

APLICAÇÃO DA MAGNITUDE QUADRÁTICA DA COERÊNCIA MÚLTIPLA PARA DETECÇÃO DE RESPOSTAS AUDITIVAS EM REGIME PERMANENTE

JEAN A. S. CARVALHO*[†], JOYCE O. GAIO*[†], LEONARDO B. FELIX*[†], MÁRCIO F. S. BARROSO*

**Programa de Pós Graduação em Engenharia Elétrica, Associação ampla UFSJ e CEFET/MG
Universidade Federal de São João del-Rei, Praça Frei Orlando, 170, Centro - CEP: 36.307-352
São João del-Rei, MG, Brasil*

*[†]Núcleo Interdisciplinar de Análise de Sinais, Departamento de Engenharia Elétrica
Universidade Federal de Viçosa, Avenida Peter Henry Rolfs, s/n, CEP 36570-000
Viçosa, MG, Brasil*

Email: jean_asc@yahoo.com.br, joyceogaio@hotmail.com, leobonato@ufv.br,
barroso@ufs.j.edu.br

Abstract— Automatic detection techniques of bioelectrical responses allow evaluations without subjective interferences of both patients and evaluators. From all the detection's techniques of Auditory Steady-state Responses (ASSR), the Magnitude-Squared Coherence (MSC) is pointed as one of the most efficient when in presence of periodic stimulations in Electroencephalogram. A routine was developed in Matlab® to generate the stimuli, communicate with the electroencephalograph, analyze the data online and save them for future analysis. EEG signals were collected from eight subjects, for 12 Amplitude Modulation (AM) stimuli, with intensities of 30, 50 and 70 dB SPL for each one of the carrier frequencies. The results show a detection success of 96.35% of those stimuli with an average detection time for each stimulus of 125.7 s, totaling an average of 1508.3 s to detect the stimuli from all 12 exams of each subject.

Keywords— Auditory Steady-state Responses, Magnitude-Squared Coherence, Multiple Magnitude-Squared Coherence, Electroencephalogram.

Resumo— Técnicas de detecção automática de respostas bioelétricas permitem uma avaliação sem interferências subjetivas de pacientes e avaliadores. Dentre as técnicas de detecção de Respostas Auditivas em Regime Permanente (ASSR), a Magnitude Quadrática de Coerência (MSC) é apontada como uma das técnicas mais eficientes em estimulações periódicas observadas em Eletroencefalograma. Foi desenvolvido um programa em software Matlab® capaz de gerar os estímulos, comunicar com o eletroencefalógrafo, analisar os dados de modo online e salvá-los para futuras análises. Foram coletados sinais de EEG de 8 indivíduos para 12 estímulos de Modulação em Amplitude (AM), com intensidades de 30, 50 e 70 dB SPL para cada uma das frequências portadoras. Os resultados mostram um sucesso de detecção de 96,35% dos estímulos, com um tempo médio de detecção para cada estímulo de 125,7 s, totalizando 1508,3 s em média gastos na detecção dos estímulos dos 12 exames de cada indivíduo.

Palavras-chave— Resposta Auditiva em Regime Permanente, Magnitude Quadrática da Coerência, Magnitude Quadrática da Coerência Múltipla, Eletroencefalograma.

1 Introdução

Um potencial evocado (PE) designa uma atividade bioelétrica registrada em um organismo biológico desencadeada por um estímulo externo (CHIAPPA, 1997). Os PEs podem ser divididos em transitórios e de regime permanente. O primeiro apresenta comportamento mais lento, onde os estímulos são intervalados de tal forma que as respostas de dois estímulos consecutivos não se sobreponham; no segundo, a resposta a qualquer estímulo se sobrepõe à anterior. Considerando os estímulos auditivos, a modulação em amplitude (AM) apresenta uma Resposta Auditiva em Regime Permanente (ASSR) (KUWADA et al., 1986) que provoca um aumento de energia na frequência moduladora no espectro de potência do sinal (DOLPHIN and MOUNTAIN, 1992).

Um estímulo sensorial gera um PE que pode ser medido indiretamente com os eletrodos posicionados no escalpo, como visto primeiramente por GEISLER (1960). Entretanto, no EEG de escalpo

existem diversos outros potenciais, decorrentes de atividades do cérebro e dos músculos da face, escalpo e pescoço. Esses valores tornam a PE pequena comparada aos valores de fundo do eletroencefalograma (CHIAPPA, 1997).

Deste modo, é necessário a utilização de alguma técnica de Detecção Objetiva de Resposta (ORD), as quais utilizam testes estatísticos no domínio da frequência para definir a presença ou ausência de uma resposta. Permitindo uma detecção automática, sem interferências de pacientes ou avaliadores (LINS et al., 1996). Dentre as ORDs, a Magnitude Quadrática de Coerência (MSC) se destaca como uma das mais eficientes em estimulações periódicas em EEG (DOBIE and WILSON, 1989). Na tentativa de melhoria na detecção, são utilizadas técnicas multivariadas, que adicionam mais canais no teste de detecção. A Magnitude Quadrática da Coerência Múltipla (MMSC) é a extensão de múltiplos canais à técnica MSC (FELIX et al., 2007).

Em estudos com humanos, os tons AM mais

estudados para ASSRs evocadas se encontram em duas faixas: entre 70 e 110 Hz (COHEN et al., 1991) e ao redor de 40 Hz (GALAMBOS et al., 1981). Durante vigília, as respostas da primeira faixa possuem uma intensidade de 2 a 3 vezes menor que em 40 Hz (JOHN et al., 1998). A primeira faixa, entretanto é menos afetada pelo estado de sono, enquanto em 40 Hz a amplitude da ARRS diminui em até 50% durante o sono (LINDEN et al., 1985). A faixa 70-110 Hz apresenta vantagens pois é prontamente registrada em crianças (RICKARDS et al., 1994).

2 Materiais e Métodos

2.1 Estímulo Auditivo

Os sinais AM são obtidos multiplicando-se uma senoide portadora f_c e uma senoide moduladora f_m . Sendo A a amplitude máxima e λ a profundidade de modulação (JOHN et al., 1998):

$$x(t) = \frac{A \sin(2\pi f_c t) \cdot (\lambda \sin(2\pi f_m t) + 1)}{1 + \lambda} \quad (1)$$

Os estímulos foram gerados digitalmente por meio do software Matlab®; com uma frequência de 44100 Hz; profundidade de modulação λ igual a 1, pois evoca uma ASSR de maior amplitude (DIMITRIJEVIC et al., 2001); e amplitude ajustada para intensidades de 30, 50 e 70 dB SPL (*Sound Pressure Level*¹), para um vasto alcance dentro de uma faixa de audição normal.

Cada sessão de estimulação apresenta dois sinais AM de mesma portadora, um em cada orelha, com moduladoras de 35 Hz para a orelha esquerda e 37 Hz para a direita. As frequências portadoras de ambas as orelhas foram de 0,5, 1, 2 e 4 kHz. As frequências foram escolhidas de modo que as portadoras tenham ao menos uma oitava de separação e moduladoras estejam separadas de no mínimo 1,3 Hz, para que as ASSRs não interfiram entre si, como visto em (JOHN et al., 1998).

As moduladoras foram corrigidas *a priori* para um número inteiro de ciclos dentro de uma janela, o que evita o vazamento espectral na detecção objetiva de ASSRs (FELIX et al., 2009). Para um número inteiro de oscilações L do sinal a ser detectado, onde cada ciclo tem um período T_0 , e o tamanho da janela ($L \cdot T_0$) deve ser um múltiplo inteiro do período de amostragem (T_s):

$$\frac{f_s}{f_m} = \frac{N}{L} \quad (2)$$

onde N o número de pontos de cada janela, f_s é a frequência de amostragem e f_m é a frequência da moduladora utilizada no estímulo.

Os valores de moduladoras corrigidas para uma janela de análise espectral de 1024 pontos

(JOHN et al., 1998) e frequência de amostragem $f_s = 601,5 \text{ Hz}$ são: 35,2441 Hz e 37,0063 Hz, respectivamente para orelha esquerda e direita.

Os estímulos são apresentados por meio de um cabo blindado acoplado a um fone de inserção E-A-RTone 5A (Aearo Technologies). Para obter os valores de amplitude do sinal elétrico de acordo com o nível de intensidade desejada, foi realizada a calibração do sistema pelo NEPEB (Núcleo de Estudos e Pesquisas em Engenharia Biomédica da UFMG), utilizando um ouvido artificial (modelo 4152 da BRÜEL & KJÄER) e um medidor de níveis sonoros (2260 da BRÜEL & KJÄER).

2.2 Aquisição de Sinais

Os experimentos foram realizados em uma cabine acusticamente isolada, no Núcleo Interdisciplinar de Análise de Sinais (NIAS) da Universidade Federal de Viçosa (UFV). Participaram 8 voluntários adultos com audição normal, com idades de 20 a 43 anos, de acordo com protocolo aprovado pelo comitê de ética local. Os voluntários foram orientados a sentar recostados confortavelmente, manter os olhos fechados e não dormir.

Foram utilizados 23 eletrodos de prata/cloreto de prata com diâmetro de 10 mm dispostos no escalpo de acordo com o sistema internacional 10-20 com referência ao eletrodo Cz no vértex e terra no eletrodo Fpz na testa. O subconjunto de eletrodos (Fz, F3, F4, Cz, C3, C4, Pz, P3, P4, T3, T4) foi utilizado para detecção dos estímulos, como visto em VAN DER REIJDEN et al. (2004).

Os sinais foram coletados por meio do amplificador de sinais biológicos BrainNET BNT-36. Foram utilizados o canal terra e os 22 canais com referência a Cz, e uma entrada RCA como entrada de trigger. A taxa de amostragem foi definida como 600 Hz, com configurações de filtro: *notch* em 60 Hz, passa-baixas de 70 Hz e passa-altas de 0,1 Hz. Foram realizados testes com amostragem de sinais conhecidos, que definiram o valor real da frequência de amostragem como 601,5 Hz.

Foram realizadas 12 sessões de aproximadamente 272,4 segundos em cada voluntário. Cada estímulo binaural de 0,5, 1, 2 e 4 kHz foi realizado com intensidades de 30, 50 e 70 dB SPL.

Cada 1024 pontos de amostragem representam uma janela (aproximadamente 1,7 s), cada conjunto de 16 janelas representa uma varredura (27,2 s), cada sessão é composta de 10 varreduras (272,4 s), cada voluntário participa de 12 sessões (3268,6 s). Os resultados foram salvos em arquivos de dados para análise offline. O processo de estímulo e coleta de sinais é feito por um mesmo programa em software Matlab®.

¹ *Sound Pressure Level* ou Nível de Pressão Sonora onde: $\text{dB SPL} = 20 \log(P_0/P_{ref})$ sendo que P_0 é a pressão em μPa e $P_{ref} = 20 \mu\text{Pa}$ (BURKARD, 1984)

2.3 Pré-processamento

Os sinais coletados, com referência a *Cz*, foram referenciados matematicamente ao eletrodo *Oz*, pois esta referência possui as melhores RSRs para as ASSRs (VAN DER REIJDEN et al., 2004). Foi utilizada uma filtragem passa-faixa *Butterworth* digital de terceira ordem de 30 a 50 Hz. O sinal foi dividido em varreduras de 16 janelas de 1024 pontos, como visto em (JOHN and PICTON, 2000).

Foi utilizada a média ponderada de janelas para redução de artefatos, períodos curtos de aumento de ruído. Este método utiliza janelas da ordem de unidades de segundos para que janelas com alto ruído tenham menor efeito no resultado final (PICTON et al., 2003). Esse procedimento funciona bem em PEs transitórios (HOKE et al., 1984) e melhora a detecção de ASSRs próximas ao limite de audição (JOHN et al., 2001).

2.4 Magnitude Quadrática da Coerência Múltipla (MMSC)

A Magnitude Quadrática de Coerência tem se destacado como uma das técnicas de detecção automática mais eficiente em estimulações periódicas (DOBIE and WILSON, 1989). A MMSC é obtida ao se estender a técnica *MSC* para diversos canais, uma forma de aumentar a taxa de detecção (MIRANDA DE SÁ et al., 2004).

Para definir se há ou não resposta detectada, o valor de *MMSC* deve ser comparado a um limiar estatístico *MMSC_{crit}*. Esse valor crítico depende da distribuição amostral sob ausência de resposta, chamada de hipótese nula *H0*, que depende de um nível de significância α (MIRANDA DE SÁ et al., 2004). Caso *MMSC(f) > MMSC_{crit}* a resposta foi detectada.

2.5 Detecção de resposta

O teste de detecção de resposta se baseia em varreduras de 16 janelas de 1024 pontos, a cada iteração uma nova varredura é utilizada na média de dados, sendo a média ponderada realizada em cada janela. O valor obtido é submetido à técnica *MMSC*. Foi definido um nível de significância α de 5% para o teste da hipótese nula, sendo a detecção de resposta definida como 3 iterações consecutivas com resposta significativa (VAN DUN et al., 2007).

2.6 Avaliação de desempenho

A avaliação dos resultados foi feita com a ajuda de uma Matriz de Confusão dos dados (Tabela 1), onde são dispostos os valores:

- Verdadeiros: divididos entre presente, onde se espera detecção; e ausente.
- Encontrados: divididos entre positivo e negativo, de acordo com a detecção de resposta.

Deste modo, os resultados são divididos entre 4 interpretações possíveis. Duas interpretações corretas: estímulo encontrado onde há resposta (Verdadeiro Positivo - *VP*) e não encontrado onde não há resposta (Verdadeiro Negativo - *VN*); e duas incorretas: estímulo encontrado onde não há resposta (Falso Positivo - *FP*) e estímulo não encontrado onde há resposta (Falso Negativo - *FN*):

Tabela 1: Matriz de confusão.

		Valor Verdadeiro	
		Presente	Ausente
Valor Encontrado	Positivo	Verdadeiro Positivo (VP)	Falso Positivo (FP)
	Negativo	Falso Negativo (FN)	Verdadeiro Negativo (VN)
Total		Total de Positivos (P)	Total de Negativos (N)

Dois valores de desempenho podem ser obtidos desta tabela (FAWCETT, 2006):

- Sensibilidade é a razão entre o número de Verdadeiros Positivos *VP* e o total de Positivos $P = VP + FN$. É a capacidade do teste detectar verdadeiros positivos, ou seja, diagnosticar corretamente os estímulos presentes.
- Especificidade é a razão entre o número de Verdadeiros Negativos *VN* e o total de Negativos $N = FP + VN$. É a capacidade do teste detectar os verdadeiros negativos, ou seja, diagnosticar corretamente os estímulos ausentes.

Valores próximos a 1 indicam bom desempenho, pois garantem que os estímulos foram identificados corretamente.

3 Resultados

3.1 Seleção dos Canais

A escolha da melhor combinação leva em análise os maiores números de estímulos detectados. Outros fatores foram considerados, como o tempo médio de detecção e o número de eletrodos na combinação (quanto menos eletrodos usados menor a complexidade computacional).

Cada um dos 8 voluntários participou de 12 sessões de estímulos (4 tons para cada uma das 3 intensidades), totalizando 96 sessões, com 192 estímulos (um estímulo em cada orelha).

Para obter o melhor conjunto de eletrodos foram testadas todas as combinações dos 11 eletrodos utilizados na detecção, de 1 a 11 elementos ($C_{11,i}$; $i = 1, 2, 3, \dots, 11$). Deste modo, o total de combinações é de 2047.

As 2047 combinações foram utilizadas para testes de detecção, nas respostas dos 192 estímulos. O resultado da ordenação das combinações de acordo com a detecção de estímulos pode ser observado na Figura 1, que mostra o histograma de número de estímulos encontrados, onde é apresentada a quantidade de combinações de eletrodos

pela quantidade de estímulos encontrados.

A Figura 1 destaca os melhores resultados em cinza escuro, que detectaram mais que 95% dos estímulos: 4 configurações obtiveram um sucesso de 183 detecções (95,31%), 5 tiveram 184 detecções (95,83%) e 2 tiveram 185 detecções (96,35%).

Duas configurações obtiveram 185 detecções, 96,35% dos estímulos: (C3, Fz) e (T3, T4, Fz). Visto que a configuração (T3, T4, Fz) detectou todos os estímulos de maior intensidade (70 dB) e 96,35% de todos estímulos, foi escolhida como melhor combinação. O número de estímulos e respectivas porcentagens são vistas na Tabela 2.

Os 64 estímulos de cada intensidade foram separados, as combinações foram dispostas em histogramas de acordo com o número de estímulos encontrados (Figura 2), com suas médias e desvios padrões.

Tabela 2: Estímulos detectados na configuração escolhida (T3, T4, Fz).

	30 dB	50 dB	70 dB	Total
500 Hz	15 (93,75%)	16 (100,00%)	16 (100,00%)	47 (97,92%)
1000 Hz	15 (93,75%)	16 (100,00%)	16 (100,00%)	47 (97,92%)
2000 Hz	14 (87,50%)	16 (100,00%)	16 (100,00%)	46 (95,83%)
4000 Hz	14 (87,50%)	15 (93,75%)	16 (100,00%)	45 (93,75%)
Total	58 (90,63%)	63 (98,44%)	64 (100,00%)	185 (96,35%)

O tempo médio de detecção dos 185 estímulos nessa configuração foi de 120,1 s. Considerando o tempo de análise dos estímulos não encontrados, esse valor sobe para 125,7 s (Tabela 3). Totalizando 1508,3 s em média gastos na análise dos 12 exames de cada indivíduo.

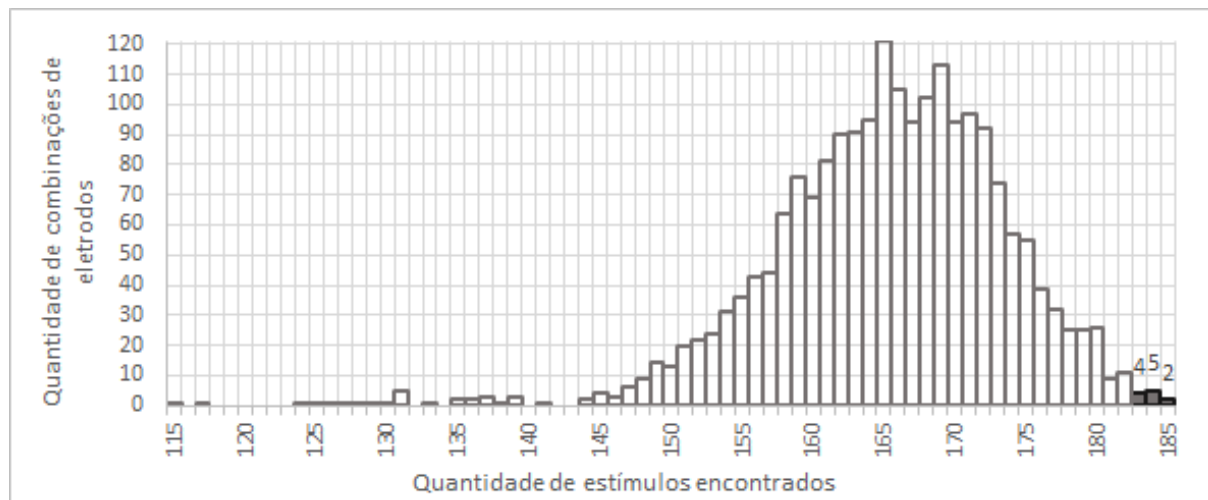


Figura 1: Histograma de número de estímulos encontrados por combinação de eletrodos.

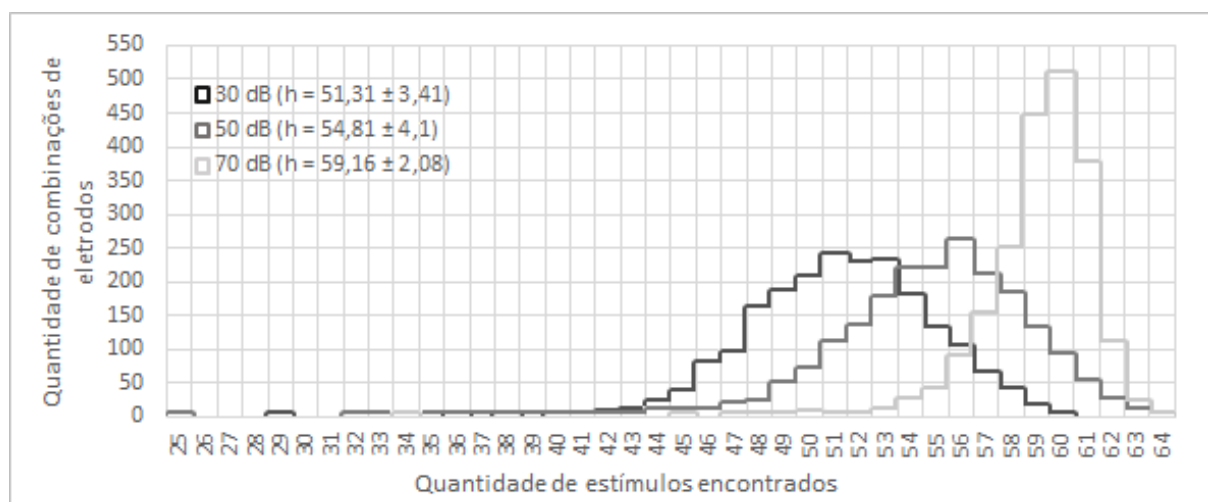


Figura 2: Histograma de número de estímulos encontrados por combinação de eletrodos para 30, 50 e 70 dB.

Tabela 3: Tempos médios de detecção de estímulos.

	30 dB	50 dB	70 dB	Média
500 Hz	114,1 s	98,7 s	90,2 s	101,0 s
1000 Hz	117,5 s	105,6 s	110,7 s	111,2 s
2000 Hz	161,7 s	139,6 s	136,2 s	145,8 s
4000 Hz	160,0 s	161,7 s	112,4 s	144,7 s
Média	138,3 s	126,4 s	112,4 s	125,7 s

3.2 Avaliação de desempenho

Foram utilizadas 8 frequências entre 35 e 50 Hz, diferentes das de estimulação, para calcular os falsos alarmes: 35,8315; 37,5938; 39,3560; 41,1182; 42,2930; 44,0552; 45,8174 e 47,5796 Hz.

Cada uma das 96 coletas (8 indivíduos, 3 intensidades e 4 frequências portadoras) é dividida em 10 varreduras de 16 janelas, totalizando 960 varreduras. Todas as varreduras foram analisadas para as 2 frequências de valor verdadeiro positivo e as 8 de valor verdadeiro negativo, um total de 1920 valores verdadeiros positivos e 7680 valores verdadeiros negativos, como visto na Matriz de Confusão dos dados (Tabela 4).

Tabela 4: Matriz de confusão das frequências analisadas.

		Valor Verdadeiro	
		Presente	Ausente
Valor Encontrado	Positivo	1600 (83,33%)	421 (5,48%)
	Negativo	320 (16,67%)	7259 (94,52%)
Total		1920 (100,00%)	7680 (100,00%)

A sensibilidade obtida foi de 0,8333, indicando que aproximadamente 83,33% dos estímulos presentes foram diagnosticados corretamente. A especificidade para os dados obtidos foi de 0,9452, indicando que 94,52% dos estímulos ausentes foram classificados corretamente.

4 Discussão

Para a detecção aplicada, 11 configurações apresentaram uma detecção maior que 95% dos estímulos (Figura 1), tendo: 4 configurações com um sucesso de 183 detecções (95,31%), 5 com 184 detecções (95,83%) e 2 com 185 detecções (96,35%).

A melhor configuração escolhida ($T3, T4, Fz$) detectou 96,35% dos estímulos, com um tempo médio de detecção de 120,1 s para cada estímulo encontrado. Sendo a especificidade para todas as varreduras de 94,52%, ou seja, uma taxa de falso alarme de 5,48%. Valor esperado, já que o nível de significância α foi de 5%.

A média de detecção cresceu com o aumento da intensidade, como esperado, já que aumenta

também a ASSR (PICTON et al., 2003). Comparando com os melhores resultados de SANTOS (2012), onde as intensidades dos trabalhos coincidem: para 50 dB as detecções foram similares; para 30 dB, o método desenvolvido obteve melhores detecções que os de SANTOS. Consideram-se fatores para esse comportamento: a média ponderada de janelas, que acarreta a um melhoramento da detecção de ASSRs próximas ao limite de audição (JOHN et al., 2001); as frequências de modulação são próximas a 40 Hz, que possuem uma intensidade de ASSR maior que frequências entre 70 e 110 Hz.

O tempo médio de detecção diminui com o aumento da intensidade, como esperado, pois a ASSR aumenta com a intensidade. O aumento na média com o aumento da frequência pode ser explicado pelo desgaste dos indivíduos ao final da série de sessões, o que pode causar maior movimentação e mais ruídos na ASSR.

Em SANTOS (2012) o critério de estimação do tempo médio considera a detecção de todas as oito frequências para cada intensidade. Sendo de aproximadamente 348 s para 50 dB e 492 s para 30 dB. Para comparação com os tempos médios deste trabalho, foram somados os tempos médios de cada frequência para as intensidades 50 e 30 dB, vistos na Tabela 3. Os valores obtidos foram de 506 s para 50 dB e 553 s para 30 dB, respectivamente 158 s e 61 s maiores que os de SANTOS.

Os tempos médios de detecção são maiores, o que pode ser explicado pelo fato dos estímulos utilizados apresentarem apenas um tom em cada orelha. O tempo de detecção pode ser melhorado ao apresentar até quatro tons em cada orelha, o que não é eficiente para as frequências próximas a 40 Hz, já que há uma interação entre os tons (JOHN et al., 1998).

A aplicação da MMSR na detecção de ASSR se mostrou eficiente em sinais reais.

Agradecimentos

Os autores agradecem a CAPES, FAPEMIG e CNPQ pelo apoio financeiro, à Universidade Federal de São João del-Rei (UFSJ) e à Universidade Federal de Viçosa (UFV) pelo apoio logístico e infraestrutura física.

Referências

- BURKARD, R. (1984). Sound pressure level measurement and spectral analysis of brief acoustic transients, *Electroencephalography and clinical Neurophysiology* **57**(1): 83–91.
- CHIAPPA, K. H. (1997). *Evoked potentials in clinical medicine*, 2 edn, New York: Raven Press.

- COHEN, L. T., RICKARDS, F. W. and CLARK, G. M. (1991). A comparison of steady-state evoked potentials to modulated tones in awake and sleeping humans, *Journal of the Acoustical Society of America* **90**(5): 2467–2479.
- DIMITRIJEVIC, A., JOHN, M. S., VAN ROON, P. and PICTON, T. W. (2001). Human auditory steady-state responses to tones independently modulated in both frequency and amplitude, *Ear and Hearing* **22**(2): 100–111.
- DOBIE, R. A. and WILSON, M. J. (1989). Analysis of auditory evoked responses by magnitude-squared coherence, *Ear and Hearing* **10**(1): 2–13.
- DOLPHIN, W. F. and MOUNTAIN, D. C. (1992). The envelope following response - scalp potentials elicited in the mongolian gerbil using sinusoidally am acoustic signals, *Hearing Research* **58**(1): 70–78.
- FAWCETT, T. (2006). An introduction to ROC analysis, *Pattern Recognition Letters* **27**(8): 861–874.
- FELIX, L. B., MIRANDA DE S  , A. M. F. L., INFANTOSI, A. F. C. and YEHA, H. C. (2007). Multivariate objective response detectors (mord): statistical tools for multi-channel EEG analysis during rhythmic stimulation, *Annals of Biomedical Engineering* **35**(3): 443–452.
- FELIX, L. B., MIRANDA DE S  , A. M. F. L., MENDES, E. M. A. M. and MORAES, M. F. D. (2009). Post-processing of auditory steady-state responses to correct spectral leakage, *Journal of Neuroscience Methods* **181**(1): 145–149.
- GALAMBOS, R., MAKEIG, S. and TALMA-CHOFF, P. J. (1981). A 40hz auditory potential recorded from the human scalp, *Proceedings of the National Academy of Sciences* **78**(4): 2643–2647.
- GEISLER, C. D. (1960). Average responses to clicks in man recorded by scalp electrodes, *Technical Report 380*, Cambridge: MIT Research Laboratories of Electronics.
- HOKE, M., ROSS, B., WICKESBERG, R. and LUTKENHONER, B. (1984). Weighted averaging - theory and application to electric response audiometry, *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology* **57**(5): 484–489.
- JOHN, M. S., DIMITRIJEVIC, A. and PICTON, T. W. (2001). Weighted averaging of steady-state responses, *Clinical Neurophysiology* **112**(3): 555–562.
- JOHN, M. S., LINS, O. G., BOUCHER, B. L. and PICTON, T. W. (1998). Multiple auditory steady-state responses (master): Stimulus and recording parameters, *Audiology* **37**(2): 59–82.
- JOHN, M. S. and PICTON, T. W. (2000). Master: a windows program for recording multiple auditory steady-state responses, *Computer Methods and Programs in Biomedicine* **61**(2): 125–150.
- KUWADA, S., BATRA, R. and MAHER, V. I. (1986). Scalp potentials of normal and hearingimpaired subjects in response to sinusoidally amplitude modulated tones, *Hearing Research* **21**(2): 179–192.
- LINDEN, R. D., CAMPBELL, K. B., HAMEL, G. and PICTON, T. W. (1985). Human auditory steady-state potentials during sleep, *Ear and Hearing* **6**(3): 167–174.
- LINS, O., PICTON, T., BOUCHER, B., DUREIUX-SMITH, A. and CHAMPAGNE, S. C. (1996). Frequency-specific audiometry using steady-state responses, *Ear and Hearing* **17**(2): 81–96.
- MIRANDA DE S  , A. M. F. L., FELIX, L. B. and INFANTOSI, A. F. C. (2004). A matrix-based algorithm for estimating multiple coherence of a periodic signal and its application to the multichannel EEG during sensory stimulation, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* **51**(7): 1140–1146.
- 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.
- RICKARDS, F. W., TAN, L. E., COHEN, L. T., WILSON, O. J., DREW, J. H. and CLARK, G. M. (1994). Auditory steady-state evoked potential in newborns, *British Journal of Audiology* **28**(6): 327–337.
- SANTOS, T. S. (2012). *M ltiplas respostas auditivas em regime permanente de 70 hz a 110 hz: uma proposta de triagem auditiva*, Master’s thesis, PPGEE-UFMG, Belo Horizonte, Minas Gerais.
- VAN DER REIJDEN, C. S., MENS, L. H. M. and SNIK, A. F. M. (2004). Signal-to-noise ratios of the auditory steady-state response from fifty-five EEG derivations in adults, *Journal of The American Academy of Audiology* **15**(10): 692–701.
- VAN DUN, B., WOUTERS, J. and MOONEN, M. (2007). Improving auditory steady-state response detection using independent component analysis on multi-channel EEG data, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* **54**(7): 1220–1230.