

Ajuste do Nível de Significância Associado ao Número de Detecções Consecutivas Aplicada a Detecção de Respostas Auditivas em Regime Permanente

H. Bazoni* T. Zanotelli* A. Floriano* T.R. Botelho* C. L. S. Tavares*
L. B. Felix**

*Instituto Federal do Espírito Santo, Campus São Mateus, ES,
e-mails: henriquebazoni@gmail.com, tiagoz@ifes.edu.br, alan.floriano@ifes.edu.br,
thomazrb@ifes.edu.br, cristianot@ifes.edu.br

**Universidade Federal de Viçosa, MG, e-mail: leobonato@ufv.br

Abstract: The strategy for sequential tests is an option to identify the Auditory Steady-State Responses (ASSRs) faster when compared to the single test. However, the repetitive application of objective response detectors (ORD) increases the probability of detecting a response when it does not exist, i.e., false positive (FP). A solution to this increase in FP is to define the response as present when it reaches a predetermined number of consecutive detections (NDC). However, the NDC can lead to a more conservative exam, which can lead to loss of detection rates. In this work, a method for adjusting the significance level associated with the NDC was proposed, with the objective of maintaining the FP rate of the exam equal to the desired significance level. The proposed method was applied to the EEG signal set composed of 11 volunteers for intensities of 50, 40 and 30 dB SPL. The results demonstrate that the proposed adjustment kept the FP rate of the exam around the desired significance level of 5%. In addition, it obtained a percentage increase in detection rates of 9.68%, 21.23% and 33.20% for the intensities of 50, 40 and 30 dB SPL respectively, as well as a reduction in the examination time when compared to the strategy without the proposed adjustment.

Resumo: A estratégia para testes sequenciais constituem uma opção de identificação das Respostas Auditivas em Regime Permanente (ASSRs) de maneira mais rápida quando comparada com o teste único. Contudo a aplicação de maneira repetitiva dos detectores de resposta objetiva (ORD) aumenta a probabilidade de detectar uma resposta quando não existe, *i.e.*, falso positivo (FP). Uma solução para esse aumento no FP consiste em definir a resposta como presente quando atingir um número de detecções consecutivas (NDC) pré-determinado. Entretanto o NDC pode conduzir a um exame mais conservador, e por consequência pode levar a perdas nas taxas de detecção. Nesse trabalho foi proposto um método para o ajuste do nível de significância associado ao NDC com o objetivo de manter a taxa de FP do exame igual ao nível de significância desejado. O método proposto foi aplicado a um banco de sinais de EEG composto por 11 voluntários para as intensidades de 50, 40 e 30 dB SPL. Os resultados demonstram que o ajuste proposto manteve a taxa de FP do exame em torno do nível significância desejado de 5%. Além disso, obteve um aumento percentual nas taxas de detecção de 9,68%, 21,23% e 33,20% para as intensidades de 50, 40 e 30 dB SPL respectivamente, bem como redução no tempo de exame quando comparada a estratégia sem o ajuste proposto.

Keywords: ASSR; EEG; ORD; Strategy for sequential tests; Significance level adjustment.

Palavras-chaves: ASSR; EEG; ORD; Estratégia para Testes sequenciais; Ajuste do nível de significância.

1. INTRODUÇÃO

Segundo o Censo realizado em 2010 pelo Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE), existe um total de 9,7 milhões de pessoas com deficiência auditiva. Uma parcela dos problemas oriundos das perdas auditivas pode ser corrigida ou minimizada, caso o diagnóstico e correção da perda auditiva seja realizada nos primeiros meses de vida. Neste sentido, o Comitê Conjunto para a Audição infantil (American Academy of Pediatrics, 2007) recomenda que o diagnóstico de problemas auditivos seja feito até os 3 meses de idade, e o tratamento iniciado até os 6 meses de idade para reduzir os efeitos danosos a saúde auditiva.

A audiometria convencional é um exame que avalia possíveis perdas auditivas, contudo o diagnóstico é considerado subjetivo, pois depende da experiência e qualificação do avaliador, bem como da capacidade e cooperação do paciente em responder aos estímulos sonoros apresentados. Sendo de difícil aplicação em pacientes que tem dificuldades em responder aos estímulos, *e.g.* neonatos (Lins et al., 1996).

Como alternativa a audiometria convencional, as Respostas Auditivas em Regime Permanente (ASSRs) constituem uma opção de diagnóstico objetivo. A ASSR é evocada quando um estímulo sonoro modulado em uma frequência específica é apresentado ao paciente. A ASSR é caracterizada por estar sincronizada com a frequência de modulação, apresentando

assim, uma componente espectral na frequência de modulação (e seus harmônicos). Em aplicações clínicas, o registro da ASSR pode ser realizado de maneira não invasiva a partir do exame de Eletroencefalografia (EEG), e sua identificação de maneira objetiva, por meio da aplicação da técnica de Detecção Objetiva de Resposta (ORD) na frequência de modulação.

As técnicas de ORD são métodos matemáticos baseados em critérios estatísticos para a tomada de decisão. A identificação da presença ou ausência de resposta é feita através do teste de rejeição da hipótese nula (H_0). Em resumo, o teste consiste em comparar valor da ORD com seu respectivo valor crítico. Sendo o valor crítico, um limiar estatístico obtido na condição da hipótese nula (H_0), associado a um nível de significância α .

Em aplicações de audiometria utilizando ASSR (Ghasemahmad and Farahani, 2019; Picciotti et al., 2012; Picton et al., 2005), geralmente é utilizada a estratégia definida como teste único. Esta estratégia consiste na coleta de um tamanho de dados fixo definido *a priori* com aplicação do detector apenas uma única vez após o fim do exame (Stürzebecher et al., 2005). Como o teste da ORD é aplicado uma única vez, a estratégia tem uma probabilidade de obter uma taxa de Falso Positivo (FP) ou (erro do tipo I), *i.e.* definir a ASSR presente quando na verdade a resposta está ausente, igual a $\alpha\%$.

Contudo a ASSR pode ser identificada antes do final da coleta de dados. Caso ocorram respostas de alta amplitude antes do fim do exame, estas poderão ser identificadas e assim o exame pode ser interrompido. Não há então a necessidade da coleta com um tamanho de dados fixo (D'haenens et al., 2010; Luts et al., 2008). Para esta análise devem ser utilizadas estratégias para testes sequenciais (Cebulla and Stürzebecher, 2015; D'haenens et al., 2010; Van Dun et al., 2008). Em resumo, estas estratégias consistem na aplicação periódica da ORD na medida que novos sinais de EEG estão disponíveis para análise (Cebulla and Stürzebecher, 2015; D'haenens et al., 2010; Van Dun et al., 2008). Porém, a aplicação de maneira repetitiva da ORD conduz a um aumento na taxa de FP para valores superiores ao nível de significância α , caso nenhuma medida de controle seja utilizada (Cebulla and Stürzebecher, 2015; D'haenens et al., 2010; Van Dun et al., 2008).

Uma maneira de prevenir o aumento na taxa de FP constitui em determinar a ASSR presente quando um número consecutivo de testes de ORD rejeite a H_0 (Luts et al., 2008). Este número é definido como Número de Detecções Consecutivas (NDC) (Zanotelli et al., 2020), e o NDC é estimado de modo que a taxa de FP no final do exame não seja maior que o nível de significância α . Neste sentido, Zanotelli et al. (2020) propôs um método para a obtenção do NDC ótimo por meio de simulações de Monte Carlo. Contudo, devido a condição do NDC ser um valor inteiro, o arredondamento do NDC impactou no desempenho da estratégia, de modo que as taxas de FP obtidas no final do exame foram estreitamente menores que o nível de significância α . Assim, obteve-se um teste mais conservador, que consequentemente, conduz a perdas nas taxas de detecção.

Desse modo o presente trabalho propõem um ajuste do nível de significância associado ao NDC ótimo de modo que a taxa

de FP no final do exame seja igual ao nível de significância α desejado.

2. MATERIAIS E MÉTODOS

2.1 Magnitude quadrática da Coerência (MSC)

Neste estudo foi utilizada a técnica de ORD Magnitude quadrática da Coerência (MSC) para a identificação da ASSR (Dobie and Wilson, 1989). A MSC foi escolhida pelo fato de apresentar o melhor desempenho em relação as demais técnicas de ORD na identificação da ASSR (Dobie and Wilson, 1993; Dobie and Wilson, 1994; Stürzebecher et al., 2001; Santos et al., 2016; Wianda and Ross, 2016).

Considerando um sinal em tempo discreto, $y[k]$ (*e.g.* sinal de EEG) dividido em M janelas não sobrepostas, a MSC pode ser estimada pela expressão (Dobie and Wilson, 1989):

$$MSC(f_0) = \frac{|\sum_{i=1}^M Y_i(f_0)|^2}{M \sum_{i=1}^M |Y_i(f_0)|^2}, \quad (1)$$

onde $Y_i(f_0)$ é a Transformada de Fourier de Tempo Discreto na frequência f_0 da i -ésima janela e M o número de janelas.

A presença da ASSR pode ser inferida a partir da comparação do resultado da MSC para a frequência de modulação com o seu respectivo valor crítico. Quando o valor do detector é superior ao valor crítico, a H_0 de ausência de sinais é rejeitada, e assim a ASSR é definida como presente, caso contrário a ASSR é definida como ausente.

O valor crítico da MSC (MSC_{crit}) para um nível de significância α e M janelas pode ser estimado pela expressão (Miranda de Sá and Infantosi, 2007)

$$MSC_{crit} = 1 - \alpha^{\frac{1}{M-1}} \quad (2)$$

2.2 Estratégia para testes sequenciais com o critério de parada baseada no NDC

A estratégia para testes sequenciais tem o objetivo de avaliar a presença da ASSR ao longo da coleta dos sinais de EEG. A estratégia é inicializada quando um número mínimo de dados de EEG (M_{MIN}) está disponível para análise. Uma vez disponível, a MSC é aplicada ao sinal e comparada com o valor crítico. Em seguida, é verificado se os critérios de parada foram satisfeitos. Caso não sejam satisfeitos, é realizado a coleta de uma nova quantidade de sinais de EEG, definido como M_{STEP} , e aplicado novamente a MSC e verificado os critérios de paradas. Esse processo segue de maneira repetitiva até que um dos critérios de parada seja satisfeito. No presente estudo foram utilizados dois critérios de parada. Um critério de parada para presença da ASSR, estabelecido quando o número de detecções consecutivas NDC é alcançado, *i.e.*, a MSC rejeite H_0 consecutivamente um número de NDC. Outro critério estabelecido quando a duração da coleta atinge um tempo máximo definido como número máximo de sinal (M_{MAX}), neste caso a ASSR é definida como ausente (Zanotelli et al., 2020).

2.3 Obtenção do NDC ótimo

Para obtenção do NDC ótimo foi utilizado o método proposto em Zanotelli et al. (2020), em que a determinação do NDC é baseado no cálculo da taxa de FP na condição da (H_0) . Foram gerados 100.000 sinais gaussianos com média zero e variância unitária com o tamanho (M_{MAX}) igual ao sinal de EEG analisada (Seção 2.5), representando a condição de ausência de reposta. A este conjunto de sinais simulado foi aplicado a estratégia para testes sequenciais baseado no NDC (conforme descrito na seção 2.2), para um conjunto de parâmetros M_{MIN} e M_{STEP} determinados a priori. Para cada comparação da MSC, foi utilizado o valor crítico obtido a partir da Equação 2 com o nível de significância α igual a 0,05.

Em seguida foi calculado o valor da taxa de FP em função do NDC. O valor do NDC ótimo foi escolhido como o menor valor inteiro do NDC que satisfaz a condição de apresentar no final do exame uma taxa de FP menor que o nível de significância α .

Na figura 1 é mostrada a taxa de FP em função do NDC para a estratégia de testes sequenciais utilizando os parâmetros $M_{MIN}=5$, $M_{STEP}=1$, e $M_{MAX}=50$. Nesse caso o ótimo valor do NDC é 12, pois é o menor valor de NDC que apresentou uma taxa de FP inferior ao nível de significância de 5%. Observe na figura, que devido ao arredondamento do NDC para o seu maior valor inteiro correspondente, a taxa de FP do exame é menor que o FP desejado de 5%, o que implica em um teste mais conservador, e conseqüentemente, conduzindo em perdas na taxa de detecção (D'haenens et al., 2010; Luts et al., 2008; Zanotelli et al., 2020).

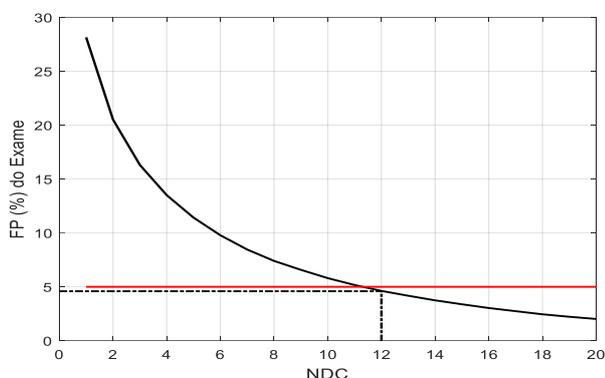


Figura 1: Taxa de FP em função do NDC para a MSC. A linha vermelha horizontal representa a taxa de FP desejado. A linha pontilhada vertical mostra o NDC ótimo. Devido a condição do NDC ser um valor inteiro, o NDC ótimo foi igual a 12. A linha pontilhada horizontal representa a taxa de FP para o NDC ótimo.

2.4 Método proposto: nível de significância ótimo para o NDC ótimo

Uma alternativa de compensar o efeito devido ao arredondamento do NDC, é por meio da correção do nível de significância α utilizado ao longo da estratégia para teste sequencial. Para isso, foi proposto neste estudo um método para a estimação do nível de significância ótimo associado ao NDC ótimo, que garante a taxa de FP do exame igual ao nível de significância α desejado.

Primeiro, o método obtém o valor de NDC ótimo, conforme descrito na Seção 2.3, para um conjunto de parâmetros M_{MIN} e M_{STEP} .

Segundo, a partir de algoritmo de otimização baseado no gradiente descendente é realizado o ajuste de α a cada iteração, com o objetivo de reduzir a função de custo. Sendo a função de custo igual ao erro quadrático médio entre o FP desejado e o FP do exame obtido a partir da simulação de Monte Carlo (mesmo parâmetros descritos na Seção 2.3) utilizando o NDC ótimo e α . Graficamente, o método proposto busca sobrepor as retas de FP do exame e FP desejado apresentadas na Figura 1, obtendo o nível de significância mais próximo do desejado.

2.5 Sinais de EEG

Os sinais de EEG foram coletados de onze voluntários adultos (2 mulheres e 9 homens), com idade entre 20 e 35 anos, com audição normal (limiar ≤ 20 dB nível de audição, *Hearing Leel-HL*, nas frequências 500, 1000, 2000 e 4000 Hz). O estudo foi aprovado pelo comitê de ética local (CEP/ UFV No. 2.105.334). Foi utilizado o eletrodo FCz para os registros dos dados. A coleta foi realizada em uma cabine acusticamente isolada, localizada no Núcleo Interdisciplinar de Análise de Sinais (NIAS) na Universidade Federal de Viçosa (UFV). Os voluntários foram orientados a deitar em uma cama com os olhos fechados e relaxar ou dormir.

O sistema de coleta de EEG foi baseado no *front-end* RHA2216 (Intan Technologies, USA), com filtros *Butterworth* analógicos passa-alta e passa-baixa com frequência de corte de 0,5 e 300 Hz respectivamente. Os voluntários foram submetidos a estimulação binaural múltipla. Foi apresentado em cada ouvido do voluntário, quatro diferentes tons modulados em amplitude de ordem dois (AM2) (Jhon et al., 2004). As frequências das portadoras foram: 500, 1000, 2000, 4000 Hz, e as frequências da moduladora foram 81, 85, 89 e 93 Hz para o ouvido direito e 83,87,91 e 95 Hz para ouvido esquerdo. As coletas foram realizadas em três sessões (exames) com duração de 240 segundos e intensidades de 50, 40 e 30 dB *Sound pressure level* (SPL). Os dados de EEG de cada sessão foram armazenados em disco rígido para análise *offline* utilizando o Matlab R16 (MathWorks, Natick, MA, USA). O sinal de EEG foi dividido em janelas com duração de 1 segundo para a aplicação da MSC de maneira sequencial.

2.6 Medidas de desempenho

Com o objetivo de avaliar o método proposto, a estratégia de detecção utilizando o NDC com o ajuste do nível de significância foi aplicado aos sinais de EEG descritos na seção anterior, para diferentes conjuntos de parâmetros (M_{MIN} e M_{STEP}).

Os conjuntos de parâmetros M_{MIN} e M_{STEP} foram obtidos a partir da relação:

$$M_{MIN} + n \cdot M_{STEP} = M_{MAX}. \quad (3)$$

Onde M_{MIN} e M_{STEP} são valores inteiros, n representa um número inteiro, que indica o número de vezes que o teste da MSC é aplicado. M_{MAX} corresponde ao tempo máximo de coleta, que para todos os parâmetros foi de 240 segundos.

A partir da Equação 3, foram obtidos um total de 1342 conjuntos de parâmetros diferentes (M_{MIN} e M_{STEP}) que satisfazem a equação.

Para avaliar os resultados da aplicação do NDC com o ajuste do nível de significância aos sinais de EEG foram estimadas as taxas de detecção, taxas de FP e o tempo médio de exame. A taxa de detecção foi calculada como o número de detecções obtidas nas frequências de modulação (ND) pelo número total de detecções possíveis (NT) (11 voluntários x 8 frequências de modulação = 88):

$$Taxa\ de\ detecção = \frac{ND}{NT} \quad (4)$$

A taxa de FP foi calculada como a razão entre o número de detecções obtidas analisando as frequências em que não era esperado obter resposta, *i.e.* os bins vizinhos (foram excluídas as frequências de modulação), pelo número total de frequências analisadas, 90 frequências em uma faixa de 2 a 100 Hz (8 voluntários x 90 frequências = 720). O tempo médio de exame foi calculado como a média do tempo necessário para que um dos critérios de parada seja satisfeito (presença ou ausência de resposta).

Foi aplicado o teste não paramétrico de Wilcoxon para dados dependentes com nível de confiança de 95% analisando a taxa de detecção e o tempo de exame.

As medidas de desempenho foram calculadas para os 1342 conjuntos de parâmetros (M_{MIN} e M_{STEP}), para as diferentes intensidades analisadas, 50 dB SPL, 40 dB SPL, e 30 dB SPL.

3. RESULTADOS E DISCUSSÃO

As taxas de FP obtidas pela aplicação dos protocolos de detecção nos sinais de EEG de 50, 40 e 30 dB SPL com e sem o ajuste do nível de significância são apresentados nas Figura 2. Observe que, para a estratégia de testes sequenciais utilizando o NDC sem o ajuste do nível de significância, os valores de FP permaneceram estreitamente menores do que a taxa de FP desejada de 5%. Ainda na Figura 2, observa-se que as taxas de FP utilizando a correção proposta, apresentaram valores maiores em relação a não correção para os mesmos protocolos de detecção. Para verificar se esses valores excediam a taxa de FP desejada de 5%, foi obtido o intervalo de confiança de 95%, utilizando uma distribuição binomial com taxa de sucesso igual a 5% e número de testes igual a 720 (Zanotelli et al., 2021). Na análise, as taxas de FP permaneceram em torno do nível de significância desejado de 5%, *i.e.*, não apresentando valores significativos superiores em relação a taxa de FP desejada e nem valor mais conservadores (significativamente inferior ao nível de significância) como os resultados obtidos sem a correção do nível de significância.

Analisando as taxas de detecção obtidas pelos conjuntos de parâmetros (total de 1342) com e sem a correção do nível de significância, ao utilizar a correção, a taxa de detecção apresentou um aumento médio percentual de 9,68%, 21,23%, e 33,20% para as intensidades de 50, 40 e 30 dB SPL, respectivamente.

Em todas as três intensidades as taxas de detecção utilizando a correção proposta foi significativamente diferente (ambos $p < 0,0001$). Adicionalmente, em nenhum caso com aplicação da

correção do nível de significância, o protocolo apresentou uma redução nas taxas de detecção, de modo que na pior condição não teve alteração na taxa de detecção.

Em análise similar com o tempo de exame médio. A correção do nível de significância conduziu uma redução média percentual no tempo de exame de 1,098% ($p = 0,08$) e 0,065% ($p = 0,59$) para 50 e 40 dB SPL, respectivamente, e não apresentou nenhuma diferença para 30 dB SPL ($p = 1$). Contudo em nenhum dos casos a redução no tempo médio de exame foi estatisticamente significativa. Ao utilizar a correção proposta do nível de significância não observou-se aumento no tempo de exame em nenhum conjunto de parâmetros.

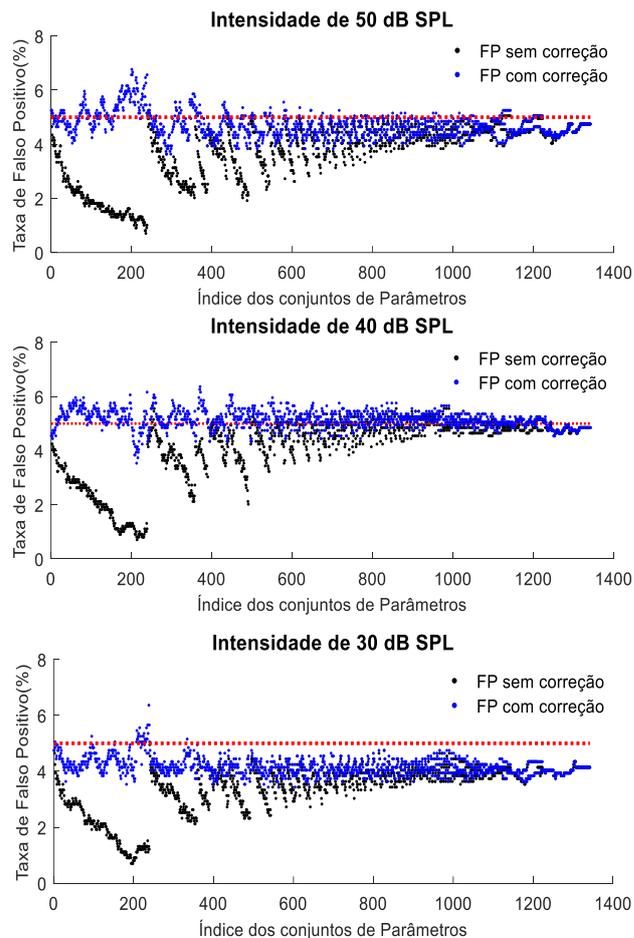


Figura 2: Taxas de Falso Positivo (FP) dos sinais de EEG, para as intensidade de 50, 40 dB e 30 dB SPL. Os pontos pretos correspondem ao protocolo de detecção sem ajuste do nível de significância e, os pontos azuis com o ajuste do nível de significância. A linha vermelha pontilhada horizontal representa a taxa de FP desejada, que neste trabalho foi de 5%.

Na Figura 3 são mostradas as taxas de detecção e o tempo de exame médio para todos conjuntos de parâmetros analisados com e sem a correção do nível de significância. Na figura, o conjunto de parâmetros marcado pela linha sólida representa a fronteira Pareto. Esses conjuntos de parâmetros, pertencentes a fronteira, podem ser classificados como pareto-ótimos, pois para cada conjunto de parâmetro não existe nenhum outro conjunto de parâmetro com uma mesma taxa de detecção e que possua o tempo de exame menor, do mesmo modo nenhum parâmetro com o mesmo tempo de exame e com uma taxa de

deteção maior. Comparando os conjuntos de parâmetros considerados como pareto-ótimos, os protocolos com a utilização da correção do nível de significância apresentaram um desempenho superior, *i.e.*, menor tempo de exame quando comparado com um protocolo sem utilização da correção para uma mesma taxa de deteção.

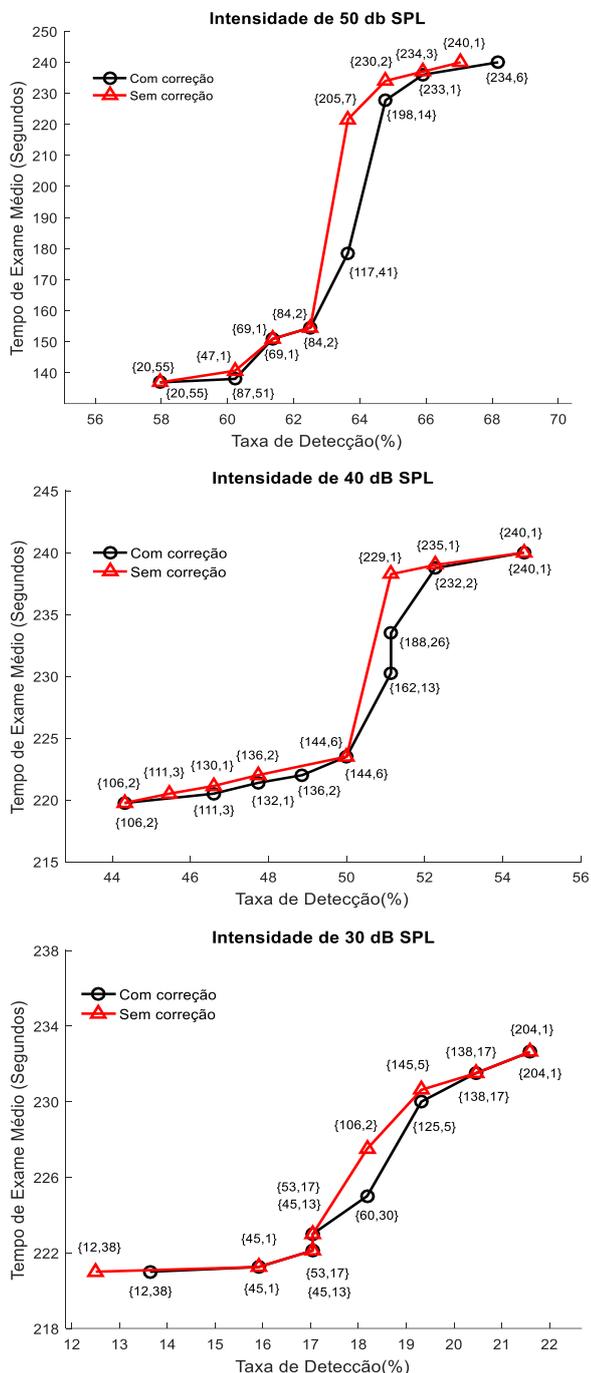


Figura 3: Taxa de deteção e o tempo de exame para as intensidades de 50,40 e 30 dB SPL. A linha preta com a marcação dos círculos (“o”) representa a fronteira pareto para a estratégia utilizando a correção proposta, enquanto que a linha em vermelho com a marcação em triângulos (“Δ”) representa a fronteira pareto sem a correção proposta. Os conjuntos de parâmetros são representados entre as chaves, seguindo a ordem de M_{MIN} e M_{STEP} , para todos os parâmetros manteve o mesmo M_{MAX} igual a 240.

Em análise adicional, verificou que os conjuntos de parâmetros com M_{MIN} pequeno (inferiores a 70 segundos e M_{STEP} alto (maior que 160 segundos) foram os mais beneficiados com a correção proposta do nível de significância.

Uma limitação do presente estudo corresponde ao tempo máximo de janelas (M_{MAX}) com tamanho único de 240 segundos, o que implica em taxas de deteções relativamente baixas para as intensidades de 40 e 30 dB SPL. Em trabalhos futuros será estendido o tempo de exame *i.e.* M_{MAX} com o objetivo de avaliar o efeito da deteção para diferentes tempos de exame, principalmente analisando as intensidades de 40 e 30 dB SPL em que a correção apresentou os melhores resultados.

Outra limitação do estudo, é que os resultados de desempenho obtidos são empíricos ao conjunto de voluntários estudados. No presente estudo tentou empregar um grupo de voluntários que contemple o maior número de indivíduos. Em estudos futuros os autores pretendem realizar a análise por indivíduo, tentando identificar possíveis padrões de desempenho.

4. CONCLUSÃO

O presente trabalho propõem uma estratégia para o ajuste do nível de significância associado ao NDC ótimo. A técnica controlou a taxa de FP, além disso, obteve melhoras nas taxas de deteção bem como redução no tempo de exame, em relação a não aplicação do ajuste. Os resultados indicam que o método proposto pode ser aplicado na audiometria usando a ASSR.

AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem a FAPMIG (PPM-00533-17) pelo apoio financeiro e ao IFES pela bolsa de iniciação científica (BS00004599).

REFERÊNCIAS

American Academy of Pediatrics, Joint Committee on Infant Hearing (2007). Year 2007 position statement: Principles and guidelines for early hearing detection and intervention programs. *Pediatrics*, 120(4), 898–921.

Cebulla, M., & Stürzebecher, E. (2015). Automated auditory response detection: Further improvement of the statistical test strategy by using progressive test steps of iteration. *International Journal of Audiology*, 54(8), 568–572. doi.org/10.3109/14992027.2015.1017659

D’haenens, W., Vinck, B. M., Maes, L., Bockstael, A., Keppler, H., Philips, B., Swinnen, F., & Dhooge, I. (2010). Determination and evaluation of clinically efficient stopping criteria for the multiple auditory steady-state response technique. *Clinical Neurophysiology*, 121(8), 1267–1278. doi.org/10.1016/j.clinph.2010.03.008

Dobie, R. A., & Wilson, M. J. (1989). Analysis of auditory evoked potentials by magnitude-squared coherence. *Ear and hearing*, 10(1), 2–13. doi.org/10.1097/00003446-198902000-00002

Dobie, R. A., & Wilson, M. J. (1993). Objective response detection in the frequency domain.

- Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/ Evoked Potentials*, 88(6), 516–524. doi.org/10.1016/0168-5597(93)90040-V
- Dobie, R. A., & Wilson, M. J. (1994). Objective detection of 40 Hz auditory evoked potentials: phase coherence vs. magnitude-squared coherence. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/ Evoked Potentials*, 92(5), 405–413. doi.org/10.1016/0168-5597(94)90017-5
- Ghasemahmad, Z., & Farahani, S. (2019). Validity of correction factors applied to auditory steady-state responses (ASSRs) in normal hearing adults in chartr EP system. *European archives of oto-rhino-laryngology : official journal of the European Federation of Oto-Rhino-Laryngological Societies (EUFOS) : affiliated with the German Society for Oto-Rhino-Laryngology - Head and Neck Surgery*, 276(8), 2171–2180. doi.org/10.1007/s00405-019-05451-3
- John, M. S., Brown, D. K., Muir, P. J., & Picton, T. W. (2004). Recording auditory steady-state responses in young infants. *Ear and hearing*, 25(6), 539–553. doi.org/10.1097/01.aud.0000148050.80749.ac
- Lins, O. G., Picton, T. W., Boucher, B. L., Durieux-Smith, A., Champagne, S. C., Moran, L. M., Perez-Abalo, M. C., Martin, V., & Savio, G. (1996). Frequency-specific audiometry using steady-state responses. *Ear and hearing*, 17(2), 81–96. doi.org/10.1097/00003446-199604000-00001
- Luts, H., Van Dun, B., Alaerts, J., & Wouters, J. (2008). The influence of the detection paradigm in recording auditory steady-state responses. *Ear and Hearing*, 29(4), 638–650. doi.org/10.1097/AUD.0b013e318174f051
- Miranda de Sá, A. M., & Infantosi, A. F. (2007). Evaluating the relationship of non-phase locked activities in the electroencephalogram during intermittent stimulation: a partial coherence-based approach. *Medical & biological engineering & computing*, 45(7), 635–642. doi.org/10.1007/s11517-007-0191-0
- Picton, T. W., Dimitrijevic, A., Perez-Abalo, M. C., & Van Roon, P. (2005). Estimating audiometric thresholds using auditory steady-state responses. *Journal of the American Academy of Audiology*, 16(3), 140–156. doi.org/10.3766/jaaa.16.3.3
- Picciotti, P. M., Giannantonio, S., Paludetti, G., & Conti, G. (2012). Steady state auditory evoked potentials in normal hearing subjects: evaluation of threshold and testing time. *ORL; journal for oto-rhino-laryngology and its related specialties*, 74(6), 310–314. doi.org/10.1159/000345497
- Santos, T. S., Silva, J. J., Lins, O. G., Melges, D. B., & Tierra-Criollo, C. J. (2016). *Detection efficiency of auditory steady state evoked by modulated noise. Hearing Research*, 339, 125131. doi:10.1016/j.heares.2016.05.07
- Stürzebecher, E., Cebulla, M., & Elberling, C. (2005). Automated auditory response detection: Statistical problems with repeated testing. *International Journal of Audiology*, 44(2), 110–117. doi.org/10.1080/14992020400029228
- Stürzebecher, E., Cebulla, M., & Wernecke, K. D. (2001). Objective detection of transiently evoked otoacoustic emissions. *Scandinavian Audiology*, 30(2), 78–88. doi.org/10.1080/010503901300112185
- Van Dun, B., Verstraeten, S., Alaerts, J., Luts, H., Moonen, M., & Wouters, J. (2008). A flexible research platform for multi-channel auditory steady-state response measurements. *Journal of Neuroscience Methods*, 169(1), 239–248. doi.org/10.1016/j.jneumeth.2007.12.002
- Wianda, E., & Ross, B. (2016). Detecting neuromagnetic synchrony in the presence of noise. *Journal of Neuroscience Methods*, 262, 41–55. doi.org/10.1016/j.jneumeth.2016.01.012
- Zanotelli, T., Antunes, F., Simpson, D. M., Mazoni Andrade Marçal Mendes, E., & Felix, L.B (2020). Faster automatic ASSR detection using sequential tests. *Journal of audiology*, 59(8), 631-639. doi.org/10.1080/14992027.2020.1728402
- Zanotelli, T., Soares, Q.B., Simpson, D. M., Mairanda de Sá, A.M.F.L., Mendes, E.M.A.M., Felix, L.B. (2021). Choosing multichannel objective response detectors for multichannel auditory steady-state responses, *Biomed. Signal Process. Control*, 68. doi.org/10.1016/j.bspc.2021.102599