{k}_y^2(f_m) = \frac{|\sum_{i=1}^M Y_i(f_m)|^2}{M \sum_{i=1}^M |Y_i(f_m)|^2}, \quad (1)$$

onde $Y_i(f_m)$ é a estimativa da componente espectral na frequência f_m da i -ésima janela do sinal do EEG $y[n]$, que é dividido em M janelas não-superpostas. $Y_i(f_m)$ é um número complexo normalmente estimado pela DFT e pode ser escrito na forma polar como $A_i e^{j\theta_i}$, onde A_i e θ_i são estimativas da amplitude e fase, respectivamente. Sob a hipótese nula ($k_y^2(f_m) = 0$) de ausência de resposta, assume-se que $y[n]$ é um ruído branco gaussiano. Portanto, a MSC sob a hipótese nula (H_0) segue uma distribuição beta com parâmetros de forma 1 e $M - 1$ (MIRANDA DE SÁ, 2002)

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

Logo, para um nível de significância α , o valor crítico é dado por (MIRANDA DE SÁ e INFANTOSI, 2007)

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

sendo a ASSR detectada quando $\hat{k}_y^2(f_m) > k_{ycrit}^2$.

Sob a hipótese alternativa ($k_y^2(f_m) > 0$) da presença de uma resposta periódica na frequência f_m e considerando que o EEG de fundo é um ruído branco gaussiano, a MSC segue uma distribuição beta não-central com parâmetros de forma 1, $M - 1$ e parâmetro de não-centralidade $\lambda = M \cdot L \cdot SNR$ (MIRANDA DE SÁ, 2002)

$$\hat{k}_y^2(f_m)|_{H_1} \sim \text{ncbeta}(1, M - 1, \lambda), \quad (4)$$

onde L é o número de amostras de cada janela e SNR é a relação sinal-ruído. Portanto, é possível demonstrar que a probabilidade de detecção (PD) é uma função de M , L e SNR (MIRANDA DE SÁ, 2002)

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

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

Como já mencionado, uma desvantagem de estimar componentes espectrais $Y_i(f_m)$ por DFT é a necessidade de respeitar o critério de amostragem coerente (XI e CHICHARO, 1996): o sinal periódico que será detectado precisa conter um número inteiro de ciclos em cada janela. Para superar essas restrições, o método dos mínimos quadrados pode ser usado como alternativa à DFT (KAY, 1993). Modelando o sinal EEG como uma resposta senoidal (ASSR) mais um ruído branco gaussiano ($\varepsilon_i[n]$), o modelo do sinal para a i -ésima janela seria

$$y_i[n] = A_i \cos(2\pi f_m n T_s + \theta_i) + \varepsilon_i[n], \quad (6)$$

Para a i -ésima janela com L amostras, os resultados do modelo em L equações que podem ser escritas na seguinte forma matricial

$$\begin{bmatrix} y_i[0] \\ y_i[1] \\ y_i[2] \\ \vdots \\ y_i[L-1] \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos(2\pi f_m 0 T_s) & -\sin(2\pi f_m 0 T_s) \\ \cos(2\pi f_m 1 T_s) & -\sin(2\pi f_m 1 T_s) \\ \cos(2\pi f_m 2 T_s) & -\sin(2\pi f_m 2 T_s) \\ \vdots & \vdots \\ \cos(2\pi f_m (L-1) T_s) & -\sin(2\pi f_m (L-1) T_s) \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} A_i \cos(\theta_i) \\ A_i \sin(\theta_i) \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \varepsilon_i[0] \\ \varepsilon_i[1] \\ \varepsilon_i[2] \\ \vdots \\ \varepsilon_i[L-1] \end{bmatrix}, \quad (7)$$

que pode ser simplificada como

$$\mathbf{y}_i = \mathbf{H} \begin{bmatrix} R_i \\ I_i \end{bmatrix} + \boldsymbol{\varepsilon}_i, \quad (8)$$

onde $R_i = A_i \cos(\theta_i)$ e $I_i = A_i \sin(\theta_i)$. Já que $L > 2$, esse sistema é sobredeterminado e não há solução exata para R_i e I_i . Esse é um problema bem conhecido e pode ser resolvido usando a técnica dos mínimos quadrados, que minimiza a soma dos quadrados dos resíduos. A solução desse problema é dada por (KENT, BIBBY e MARDIA, 1979)

$$\begin{bmatrix} \hat{R}_i \\ \hat{I}_i \end{bmatrix} = (\mathbf{H}^T \mathbf{H})^{-1} \mathbf{H}^T \mathbf{y}_i. \quad (9)$$

Possuindo as estimativas de \hat{R}_i e \hat{I}_i , é possível estimar \hat{A}_i e $\hat{\theta}_i$ através das seguintes equações

$$\hat{A}_i = \sqrt{\hat{R}_i^2 + \hat{I}_i^2}, \quad (10)$$

$$\hat{\theta}_i = \tan^{-1} \left(\frac{\hat{I}_i}{\hat{R}_i} \right). \quad (11)$$

Quando o critério da amostragem coerente é respeitado, a técnica dos mínimos quadrados provê as mesmas componentes espectrais que a DFT. E, se esse critério não é respeitado, essa técnica pode ser alternativa à DFT, mas, nesse caso, apresenta o problema de que o sinal periódico não está sincronizado a cada janela, o que pode atenuar a PD da MSC.

Para lidar com esse problema, é proposta a compensação de fase. Esse método compensa a falta de sincronismo entre as janelas e faz com que as fases estimadas de cada janela tenham o mesmo valor esperado. Para isso, basta subtrair da estimativa da fase o fator $2\pi f_m (i - 1) L T_s$. Portanto, usando a técnica dos mínimos quadrados com a compensação de fase, a estimativa da MSC será dada por

$$\hat{k}_y^2(f_m) = \frac{\left| \sum_{i=1}^M \hat{A}_i e^{j(\hat{\theta}_i - 2\pi f_m(i-1)LT_s)} \right|^2}{M \sum_{i=1}^M \left| \hat{A}_i e^{j(\hat{\theta}_i - 2\pi f_m(i-1)LT_s)} \right|^2} \quad (12)$$

onde \hat{A}_i e $\hat{\theta}_i$ são obtidas pelas equações 10 e 11. Dessa forma, é possível aplicar a MSC a qualquer tamanho de janela e em qualquer frequência.

METODOLOGIA:

Os experimentos foram conduzidos em uma cabine isolada acusticamente, localizada no Núcleo Interdisciplinar para Análise de Sinais (NIAS) na Universidade Federal de Viçosa (UFV). Esse estudo foi conduzido em adultos com audição saudável (com 20 a 40 anos de idade). Cada voluntário participou em sessões que consistiam no registro do EEG durante estimulação sonora, de acordo com o protocolo aprovado pelo Comitê de Ética Local (CEP/UFV No. 2.105.334). Os indivíduos foram instruídos a se sentarem confortavelmente, manter seus olhos fechados e não dormir durante o exame.

Os voluntários foram estimulados por tons AM com 100% de profundidade de modulação. Em cada sessão, a estimulação dicótica foi realizada com a mesma frequência portadora e intensidade para ambas orelhas, o estímulo apresentado na orelha esquerda foi modulado na frequência de 35,2441 Hz e o estímulo apresentado na orelha direita foi modulada na frequência de 37,0063 Hz. As frequências moduladoras foram escolhidas de modo a respeitar o critério de amostragem coerente para um tamanho de janela de 1024 amostras e uma frequência de amostragem de 601,5 Hz.

Os estímulos foram gerados pelo software Matlab e o sistema foi calibrado usando uma orelha artificial (BRÜEL & KJÄER – 4152 model) e um decibelímetro (BRÜEL & KJÄER – 2260 model). Os estímulos foram apresentados através de um cabo blindado conectado a um fone de inserção (Aearo Technologies – E-A-RTone 5A model).

Foram apresentadas quatro frequências portadoras (500 Hz, 1 kHz, 2 kHz e 4 kHz) e, para cada frequência portadora, três intensidades (30 dB SPL, 50 dB SPL and 70 dB SPL), assim cada voluntário participou de 12 sessões de estimulação.

O eletroencefalógrafo BrainNet BNT 36 (Lynx Tecnologia, Brasil) foi usado para o registro do EEG. Os parâmetros configurados foram: filtro passa-baixa 70 Hz, filtro passa-alta 0.1 Hz e frequência de amostragem de 601.5 Hz. Os eletrodos de prata/cloreto de prata (Ag/AgCl), com 10 mm de diâmetro, foram conectados ao amplificador de sinais e posicionados no escalpo com a assistência de um gel eletrolítico. As posições dos eletrodos foram definidas de acordo com o sistema internacional 10-20, com referência ao eletrodo Cz, terra em Fpz e canais ativos em F7, T3, T5, Fp1, F3, C3, P3, O1, F8, T4, T6, Fp2, F4, C4, P4, O2, Fz, Oz, Pz, A1 e A2. Cada sessão durou cerca de 4 minutos and 32 segundos, gerando sinais com 160 janelas de 1024 amostras (total de 163840 amostras).

As derivações bipolares são formadas pela diferença de potencial entre duas posições no escalpo. O EEG foi registrado com referência à posição Cz, mas, matematicamente, todas as derivações bipolares usando os 22 eletrodos podem ser calculadas, o que resulta em 231 derivações bipolares por sessão. Como havia 8 voluntários e cada voluntário participou de 12 sessões, há 22176 sinais disponíveis para detectar ASSR em cada frequência moduladora. Todas as derivações bipolares foram usadas para aumentar a faixa de SNR testada com o método proposto nesse artigo, já que cada derivação bipolar apresenta uma amplitude de ASSR diferente. Essa abordagem também foi usada por Antunes et al. (2021).

A maior parte da energia da ASSR aparece no EEG como um sinal periódico com fase sincronizada à frequência moduladora do estímulo. Se ORDs forem aplicadas em outras frequências além das moduladoras, não são esperadas detecções a não ser que haja erros de calibração nos estímulos. Na verdade, algum erro na calibração é esperado e o novo método aqui apresentado pode ajudar a investigar o quanto de poder de detecção é perdido devido ao desvio de frequência em torno das frequências moduladoras. Para isso, a taxa de detecção da MSC foi avaliada em frequências muito próximas às frequências moduladoras.

A aquisição de dados foi feita considerando que janelas de 1024 pontos seriam usadas para aplicar a ORD. Ainda assim, o novo método permite que qualquer tamanho de janela seja usado. Dessa forma, a performance da MSC foi avaliada para diferentes tamanhos de janela. Para cada tamanho de janela, a taxa de detecção e o falso positivo foram calculados considerando um nível de significância de 0,05.

A taxa de detecção foi calculada pela porcentagem dos 22176 sinais onde a MSC detectou a presença de ASSR. Diferenças estatísticas entre taxas de detecção foram analisadas usando o teste McNemar assintótico com um nível de significância de 0,05 (FAGERLAND, LYDERSEN e LAAKE, 2013).

O falso positivo foi calculado pela taxa de detecção em 22 frequências correspondentes aos 22 bins vizinhos às frequências moduladoras para um tamanho de janela de 1024 amostras (frequências na faixa entre 29,37 Hz e 42,88 Hz). Para determinar se o falso positivo estimado está dentro de valores aceitáveis, o limite de confiança de 95% foi obtido considerando uma distribuição binomial (BROWN, CAI e DASGUPTA, 2001).

RESULTADOS E DISCUSSÕES:

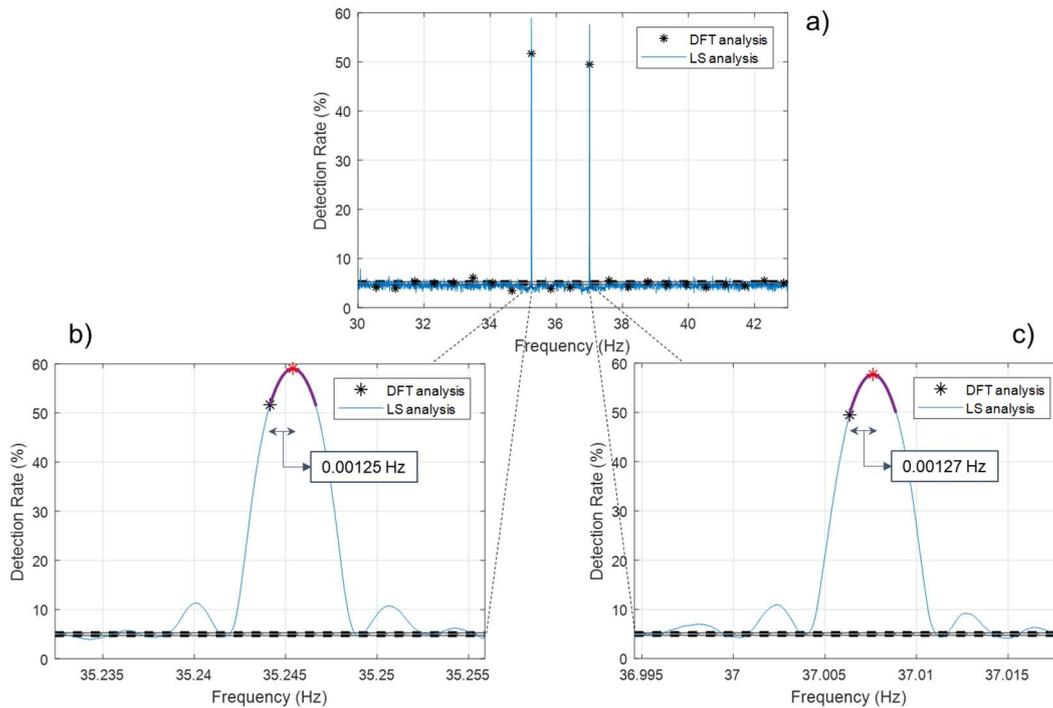
A técnica dos mínimos quadrados com compensação de fase permite a aplicação do detector MSC para qualquer tamanho de janela e qualquer frequência, o que não era possível usando a DFT. Assim, será discutido a seguir a influência da variação de cada uma dessas variáveis na MSC.

Para um tamanho de janela fixo ($L = 1024$ amostras), o efeito da variação da frequência na qual a MSC era estimada foi analisado. Era esperado que a taxa de detecção atingisse seu valor máximo nas frequências moduladoras ($f_{m1} = 35.2441$ Hz e $f_{m2} = 37.0063$ Hz) e caísse para o nível de significância (5%) em outras frequências.

Como mostra a Figura 1, há, como esperado, dois picos próximos às frequências moduladoras e a taxa de detecção cai para aproximadamente o nível de significância nas frequências vizinhas. Os asteriscos pretos correspondem às frequências relacionadas aos bins da DFT, isto é, as frequências nas quais o critério da amostragem coerente é satisfeito. Já que a aquisição dos sinais do EEG satisfaz o critério de amostragem coerente, as frequências moduladoras correspondem aos dois asteriscos com a maior taxa de detecção na Figura 1a. Porém, como melhor demonstrado pelos zooms (Figura 1b e c), as maiores taxas de detecção não ocorrem exatamente nas frequências moduladoras, mas sim em frequências ligeiramente maiores.

Esses desvios de frequência foram calculados ajustando o pico das curvas a parábolas e então achando as frequências correspondentes ao ponto máximo de cada parábola. O desvio foi de aproximadamente 0,00125 Hz para f_{m1} , e 0,00127 Hz para f_{m2} . Esses desvios de frequência podem ser explicados como pequenos erros de calibração no sistema de aquisição de dados e/ou no sistema de geração dos estímulos sonoros. Esse erro não poderia ser identificado usando DFT, já que variações tão pequenas na frequência não seriam possíveis respeitando o critério de amostragem coerente. Nesse caso, a resolução na análise por DFT seria fixada como 0,5874 Hz, enquanto a resolução na análise por mínimos quadrados pode ser tão pequena quanto desejado. Na Figura 1, a resolução, usando mínimos quadrados, foi reduzida a 0,000059 Hz.

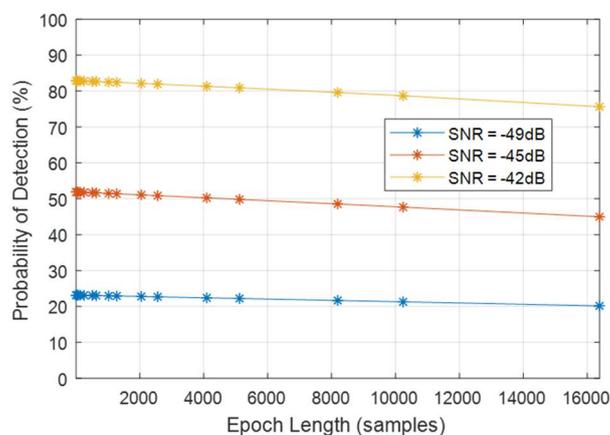
Figura 1 – Taxa de detecção da MSC para $L = 1024$ e frequência variando (a) de 30 a 43 Hz, (b) de 35,23 a 35,26 Hz e (c) de 36,99 a 37,02 Hz.



Fonte: elaborado pelos autores, 2022.

Conforme a equação 5, probabilidade de detecção (PD) da MSC é função do número de janelas (M), do tamanho da janela (L) e da relação sinal-ruído (SNR). Um sinal com um total de amostras Q pode ser dividido em janela sem superposição com diferentes tamanhos respeitando a relação $Q = M \cdot L$. Mantendo o número total de amostras constante, a PD da MSC se comporta de forma diferente dependendo do tamanho de janela, como mostra a Figura 2, que obedece à equação 5 ($Q = 163840$ samples). Asteriscos representam os tamanhos de janela em que é possível dividir o sinal em um número inteiro de janelas. A PD foi calculada apenas nos asteriscos. Do resultado mostrado na Figura 2, é evidente que para um sinal com adição de ruído gaussiano no qual é desejado detectar um sinal senoidal, a MSC apresentará uma performance melhor se o sinal for dividido em mais janelas com tamanhos menores.

Figura 2 – Probabilidade de detecção da MSC para diferentes tamanhos de janela e três SNRs, sendo o número total de amostras constante ($Q = 163840$ amostras).

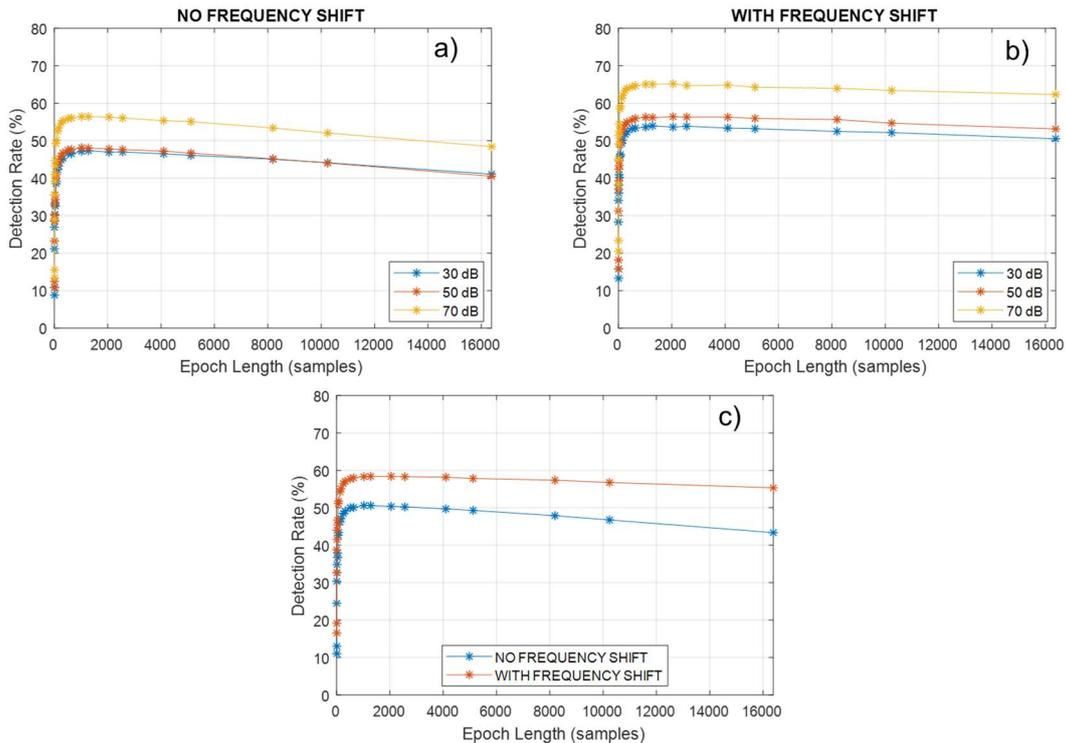


Fonte: elaborado pelos autores, 2022.

O método proposto nesse trabalho permite avaliar a performance da MSC em dados reais dividindo os sinais em diferentes tamanhos de janela. Visto que, como demonstrado anteriormente, as maiores taxas de detecção ocorrem em frequências ligeiramente superiores às frequências moduladoras, será apresentada a seguir a performance da MSC usando as frequências moduladoras (sem desvio de frequência) e também usando as frequências onde ocorreu a maior taxa de detecção (com desvio de frequência).

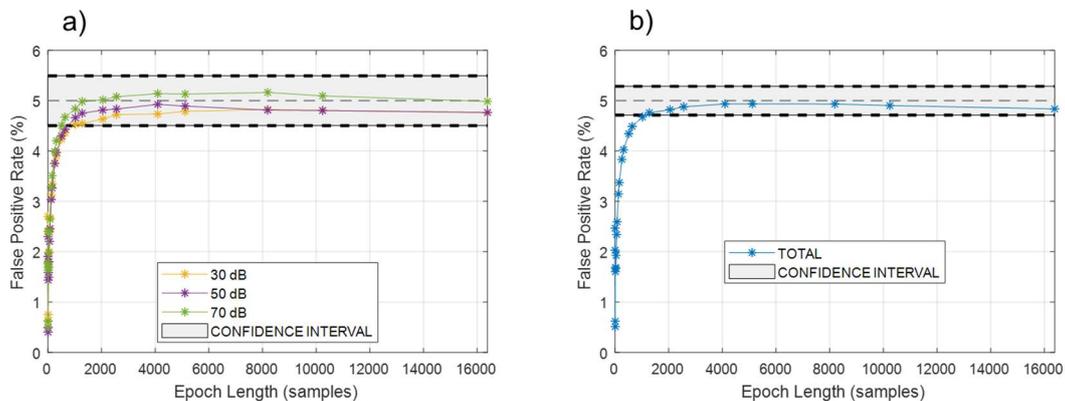
A Figura 3 mostra a taxa de detecção da MSC para diferentes tamanhos de janela usando os dados do EEG. Como esperado, quanto maior a intensidade, maior a taxa de detecção e também quando avaliada a performance da MSC com desvio de frequência, há um considerável aumento na taxa de detecção. Para grandes tamanhos de janela, as curvas mostradas na Figura 4 se comportam como esperado, mas, para tamanhos de janela menores, era esperado que a taxa de detecção aumentasse, mas é observado que ela é reduzida. Nesse caso, pode-se notar que a MSC é mais sensível à não-gaussianidade do EEG para tamanhos de janela menores do que para tamanhos de janela maiores. Esse fato também pode ser observado ao analisar a taxa de falso positivo, mostrada na Figura 4. Para tamanhos de janela maiores, o falso positivo continua próximo do nível de significância dentro dos limites de confiança, enquanto para tamanhos de janela menores, o falso positivo é menor que o esperado.

Figura 3 – Taxa de detecção da MSC para diferentes tamanhos de janela (a) sem desvio de frequência e (b) com desvio de frequência, em 30, 50 e 70 dB; e (c) com e sem desvio de frequência em todas as intensidades.



Fonte: elaborado pelos autores, 2022.

Figura 4 – Taxa de falso positivo da MSC para diferentes tamanhos de janela (a) para 30, 50 e 70 dB; e (b) para todas as intensidades.



Fonte: elaborado pelos autores, 2022.

Alguns dos resultados das Figuras 3 e 4 são mostrados na Tabela 1. Inicialmente os dados de EEG foram coletados para aplicar a MSC com tamanho de janela de 1024 amostras e, coincidentemente, é um dos melhores tamanhos de janela para a MSC, como mostrado na Tabela 1. As taxas de detecção com asteriscos correspondem a aquelas que são estatisticamente diferentes da taxa de detecção obtida com tamanho de janela de 1024 amostras. Nenhuma das taxas de detecção que estavam acima da taxa de detecção com janela de 1024 amostras é estatisticamente diferente, logo, nesse caso, não é recomendado mudar o tamanho de janela. A Tabela 1 também mostra que, apenas corrigindo o erro de calibração por aplicar um desvio nas frequências moduladoras, houve um aumento de cerca de 8% na taxa de detecção da MSC.

Tabela 1 – Taxa de detecção e falso positivo da MSC para todas as intensidades e para diferentes tamanhos de janela. A taxa de detecção está sendo aplicada nas frequências moduladoras (sem desvio de frequência) e nas frequências com maior taxa de detecção (com desvio de frequência).

L	M	Taxa de detecção (%)		Taxa de falso positivo (%)
		SEM DESVIO DE FREQ.	COM DESVIO DE FREQ.	
64	2560	42,61*	51,12*	2,34
80	2048	43,44*	51,75*	2,59
128	1280	46,18*	54,25*	3,15
160	1024	47,11*	55,08*	3,37
256	640	48,50*	56,47*	3,83
320	512	49,10*	57,05*	4,03
512	320	50,02*	57,72*	4,35
640	256	50,07*	58,00*	4,49
1024	160	50,59	58,31	4,68
1280	128	50,59	58,39	4,76
2048	80	50,35*	58,40	4,82
2560	64	50,23*	58,30	4,88
4096	40	49,70*	58,17	4,93
5120	32	49,29*	57,80*	4,94
8192	20	47,87*	57,37*	4,93
10240	16	46,75*	56,75*	4,90
16384	10	43,35*	55,33*	4,84

Fonte: elaborado pelos autores, 2022

CONCLUSÕES:

Para melhorar a detecção automática de perdas auditivas, é necessário aumentar a potência das técnicas ORD, tornando a detecção de ASSR mais rápida e eficaz. A ORD tradicional baseada em DFT apresenta algumas limitações impostas pelo critério da amostragem coerente. O uso da técnica dos mínimos quadrados juntamente com a compensação de fase para estimar componentes espectrais permitiu a avaliação de técnicas ORD para qualquer tamanho de janela e em qualquer frequência. Ao verificar a performance da MSC aplicando pequenos desvios em relação às frequências moduladoras, foi possível observar um erro de calibração nos dados coletados. Além de detectar o erro, a técnica dos mínimos quadrados com compensação de fase pode ser usada para corrigir esse erro, já que permite que as frequências de interesse sejam trocadas por aquelas que apresentam maior taxa de detecção.

Pela variação do tamanho de janela para avaliar a performance da MSC em dados reais, algo diferente dos dados teóricos foi observado. Era esperado que, quanto menor o tamanho de janela, melhor seria a performance da MSC. Mas nos dados reais isso só ocorre até um certo tamanho de janela: para tamanhos menores, a performance da MSC piora.

A técnica proposta para estimar componentes espectrais não é restrita à MSC, pode ser aplicada a outros detectores, inclusive os multivariados. Pode também ser adaptada e aplicada à detecção *online*, que permite avaliar os melhores tamanhos de janela que resultariam em um detector com os menores tempos de detecção e as menores perdas de potência de detecção.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS:

- ANTUNES, Felipe et al. Multichannel search strategy for improving the detection of auditory steady-state response. **Medical & Biological Engineering & Computing**, v. 59, n. 2, p. 391-399, 2021.
- BROWN, Lawrence D.; CAI, T. Tony; DASGUPTA, Anirban. Interval estimation for a binomial proportion. **Statistical science**, v. 16, n. 2, p. 101-133, 2001.
- 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.
- DEAFNESS and hearing loss. World Health Organization, 2021. Disponível em: < <https://www.who.int/en/news-room/fact-sheets/detail/deafness-and-hearing-loss>>. Acesso em: 26 abr. 2022.
- 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.
- DOBIE, Robert A.; WILSON, Michael J. Objective response detection in the frequency domain. **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/Evoked Potentials Section**, v. 88, n. 6, p. 516-524, 1993.
- 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.
- FAGERLAND, Morten W.; LYDERSEN, Stian; LAAKE, Petter. The McNemar test for binary matched-pairs data: mid-p and asymptotic are better than exact conditional. **BMC medical research methodology**, v. 13, n. 1, p. 1-8, 2013.
- 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.
- INFANTOSI, Antonio Fernando Catelli; NAIK, G. R. Frequency-domain objective response detection techniques applied to evoked potentials: a review. In: **Applied Biological Engineering—Principles and Practice**. IntechOpen, 2012.
- KAY, Steven M. **Fundamentals of statistical signal processing: estimation theory**. Prentice-Hall, Inc., 1993.
- KENT, J. T.; BIBBY, John; MARDIA, K. V. **Multivariate analysis**. Amsterdam: Academic Press, 1979.
- KORCZAK, Peggy et al. Auditory steady-state responses. **Journal of the American Academy of Audiology**, v. 23, n. 03, p. 146-170, 2012.
- MIRANDA DE SÁ, Antonio Mauricio FL. 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.
- 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.
- 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.
- XI, Jiangtao; CHICHARO, Joe F. A new algorithm for improving the accuracy of periodic signal analysis. **IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement**, v. 45, n. 4, p. 827-831, 1996.