

Efeitos da Quantização dos Sinais de EEG na Detecção da Resposta Auditiva em Regime Permanente^{*}

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: 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: Auditory Steady-State Responses (ASSRs) are an option for an audiometry assessment without subjective interference from patients and evaluators, because the presence of these brain patterns are objectively inferred by applying an Objective Response Detection (ORD) technique to the electroencephalography data (EEG). This work analyzes the variation in the number of bits for the quantization of EEG signals in the detection of ASSRs, in order to find an optimal value of bits that does not compromise the audiometric test. The results showed that there was no significant difference in the audiometry results (24-bit) in relation to the original data, using a 12-bit encoding. So it is possible to reduce the number of digital data by at least 50%, without a significant loss in ASSR detection. Thus, the results of this study can contribute to the development of a system that aims to detect ASSR, in which the number of data is a factor to be considered, for example, systems based on cloud computing.

Resumo: As Respostas Auditivas em Regime Permanente (do inglês, Auditory Steady-State Responses, ASSRs) constituem uma opção para uma avaliação de audiometria sem interferência subjetiva de pacientes e avaliadores, pois, a presença desses padrões cerebrais são inferidos de modo objetivo aplicando uma Técnica de Detecção de Resposta Objetiva (do inglês, Objective Response Detection, ORD) aos dados digitais de eletroencefalografia (EEG). Neste trabalho é realizado a análise da variação do número de bits para a quantização dos sinais de EEG na detecção das respostas auditivas em estado estacionário, para dessa forma encontrar um valor ótimo de bits que não comprometa o teste audiométrico. Os resultados demonstraram que não houve diferença significativa dos resultados da audiometria, com relação ao dado original (24 bits) utilizando uma codificação com 12 bits. Portanto é possível reduzir o número de dados digitais em pelo menos 50%, sem que ocorra uma perda significativa na detecção da ASSR. Assim, os resultados deste estudo podem contribuir no desenvolvimento de sistemas que tem como objetivo detectar a ASSR, os quais o número de dados é um fator a ser considerado; por exemplo, sistemas baseados em computação em nuvem.

Keywords: ASSR; EEG; ORD; Quantization; Audiometry.

Palavras-chaves: ASSR; EEG; ORD; Quantização; Audiometria.

1. INTRODUÇÃO

No Brasil, segundo o Censo de 2010 realizado pelo Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE), existe um total de 9,7 milhões de pessoas com deficiência auditiva. Cerca da metade desses casos poderiam ser prevenidos ou ter seus efeitos minimizados se a intervenção fosse iniciada precocemente (Ministério da Saúde, 2012). Assim, o Comitê Conjunto para Audição Infantil (JCIH, 2007) recomenda que exame diagnóstico seja realizado até os 3 meses de idade e o tratamento iniciado até os 6 meses de idade. Contudo, a audiometria convencional é um exame subjetivo, pois o diagnóstico depende da capacidade ou

cooperação do paciente em responder a um determinado som, e da experiência e qualificação do examinador. Essas características dificultam muito a identificação das perdas auditivas em bebês (Lins et al., 1996). Para esses casos, as Respostas Auditivas em Regime Permanente (do inglês *Auditory Steady-State Responses*, ASSRs) constituem uma opção para uma avaliação audiométrica objetiva (John et al., 2004; Korczak et al., 2012; Panahi et al., 2014; Israelsson et al., 2015; de Resende et al., 2015).

As ASSRs são mudanças na atividade neural em resposta a estímulos acústicos periódicos (Picton et al., 2003). Especificamente, quando evocadas por um tom modulado em amplitude, as ASSRs apresentam amplitude e fase constante (Figura 1). Assim, por meio do eletroencefalografia (EEG), é possível realizar o registro digital das

^{*} Os autores agradecem à FAPEMIG (PPM-00533-17) pelo apoio financeiro.

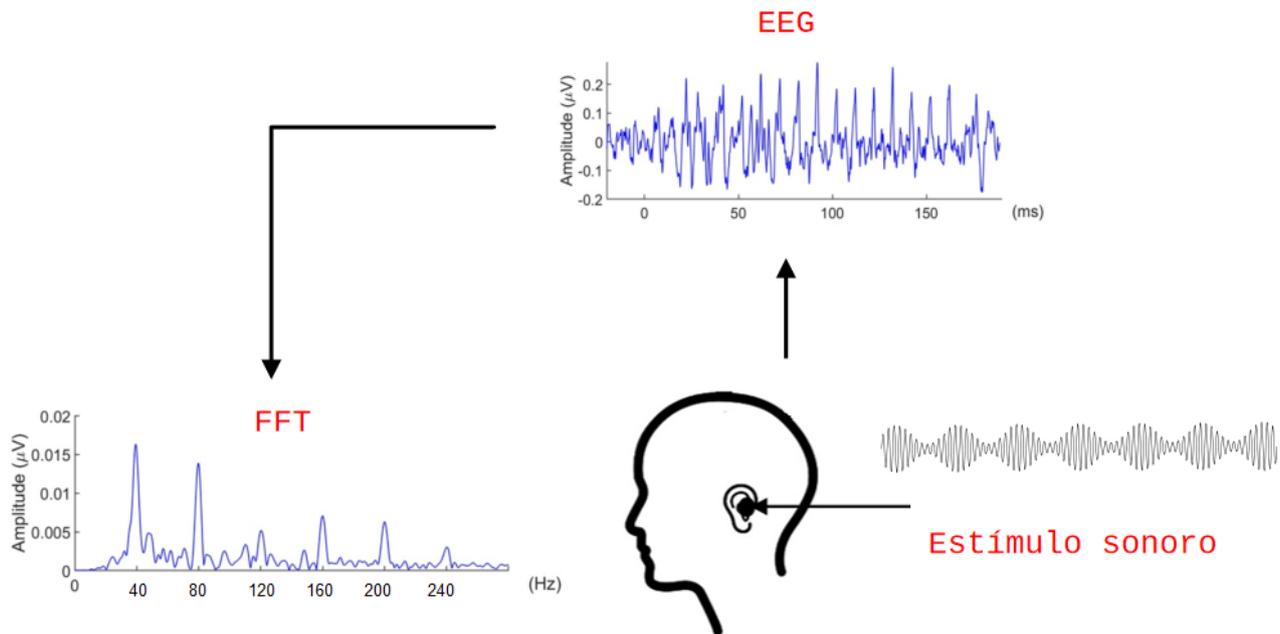


Figura 1. Diagrama da aquisição das respostas auditivas em estado estacionário (ASSRs).

atividades elétricas cerebrais (que é composto pela ASSR e as demais atividades de EEG de fundo). A presença das ASSRs pode ser inferida de maneira objetiva aplicando uma Técnica de Detecção de Resposta Objetiva (do inglês *Objective Response Detection*, ORD) aos dados digitais de EEG. Permite-se assim uma avaliação das respostas sem a interferência subjetiva de pacientes e avaliadores.

Neste contexto, em aplicações clínicas, as ASSRs tem sido utilizadas na estimação de um perfil audiométrico eletrofisiológico (*i.e.*, audiometria eletrofisiológica ou audiometria usando ASSR). Normalmente, este perfil é composto pelos limiares eletrofisiológicos para as frequências 500, 1000, 2000, 4000 Hz (Picton et al., 2003). Sendo cada limiar definido como a menor intensidade sonora a qual a ASSR não é mais detectável. Geralmente, o processo para obtenção dos limiares consiste em apresentar o estímulo sonoro com uma alta intensidade e então realizar o registro do EEG. Após um período de coleta, é verificada a presença da ASSR por meio da aplicação da ORD aos sinais de EEG. Caso a ASSR seja detectável, a intensidade é reduzida, e novamente é realizada a coleta do sinal de EEG e aplicada a ORD. Este processo se repete, até que a ASSR não seja mais detectável. Neste sentido, para que o processo seja possível, é necessário o processamento digital dos sinais de EEG e a aplicação da técnica de ORD em tempo real, o que exige a utilização de *softwares* específicos, bem como uma unidade de processamento digital (*e.g.*, computadores desktop).

Recentemente, uma nova área que tem ganhado grande destaque referente a processamento de dados é a computação em nuvem (Duraó et al., 2014). Em resumo, esse termo refere-se ao fornecimento de serviços como processamento computacional e armazenamento de dados pela Internet (“a nuvem”) utilizando servidores de alta capacidade (Duraó et al., 2014). Assim, a audiometria utilizando as ASSRs e técnicas ORDs poderia se beneficiar dessa tecnologia.

Contudo, como descrito anteriormente, é importante que a transmissão dos dados de EEG, bem como o processamento, armazenamento e análise seja realizada em tempo real.

Uma maneira simples de reduzir o tempo de transmissão e espaço para armazenamento desses dados de EEG é a redução dos números de bits utilizados para codificar esses sinais no processo de quantização. A quantização é definida como o processo de transformar a amplitude da amostra de um sinal no tempo em uma amplitude discreta tomada de um conjunto finito de possíveis níveis, representados por bits.

Neste sentido, o presente trabalho tem como objetivo avaliar os efeitos da variação do número de bits para a quantização dos dados na detecção das ASSRs, para dessa forma encontrar um valor ótimo de bits que não comprometa o teste audiométrico. Assim, este estudo pretende auxiliar no desenvolvimento de sistemas que tem como objetivo detectar a ASSR, os quais o número de dados é um fator a ser considerado, seja para armazenamento e/ou transmissão de dados, por exemplo, sistemas baseados em computação em nuvem.

2. MATERIAIS E MÉTODOS

2.1 Sinais de EEG

Participaram desse estudo onze voluntários adultos (2 mulheres e 9 homens), com idades entre 20 e 35 anos, com audição normal (limiar ≤ 20 dB nível de audição, *Hearing Level - HL*, nas frequências 500, 1000, 2000 e 4000 Hz). Os dados foram coletados em uma cabine acusticamente isolada, localizada no Núcleo Interdisciplinar de Análise de Sinais (NIAS) na Universidade Federal de Viçosa (UFV). Os voluntários foram convidados a deitar em uma cama com os olhos fechados e a relaxar ou dormir. O estudo

foi aprovado pelo Comitê de ética local (CEP/UFV No. 2.105.334) e todos os voluntários assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido.

Durante a coleta de dados, com o objetivo de evocar as ASSRs, os voluntários foram submetidos a uma estimulação auditiva, na condição binaural múltipla (*i.e.*, o estímulo é composto por mais de um tom e apresentado aos dois ouvidos simultaneamente). Assim, foram apresentados a cada ouvido do voluntário, quatro diferentes tons modulados em amplitude de ordem dois (AM2) (Joh, 2002). As frequências das portadoras para ambos os ouvidos foram as mesmas: 500, 1000, 2000, 4000 Hz, modulados, respectivamente, nas frequências 81, 85, 89 e 93 Hz, para o ouvido direito; e 83, 87, 91 e 95 Hz, para o ouvido esquerdo. A intensidade de cada tom foi ajustada para 50 dB e 30 dB de nível de pressão sonora, e os estímulos foram apresentados por meio do fone de inserção 5A (Aearo Technologies, EUA).

Paralelamente à estimulação, foi realizado o registro das atividades elétricas do eletrodo localizado em C_z com referência na posição de 10 cm abaixo da linha do cabelo e o terra no F_{pz} , na Figura 2 é mostrado a localização dos eletrodos. Para isto foi utilizado um sistema de coleta de EEG, 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. Na digitalização dos sinais foi utilizado o conversor analógico-digital de 24 bits ADS127L01 (Texas Instruments, USA), com frequência de amostragem de 1000 Hz. A coleta foi dividida em duas sessões, uma com duração de 5 min e outra com 8 min, sendo a estimulação de 50 dB SPL e 30 dB SPL (representando uma alta e baixa intensidade sonora), respectivamente. Após a coleta, os dados digitais de EEG foram armazenados em disco para análise *offline*. Toda análise *offline* foi realizada no Matlab R16 (MathWorks, Natick, MA, USA).

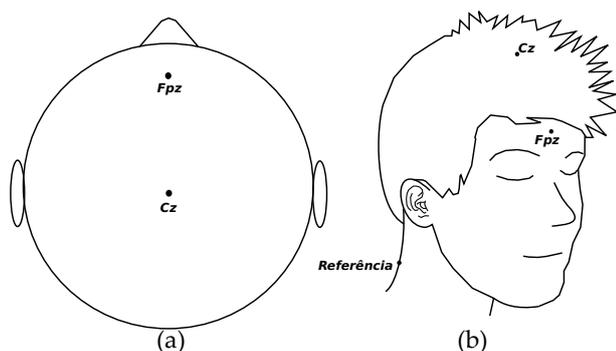


Figura 2. Localização dos eletrodos durante o registro das atividades elétricas.

2.2 Método para Detecção da Resposta Objetiva

Neste estudo, para a detecção da ASSR foi utilizada a técnica de ORD Magnitude Quadrática da Coerência (do inglês *Magnitude Square Coherence*, MSC) (Dobie and Wilson, 1989). A MSC é uma medida da correlação linear entre a componente na frequência f_0 e o sinal de tempo discreto (Miranda de Sá, 2004). Considerando os sinais de EEG de tempo discreto, $y[k]$, dividido em M janelas não sobrepostas, a MSC é calculada pela expressão:

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

onde $Y_i(f_0)$ é a Transformada de Fourier de Tempo Discreto na frequência f_0 da i -ésima janela, e M é o número de janelas. A presença da ASSR pode ser inferida por meio da comparação entre a estimativa da MSC na frequência de modulação com seu respectivo valor crítico para um nível de significância α . O valor crítico é obtido na condição da hipótese nula (H_0), *i.e.* ausência de resposta, e dado pela expressão (Miranda de Sá et al., 2009):

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

Na Figura 3.(a) é apresentado um típico sinal de EEG em função do tempo, e em (b) a aplicação da MSC ao sinal de EEG em função da frequência. A linha horizontal em vermelho indica o valor crítico para determinar as frequências com MSC relevante para detecção. Observa-se que as frequências de modulação apresentam valores da MSC superiores em relação ao valor crítico.

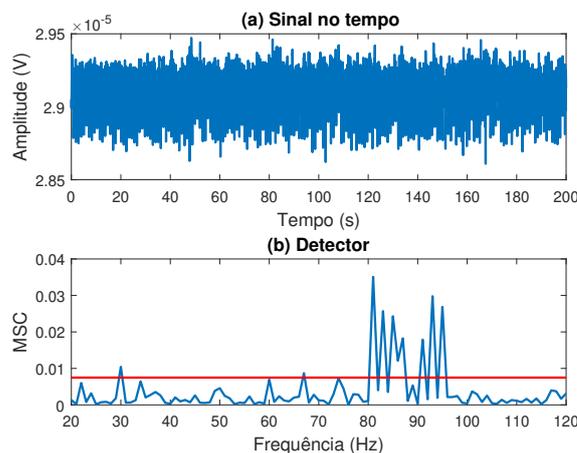


Figura 3. (a) Exemplo do sinal de EEG coletado em função do tempo. (b) Aplicação da MSC ao sinal de EEG em função da frequência. A linha horizontal em vermelho indica o valor crítico

2.3 Medidas de desempenho

Conforme mencionado na subseção 2.1, os dados de EEG foram coletados e armazenados em formato de 24 bits. Com o objetivo de avaliar a influência, que a quantização uniforme dos dados de EEG tem no desempenho na identificação das ASSRs, os dados de EEG passaram por uma redução no número de bits. No caso, os bits menos significativos foram zerados, processo este, equivalente a quantização uniforme utilizando um número de bits igual a N_{bits} . Por exemplo, caso o N_{bits} seja igual a 20, foram utilizados os 20 primeiros bits (os mais significativos) para representar o valor numérico do sinal de EEG coletado. Em seguida, para esse conjunto de dados quantizados foi estimado a taxa de detecção (TXD) e taxa de falso positivo (TFP). A TXD foi estimada para cada uma das intensidades de estimulação (50 e 30 dB SPL), pela expressão

$$\text{Taxa de detecção} = \frac{ND}{NT}, \quad (3)$$

onde ND é o número de detecções nas frequências de modulação e NT é o número total de possíveis detecções (11 voluntários \times 8 frequências de modulação = 88).

A TFP também foi estimada pela equação 3, porém foram utilizadas 90 frequências diferentes (11 voluntários \times 90 frequências = 990) das frequências de modulação, as quais não esperam a presença da ASSR. Estas frequências compreendem a faixa de 2 Hz a 100 Hz.

A TXD e TFP para N_{bits} entre 2 bits a 23 bits foram comparadas com a TXD e TFP obtida para o maior número de bits disponível, *i.e.* 24 bits. Para verificar se as taxas apresentam diferenças estatisticamente significativas, foi utilizado o teste de Mc Nemar ($p < 0,05$) (Siegel and Castellan, 1988). Adicionalmente, também foi calculado o número percentual de aplicações do detector que apresentou resultado diferente em relação ao caso de 24 bits, métrica definida no estudo como erro relativo.

3. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Nas Figuras 4 e 5 são mostradas as TXD e TFP em função do N_{bits} utilizado na quantização, obtido pela aplicação do detector ao banco de EEG com estimulação de 50 e 30 dB SPL, respectivamente. Ao aplicar o testes de Mc Nemar, observou uma diferença estatística nas taxas (TXD e TFP) obtidas para $N_{bits} = 24$ bits em relação as taxas para $N_{bits} < 12$ bits. Sendo que, para $N_{bits} \geq 12$ bits não houve diferença estatística em relação a $N_{bits} = 24$ bits ($p > 0,05$). Adicionalmente, considerando as especificações técnicas do sistema de coleta, a resolução mínima para 12 bits é $8,056 \mu V$, enquanto para 11 bits é de $16,113 \mu V$.

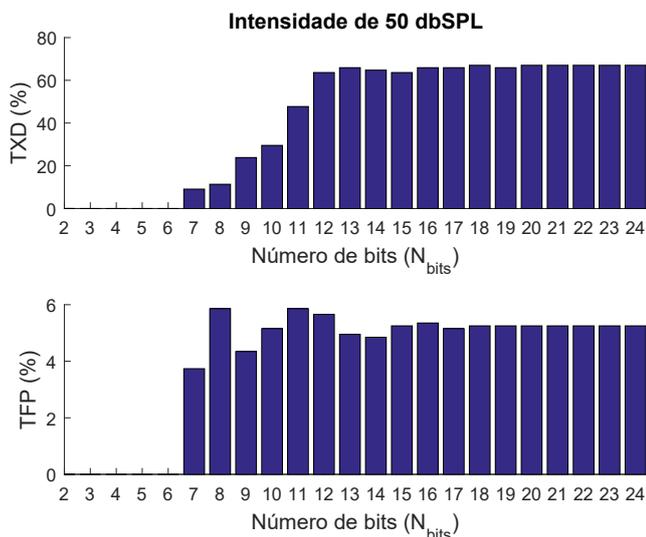


Figura 4. TXD e TFP em função do número de bits (N_{bits}), obtido pela aplicação do detector ao banco de EEG com estimulação de 50 dB SPL.

O erro relativo em função do N_{bits} para o número de detecção e falso positivo são mostrados nas Figuras 6 e 7, para o EEG com estimulação de 50 e 30 dB SPL, respectivamente. Os erros apresentaram uma significativa

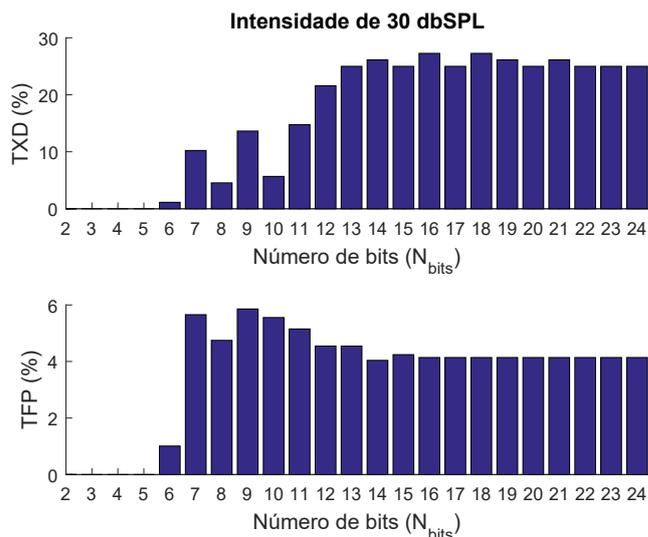


Figura 5. TXD e TFP em função do número de bits (N_{bits}), obtido pela aplicação do detector ao banco de EEG com estimulação de 30 dB SPL.

atenuação em $N_{bits} = 12$ bits, oscilando até $N_{bits} = 22$ bits. Esta oscilação se deve ao fato que, ao realizar a etapa de quantização, inevitavelmente, os valores numéricos são alterados e, como as técnicas de ORDs são métodos estatísticos, estas apresentam um desvio padrão atrelado a sua estimacão. Contudo ao utilizar $N_{bits} \geq 12$ não existe uma perda significativa no poder do detector.

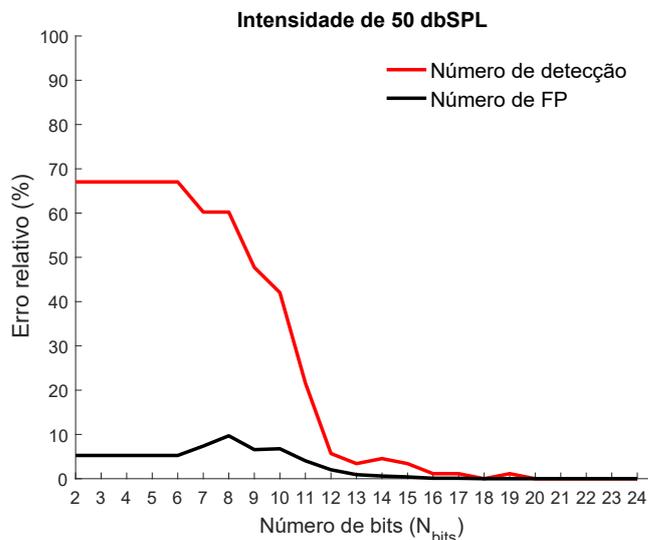


Figura 6. Erro relativo em função do número de bits (N_{bits}) no número de detecção e de falso positivo.

4. CONCLUSÃO

Este estudo avaliou a influência do número de bits utilizados na quantização dos dados de EEG na identificação das ASSRs. Os resultados mostraram que não houve diferença estatística no desempenho do detector, quando utilizado um número de 12 a 24 bits, o que representa em uma redução de até 50% no quantitativo de dados. Portanto, em aplicações que envolvam a análise da ASSR em tempo real utilizando computação em nuvem, é possível utilizar um número mínimo de 12 bits (que corresponde a uma

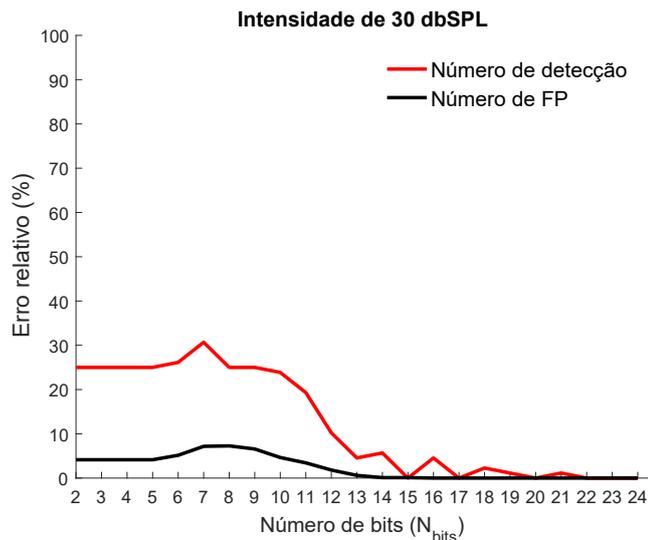


Figura 7. Erro relativo em função do número de bits (N_{bits}) no número de detecção e de falso positivo.

resolução mínima $8,056 \mu V$), sem ter perda significativa no desempenho da detecção da ASSR.

AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem à FAPEMIG (PPM-00533-17) pelo apoio financeiro.

REFERÊNCIAS

- (2002). Auditory Steady-State Responses to Exponential Modulation Envelopes. *Ear and Hearing*, 23(2), 106–117. doi:10.1097/00003446-200204000-00004.
- de Resende, L.M., da Silva Carvalho, S.A., Dos Santos, T.S., Abdo, F.I., Romão, M., Ferreira, M.C., and Tierra-Criollo, C.J. (2015). Auditory steady-state responses in school-aged children: a pilot study. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 12(1), 1–7.
- Dobie, R.A. and Wilson, M.J. (1989). Analysis of auditory evoked potentials by magnitude-squared coherence. *Ear and hearing*, 10(1), 2–13. doi:10.1097/00003446-198902000-00002.
- Durao, F., Carvalho, J.F.S., Fonseca, A., and Garcia, V.C. (2014). A systematic review on cloud computing. *The Journal of Supercomputing*, 68(3), 1321–1346.
- Israelsson, K.E., Bogo, R., and Berninger, E. (2015). Reliability in hearing threshold prediction in normal-hearing and hearing-impaired participants using mixed multiple assr. *Journal of the American Academy of Audiology*, 26(3), 299–310.
- JCIH (2007). Executive Summary and the Year 2007 Position Statement, Principles and Guidelines for Early Hearing Detection and Intervention Programs. *American Journal of Audiology*, 120(4), 898–921.
- John, M.S., Brown, D.K., Muir, P.J., and Picton, T.W. (2004). Recording auditory steady-state responses in young infants. *Ear and hearing*, 25(6), 539–553.
- Korczak, P., Smart, J., Delgado, R., M Strobel, T., and Bradford, C. (2012). Auditory steady-state responses. *Journal of the American Academy of Audiology*, 23(3), 146–170.

- Lins, O.G., Picton, T.W., Boucher, B.L., Durieux-Smith, A., Champagne, S.C., Moran, L.M., Perez-Abalo, M.C., Martin, V., and Savio, G. (1996). Frequency-Specific Audiometry Using Steady-State Responses. *Ear and Hearing*, 17(2), 81–96. doi:10.1097/00003446-199604000-00001.
- Ministério da Saúde (2012). Diretrizes de Atenção da Triagem Auditiva Neonatal. *Ministério da Saúde*.
- Miranda de Sá, A.M.F.L. (2004). A Note on the Sampling Distribution of Coherence Estimate for the Detection of Periodic Signals. *IEEE Signal Processing Letters*, 11(3), 323–325. doi:10.1109/LSP.2003.821751.
- Miranda de Sá, A.M.F.L., Ferreira, D.D., Dias, E.W., Mendes, E.M.A.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. doi:10.1016/j.jfranklin.2009.07.009.
- Panahi, R., Jafari, Z., and Hasani, S. (2014). Relationship between behavioral hearing thresholds and estimated auditory steady-state response thresholds in children with a history of neonatal hyperbilirubinemia. *European Archives of Oto-Rhino-Laryngology*, 271(9), 2385–2392.
- Picton, T.W., John, M.S., Dimitrijevic, A., and Purcell, D. (2003). Human auditory steady-state responses. *International journal of audiology*, 42(4), 177–219. doi:10.3766/jaaa.23.3.3.
- Siegel, S. and Castellan, N.J. (1988). *Nonparametric statistics for the behavioral sciences*. doi:ISBN-10:0070573573, ISBN-13:978-0070573574.