Sincronização de sistema de audiometria para detecção de respostas evocada auditiva usando magnitude quadrática da coerência

Amanda Bomfim Moitinho [*] **Paulo Fábio Figueiredo Rocha** [**,***] **Leonardo Bonato Felix** [****]

[*] *Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, Centro Federal de Educação Tecnológica de Minas Gerais, MG (e-mail: moitinhoamanda@gmail.com)*
[**] *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*
[****] *Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Viçosa, MG (e-mail: leobonato@ufv.br)*

Abstract: The synchrony among the devices of a signal acquisition system is essential for spectral analyses using the Discrete Fourier Transform (DFT). In cases involving periodic signals, no-coherent sampling results in a shift of the frequency of interest, causing the corresponding bin of this frequency not to match the actual frequency and thus resulting in spectral leakage. This problem is particularly relevant in the detection of evoked responses in the electroencephalogram (EEG) signal when there is no synchronization between the generation of the stimulus signal and the EEG acquisition. Therefore, this work proposes the use of the Magnitude-Squared Coherence as a method to adjust the frequency of auditory stimulation in an audiometry system, ensuring synchronization between the audio generator board and the electroencephalograph. The proposed method was tested with synthetic signals, and then applied to adjust a real system. The results showed that the correction factor found was effective in detecting the auditory evoked response, demonstrating the effective synchronization of the system after the frequency adjustment.

Resumo: A sincronia entre os dispositivos de um sistema de aquisição de sinais é essencial para análises espectrais usando a Transformada Discreta de Fourier (TDF). Em casos que lidam com sinais periódicos, a amostragem incoerente resulta em um deslocamento da frequência de interesse, fazendo que o *bin* desta frequência não corresponda a frequência real e, assim, surgindo vazamento espectral. Esse problema é especialmente relevante na detecção de respostas evocadas no sinal de eletroencefalograma (EEG) quando não há sincronismo entre a geração do sinal de estímulo e a aquisição do EEG. Então, este trabalho propõe o uso da magnitude quadrática da coerência como método para ajustar a frequência de estimulação auditiva em um sistema de audiometria, garantindo a sincronização entre a placa geradora de áudio e o eletroencefalógrafo. O método proposto foi testado com sinais sintéticos e depois usado no ajuste de um sistema real. Os resultados mostraram que o fator de correção encontrado foi eficaz na detecção da resposta evocada auditiva, demonstrando a efetiva sincronização do sistema após o ajuste de frequência.

Keywords: Correction factor; non-coherent sampling; spectral leakage; Discrete Fourier Transform; Magnitude-Squared Coherence; auditory evoked response.

Palavras-chaves: Fator de correção; amostragem incoerente; espalhamento espectral; Transformada Discreta de Fourier; magnitude quadrática da coerência; resposta evocada auditiva.

1. INTRODUÇÃO

A amostragem coerente é fundamental na aquisição de sinais que são usados em aplicações que requerem análises espectrais, como aquelas que usam a transformada discreta de Fourier (TDF). Uma maneira de garantir a amostragem coerente é usando um número de ciclos inteiro dentro de uma janela de sinal (Xi and Chicharo, 1996; Felix et al., 2009), porém não é suficiente se a falta de sincronismo for entre os dispositivos que compõem o sistema de aquisição (Wu et al., 2012). Esse problema é particularmente crítico quando se trabalha com sinais periódicos (senoidais, por exemplo) em que há especificidade de frequência, já que há uma diferença entre a frequência desejada e a efetivamente adquirida. Como consequência, o *bin* da TDF associado à frequência de excitação não corresponde à frequência medida levando a um vazamento espectral.

No decorrer do tempo, alguns métodos foram propostos para evitar vazamento espectral, alguns sem a necessidade de uma amostragem coerente, como o método clássico de janelamento (Oppenheim et al., 1999), mas que é necessário um bom conhecimento do problema para a escolha de função de janelamento adequada. Outra alternativa são as técnicas de identificação e substituição fundamental (FIRE, do inglês *fundamental identification and replacement*), que utilizam algoritmos para estimar as componentes coerentes e não coerentes do sinal e gerar um novo sinal coerente para aplicação da TDF (Peng et al., 2022; Ma et al., 2021; Wu et al., 2020; Sudani et al., 2011). Há também a possibilidade de tornar a amostragem coerente através da correção da frequência de amostragem (Carboni and Ferrero, 2018; Overney and Mortara, 2013), que deve ser corrigida na geração do *clock*, ou utilizar um fator de correção para sincronizar a frequência de entrada (Antunes et al., 2017). Neste último caso, um sinal senoidal é aplicado no sistema de aquisição e o fator de correção é obtido a partir do desvio entre o *bin* esperado e o *bin* em que houve um pico da TDF. No entanto, é possível que haja vazamento espectral no *bin* em que a TDF é máxima (eventualmente é necessário uma longa coleta do sinal de teste para garantir que não tenha esse problema).

Particularmente, o problema de detecção de respostas evocadas – potenciais cerebrais surgidos a partir de um estímulo sensorial periódico (Chiappa, 1997) – no sinal de eletroencefalograma (EEG) é um caso de dependência de especificidade em frequência. Muitas das técnicas de detecção, conhecidas como detectores objetivos de respostas (ORD, do inglês *objective response detector*), são descritos no domínio da frequência e analisam se o sinal de EEG na frequência em que houve a estimulação é estatisticamente diferente de um sinal sem estímulo (Dobie and Wilson, 1993). Dentre as repostas evocadas, a resposta auditiva em regime permanente (ASSR, do inglês *auditory steady-state response*) pode ser usada para estimar limiares auditivos (Sergeeva et al., 2024; Sininger et al., 2018). No caso de sistemas automáticos de audiometria, são empregados os ORDs e, portanto, é necessário que exista sincronia entre o sinal de estímulo e a resposta evocada.

A partir da proposta de Antunes et al. (2017), que, conforme explicitado anteriormente, corrige a frequência de estimulação de um sistema de audiometria por meio de um fator de correção obtido do desvio entre *bins*, este trabalho busca obter um fator de correção de maneira mais rápida. Para isso, a magnitude quadrática da coerência (MSC, do inglês *magnitude-squared coherence*), uma técnica ORD bem conhecida, é utilizada para determinar o desvio de frequência.

O método proposto é validado por simulações de sistemas com amostragens dessincronizadas e aplicado na correção de frequência de um sistema de audiometria, que envolve uma placa de som para aplicação do estímulo e o eletroencefalógrafo. Posteriormente, o sistema, antes e depois da correção, é avaliado para a detecção de ASSR da aquisição de um indivíduo.

2. METODOLOGIA

2.1 Magnitude Quadrática da Coerência

A MSC estimada entre um sinal discreto no tempo $y[n]$ e um sinal periódico determinístico, divididos em M janelas de igual comprimento, não sobrepostas, é calculada por (Dobie and Wilson, 1989)

$$MSC = \frac{|\sum_{i=1}^{M} Y_i(f)|^2}{M \sum_{i=1}^{M} |Y_i(f)|^2}, \tag{1}$$

no qual $Y_i(f)$ é a transformada discreta de Fourier (TDF) da i-ésima janela de $y[n]$.

Na aplicação da MSC para detecção de ASSR, $y[n]$ consiste no sinal EEG coletado através de uma estimulação modulada em f_0. Nesse contexto, a MSC quantifica o grau de sincronização das componentes da TDF com o estímulo. Para definir se há presença de resposta ASSR, deve-se comparar o valor da MSC na frequência f_0 com seu valor crítico, dado por (Miranda de Sá et al., 2009)

$$MSC_{critic} = 1 - \alpha^{\frac{1}{(M-1)}}, \tag{2}$$

no qual α é o nível de significância do teste. De modo que se $MSC(f_0) > MSC_{critic}$, a ASSR é definida como presente.

É importante destacar que, quando o sinal $y[n]$ contém apenas as componentes do sinal periódico, a MSC aplicada em f_0 será sempre unitária. A medida que a sincronia entre o sinais diminui (e.g., sinal contendo apenas ruído), a MSC tende a 0.

2.2 Método proposto

Quando a amostragem não é coerente, a frequência de estimulação efetiva $\tilde{f}_0$ pode ser maior ou menor do que a frequência de estimulação f_0 aplicada, de modo que

$$\tilde{f}_0 = f_0 \pm \delta, \tag{3}$$

na qual δ é o desvio de frequência. Por conta do desvio, eventualmente haverá um número de janela M_0 em que

⋆ Este trabalho foi realizado com o apoio do Centro Federal de Educação Tecnológica de Minas Gerais (CEFET-MG), 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).

$MSC = 0$ em f_0 (no *bin* esperado desta frequência), tal que

$$\delta = \frac{f_s}{M_0 N_w}, \tag{4}$$

na qual f_s é frequência de amostragem e N_w é número de pontos de cada janela da MSC. Isso quer dizer que, com M_0, o desvio δ faz com que $\tilde{f}_0$ não esteja mais no *bin* de f_0, gerando total falta de coerência entre as janelas.

Para ajustar a frequência do sistema, podemos definir um fator de correção da frequência na forma

$$FC = \frac{f_0}{\tilde{f}_0}. \tag{5}$$

Substituindo $\tilde{f}_0$ de (3) com δ de (4), temos que

$$FC = \frac{f_0}{f_0 \pm \frac{f_s}{M_0 Nw}}. \tag{6}$$

Portanto, a determinação de FC se reduz a encontrar M_0, já que os outros parâmetros (f_0, f_s e N_w) são conhecidos. Uma forma de determinar M_0 é aplicando no sistema um sinal de teste (senoide, por exemplo). Contudo, não é possível identificar se o desvio é positivo ou negativo apenas com o valor de M_0. De modo que, a TDF é calculada ao final do teste e verificado se a frequência, a qual o valor a TDF é máxima, foi maior (desvio positivo) ou menor (desvio negativo) do que f_0. Deve-se salientar que a frequência com TDF máxima não necessariamente é $\tilde{f}_0$, devido a um possível vazamento espectral.

2.3 Simulação de sistemas dessincronizados

Com o objetivo de validar os dois casos de sistemas com amostragens dessincronizadas – desvio de frequência positivo e negativo – foi realizado uma simulação com sinais sintéticos no *software* Matlab. Para tal, considerou-se que ambos os sistemas possuem um desvio de frequência conhecido entre a geração e a aquisição do sinal, dado por $\delta = \frac{1}{60}$ Hz , e foram excitados com sinais senoidais de $f_0 = 40$ Hz com frequência de amostragem $f_s = 1000$ Hz. O valor da frequência de amostragem foi escolhido para se assemelhar à utilizada em sistemas de audiometria, enquanto os demais valores foram selecionados de forma arbitrária. Para cálculo da MSC, foi definido o número de pontos da janela $N_w = 1000$.

2.4 Sistema Audiométrico Prático

O sistema de audiometria, que foi ajustado pelo método proposto, consiste de uma placa de áudio externa, que envia o estímulo sonoro para o paciente, e um amplificador de sinais de EEG, que amplifica e digitaliza os sinais (descrito em Zanotelli et al. (2022)).

No ajuste do sistema, o sinal senoidal de teste foi gerado digitalmente no *software* Matlab e emitido na interface de áudio U-Phoria UMC202HD, com frequência de amostragem de 22050 Hz e 24 bits de resolução. Este sinal é, então, coletado pelo sistema de coleta NIASv1, que utiliza o *front-end* RHA2216 com ganho de 200 e conversor analógico-digital ADS127L01 com frequência de amostragem $f_s = 1000$ Hz e filtros passa-alta e passa-baixa de 0,3 e 500 Hz, respectivamente. O tamanho de cada janela foi definida com $N_w = 1000$ pontos, ou seja, cada janela contém 1 s de sinal coletado.

Assim, o sinal foi gerado e coletado com os dispositivos que se deseja ajustar, de forma a estimar o fator de correção por meio dos passos definidos na seção 2.2. Como medida de desempenho, foi calculado o erro médio quadrático da MSC após a aplicação do FC em relação a MSC esperada ($MSC = 1$ para todo M).

2.5 Detecção de ASSR

Com o fator de correção identificado e aplicado para o sistema descrito em 2.4, foram realizados experimentos comparando a detecção de ASSR para as condições sem fator de correção, com o fator de correção proposto neste trabalho e o fator de correção utilizando a metodologia de Antunes et al. (2017).

Os estímulos auditivos foram modulados em amplitude com envelope exponencial de ordem dois (AM2) e apresentados individualmente em modo monaural em um voluntário com audição normal (John et al., 2002). O estudo foi aprovado pelo Comitê de ética local (CEP/UFV No. 2.105.334) e executado em uma cabine acusticamente isolada, utilizando fone de inserção 5A. A frequência da portadora foi de 1000 Hz, enquanto a da moduladora foi de 83 Hz, com uma intensidade sonora de 60 dB SPL.

O sinal de EEG foi registrado por meio de um eletrodo ativo posicionado no FCz, com referência na nuca e terra no FPz, utilizando eletrodos com cúpula de ouro. A duração da coleta foi de 5 minutos, gerando 300 janelas de 1000 pontos. Após a coleta, foi definido um critério de rejeição de artefato, descartando as 5 janelas com maiores variâncias, resultando em 295 janelas válidas. Então, a técnica de MSC foi aplicada ao sinal, com nível de significância $\alpha = 5$ %.

3. RESULTADOS

3.1 Simulação de sistemas dessincronizados

A Figura 1 mostra a simulação com desvio negativo. Na Figura 1a é apresentado o valor da MSC em função de M, sendo que a linha pontilhada representa o caso do sistema sem fator de correção. De acordo com (4), tem-se que $M_0 = 60$ e espera-se que $MSC = 0$ na janela 60 para ambos os casos - desvio positivo e desvio negativo. De fato, observa-se que a MSC atinge o eixo 0 quando $M = 60$. Ademais, na Figura 1b é exibido um trecho da TDF e observando a linha pontilhada é evidenciado que o sistema identifica uma frequência $\tilde{f}_0 \neq 40$ Hz, uma vez que o pico da TDF ocorre em 39,985 Hz. Dado que $\tilde{f}_0 < f_0$, conforme (5), conclui-se que $FC > 1$. Portanto, opta-se pelo sinal negativo em (6), resultando em $FC \approx 1{,}000416$.

Repetiu-se o processo aplicando o fator de correção na frequência moduladora, obtendo como resultado o gráfico de linha contínua na Figura 1. Na Figura 1a é observado que $MSC = 1$ para todo M, indicando que a frequência de estimulação efetiva do sistema é $\tilde{f}_0 = 40$ Hz. Tal fato é confirmado na Figura 1b, visto que o pico da TDF ocorre em 40 Hz, ou seja, *bin* correto. Ademais, é observado

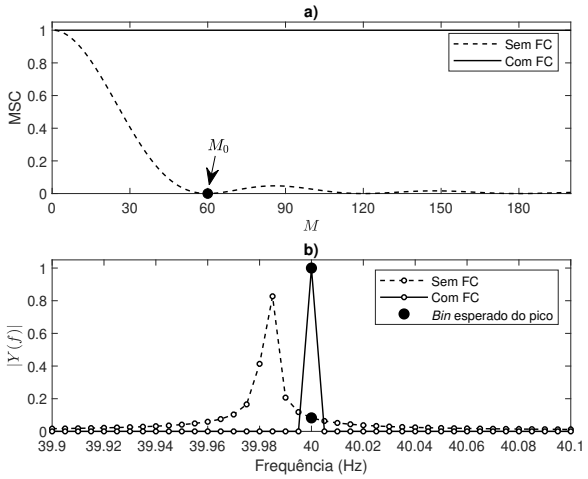

Figura 1. Sistema com desvio de frequência negativo. a) Valor da MSC em função do número de janelas (M) para $f_0 = 40$ Hz (linha pontilhada), obtendo $M_0 = 60$, e após aplicar o fator de correção de 1,000416 (linha contínua). b) TDF do sinal para $f_0 = 40$ Hz (linha pontilhada) e após aplicar o fator de correção (linha contínua).

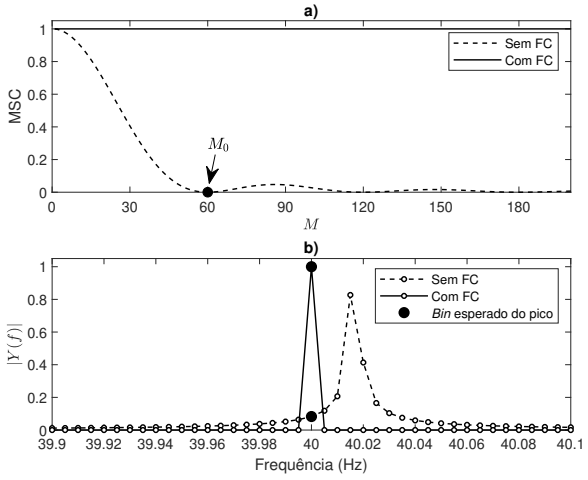

Figura 2. Sistema com desvio de frequência positivo. a) Valor da MSC em função do número de janelas (M) para $f_0 = 40$ Hz (linha pontilhada), obtendo $M_0 = 60$ e após aplicar o fator de correção de 0,999583 (linha contínua). b) TDF do sinal para $f_0 = 40$ Hz (linha pontilhada) e após aplicar o fator de correção (linha contínua).

que o problema do espalhamento espectral é solucionado completamente.

Por sua vez, a Figura 2 mostra a simulação com desvio positivo. Visto que o desvio manteve-se o mesmo, na Figura 2a é comprovado que $MSC = 0$ quando $M = 60$. Observando a linha pontilhada na Figura 2b, é evidenciado que o sistema identifica uma frequência $\tilde{f}_0 \neq 40$ Hz, uma vez que o pico da TDF ocorre em 40,015 Hz. Dado que $\tilde{f}_0 > f_0$, conforme (5), conclui-se que $FC < 1$. Portanto, opta-se pelo sinal positivo em (6), resultando em $FC \approx 0{,}999583$.

Novamente, repetiu-se o processo aplicando o fator de correção, obtendo como resultado o gráfico de linha contínua na Figura 2. Na Figura 2a é novamente observado que $MSC = 1$ para todo M e a Figura 2b exibe o pico da TDF ocorrendo em 40 Hz, evidenciando que o método corrige o problema de sincronia do sistema com amostragem não coerente.

Dessa forma, ao analisar um sistema dessincronizado, quando $\tilde{f}_0 < f_0$, deve-se aplicar o sinal negativo em (6), e quando $\tilde{f}_0 > f_0$, deve-se aplicar o sinal positivo.

3.2 Sistema Audiométrico Prático

Para o sistema real descrito em 2.4, o primeiro passo consistiu em determinar o fator de correção, aplicando o sinal de teste senoidal de frequência $f_0 = 80$ Hz. A Figura 3 representa, na linha pontilhada, o resultado obtido do sistema sem o fator de correção. Na Figura 3a é possível extrair que $M_0 = 79$, além disso, a partir da Figura 3b tem que $\tilde{f}_0 < f_0$, indicando que o desvio de frequência desse sistema é negativo. Logo, aplicando a metodologia proposta nesse trabalho, o fator de correção do sistema deve ser $FC \approx 1{,}0001582$.

Assim, aplicando o fator de correção e repetindo o processo, foi obtido o resultado demonstrado pela linha contínua da Figura 3, que exibe que o pico da TDF ocorre no *bin* correto, além de eliminar o espalhamento espectral. O erro quadrático médio foi de $3,05 \times 10^{-8}$, evidenciando que o fator de correção atingiu o objetivo de maneira eficaz.

É importante observar que, ao aplicar a MSC para a frequência analisada de 80 Hz, o sinal obtido sem o fator de correção fornece um valor da TDF 78,7% menor em relação ao sinal com fator de correção. Essa discrepância pode comprometer a análise de sinais biomédicos, levando à falha na detecção do sinal.

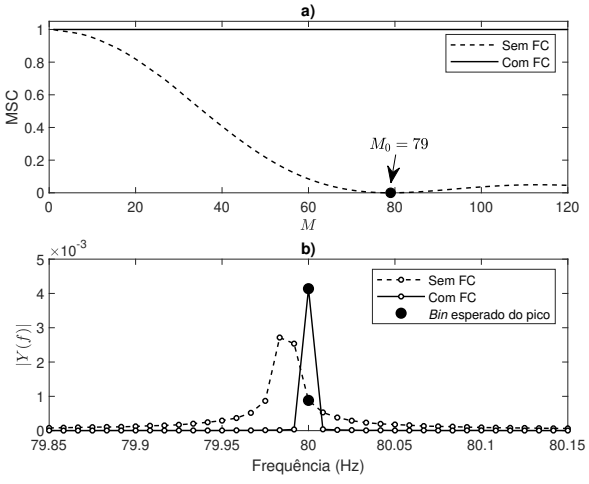

Figura 3. Sistema real com desvio de frequência. a) Valor da MSC em função do número de janelas (M) para $f_0 = 80$ Hz (linha pontilhada), obtendo $M_0 = 79$ e após aplicar o fator de correção de 1,0001582 (linha contínua). b) TDF do sinal para $f_0 = 80$ Hz (linha pontilhada) e após aplicar o fator de correção (linha contínua).

3.3 Detecção de ASSR

A Figura 4 contém o valor da MSC calculada para cada janela M, para os casos sem e com fator de correção obtidos pelos métodos de Antunes et al. (2017) [1] e o proposto neste trabalho, juntamente com o valor crítico da MSC. Quando aplicado ao sinal sem o fator de correção, o teste falhou em detectar a presença da ASSR. Assim, apenas o sinal com o fator de correção aplicado, em ambos os métodos, foi capaz de detectá-la, sendo identificada em todas as janelas a partir de $M = 113$ com o novo método e $M = 155$ com o método de Antunes et al. (2017).

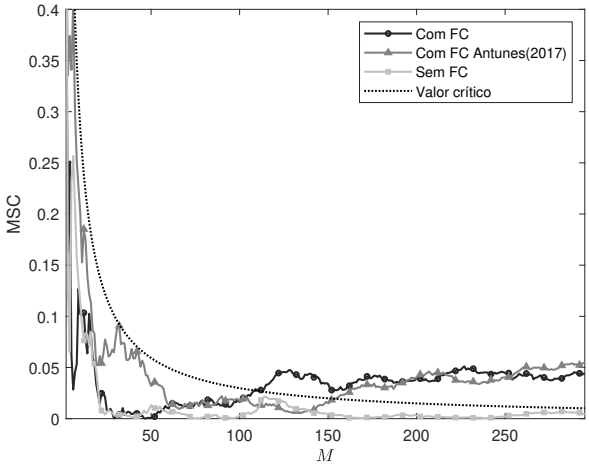

Figura 4. Valor da MSC em função do número de janelas (M), com valor crítico representado pela linha pontilhada. Foi possível identificar presença da ASSR apenas com os sinais que aplicaram o fator de correção.

4. DISCUSSÃO E CONCLUSÃO

Neste trabalho foi proposto um método de correção da frequência de um sistema de audiometria em que a amostragem não é coerente. Apesar da aplicação neste tipo de sistema, o método pode ser estendido a outros que necessitam de sincronismo entre a geração e a aquisição de sinais – em particular, sinais periódicos.

Com o método proposto neste trabalho foi possível encontrar o fator de correção do sistema de audiometria testado em uma seção de 200 s ($M = 200$) – sendo que em 79 s já se chegou ao valor de $MSC = 0$ – contra 3 h (36 seções de 5 min) com método de Antunes et al. (2017), o que representa uma redução significativa de tempo para ajustar este tipo de sistema.

É importante destacar que quanto menor o δ, maior é M_0 para N_w fixo, o que pode acarretar em uma longa busca por $MSC = 0$. Nesta situação, é importante observar se o desvio de frequência impossibilita o uso da ORD; por exemplo, verificando se, ao final da quantidade máxima de janelas estabelecidas para encontrar M_0, o valor da MSC é significativamente menor do que um.

Uma limitação do método é para o caso da MSC ser nula num M_0 não inteiro, o que geraria um FC não efetivo (possivelmente levando a outro M_0 maior do que o encontrado). Um das soluções para contornar esse problema, seria realizar uma interpolação entre os valores de M_0 vizinhos com $MSC \approx 0$ e encontrar o M_0 não inteiro apenas para o cálculo do FC, já que efetivamente o número de janelas tem ser inteiro. O método também pode ser otimizado em relação ao tempo com a interrupção da coleta do sinal de teste assim que encontrar o M_0 em que $MSC = 0$.

[1] $FC = 1{,}000157$ obtido após 36 seções de 5 min.

REFERÊNCIAS

Antunes, F., Eloi, B.F., Silva, G.M., and Felix, L.B. (2017). Minimizando o espalhamento espectral em respostas auditivas em regime permanente usando o fator de correção de desvio espectral. *Anais do XIII SBAI*.

Carboni, A. and Ferrero, A. (2018). A fourier transform-based frequency estimation algorithm. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, 67(7), 1722–1728. doi:10.1109/TIM.2018.2803579.

Chiappa, K.H. (1997). Evoked potentials in clinical medicine.

Dobie, R.A. and Wilson, M.J. (1989). Analysis of auditory evoked potentials by magnitude-squared coherence. *Ear and hearing*, 10(1), 2–13.

Dobie, R.A. and Wilson, M.J. (1993). Objective response detection in the frequency domain. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/Evoked Potentials Section*, 88(6), 516–524.

Felix, L.B., Mendes, E.M.A.M., Moraes, M.F.D., et al. (2009). Post-processing of auditory steady-state responses to correct spectral leakage. *Journal of neuroscience methods*, 181(1), 145–149.

John, M.S., Dimitrijevic, A., and Picton, T.W. (2002). Auditory steady-state responses to exponential modulation envelopes. *Ear and hearing*, 23(2), 106–117.

Ma, M., Zeng, Y., Du, M., and Zhu, M. (2021). Algorithms for accurate spectrum measurement of high-resolution analog-to-digital converter with non-coherent sampling. *Review of Scientific Instruments*, 92(11).

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.

Oppenheim, A.V., Schafer, R.W., and Buck, J.R. (1999). *Discrete-Time Signal Processing*. Prentice-hall, second edition.

Overney, F. and Mortara, A. (2013). Synchronization of sampling-based measuring systesm. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, 63(1), 89–95.

Peng, X., Li, J., Zhang, D., Hu, C., Sun, N., and Jiang, J. (2022). High-precision adc spectrum testing under non-coherent sampling conditions. *Sensors*, 22(21), 8170.

Sergeeva, A., Christensen, C.B., and Kidmose, P. (2024). Effect of stimulus bandwidth on the auditory steady-state response in scalp-and ear-eeg. *Ear and Hearing*, 10–1097.

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 and Hearing*, 39(6), 1207–1223.

Sudani, S., Wu, M., and Chen, D. (2011). A novel robust and accurate spectral testing method for non-coherent

sampling. In *2011 IEEE International Test Conference*, 1–10. doi:10.1109/TEST.2011.6139176.

Wu, M., Ban, C., Xu, J., Geng, L., and Chen, D. (2020). MIRE: A multitone identification and replacement method for multitone spectral test without requiring coherent sampling. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, 69(7), 4578–4591. doi: 10.1109/TIM.2019.2942474.

Wu, M., Chen, D., and Chen, G. (2012). New spectral leakage-removing method for spectral testing of approximate sinusoidal signals. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, 61(5), 1296–1306.

Xi, J. and Chicharo, J.F. (1996). A new algorithm for improving the accuracy of periodic signal analysis. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, 45(4), 827–831.

Zanotelli, T., Antunes, F., Mendes, E.M.A.M., and Felix, L.B. (2022). Automatic audiometry using auditory steady-state response and sequential test strategy applied to volunteers with normal hearing. *European Archives of Oto-Rhino-Laryngology*, 279(12), 5885–5895.