

UNIVERSIDADE FEDERAL DE VIÇOSA
CENTRO DE CIÊNCIAS EXATAS E TECNOLÓGICAS
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA

CATHERINE SALVADOR HENRIQUE

BUSCA DE ARRANJOS DE DETECTORES ÓTIMOS
NA ESTIMACÃO DO AUDIOGRAMA USANDO A
MAGNITUDE QUADRÁTICA DA COERÊNCIA
MÚLTIPLA

VIÇOSA
2017

CATHERINE SALVADOR HENRIQUE

**BUSCA DE ARRANJOS DE DETECTORES ÓTIMOS
NA ESTIMACÃO DO AUDIOGRAMA USANDO A
MAGNITUDE QUADRÁTICA DA COERÊNCIA
MÚLTIPLA**

Monografia apresentada ao Departamento de Engenharia Elétrica do Centro de Ciências Exatas e Tecnológicas da Universidade Federal de Viçosa, para a obtenção dos créditos da disciplina ELT 490 - Monografia e Seminário e cumprimento do requisito parcial para obtenção do grau de Bacharel em Engenharia Elétrica.

Orientador: Prof. Dr. Leonardo Bonato Felix

VIÇOSA
2017

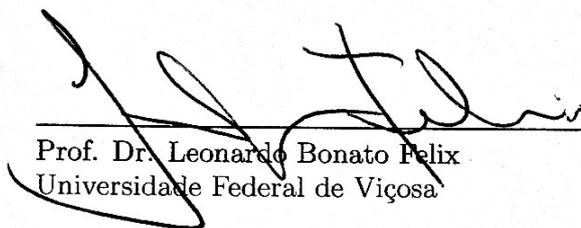
CATHERINE SALVADOR HENRIQUE

**BUSCA DE ARRANJOS DE DETECTORES ÓTIMOS NA
ESTIMACÃO DO AUDIOGRAMA USANDO A MAGNITUDE
QUADRÁTICA DA COERÊNCIA MÚLTIPLA**

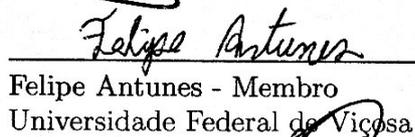
Monografia apresentada ao Departamento de Engenharia Elétrica do Centro de Ciências Exatas e Tecnológicas da Universidade Federal de Viçosa, para a obtenção dos créditos da disciplina ELT 490 - Monografia e Seminário e cumprimento do requisito parcial para obtenção do grau de Bacharel em Engenharia Elétrica.

Aprovada em 06 de julho de 2017.

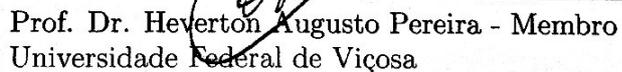
COMISSÃO EXAMINADORA



Prof. Dr. Leonardo Bonato Felix
Universidade Federal de Viçosa



Felipe Antunes - Membro
Universidade Federal de Viçosa



Prof. Dr. Heverton Augusto Pereira - Membro
Universidade Federal de Viçosa

Dedico este trabalho à minha família.

Agradecimentos

Agradeço a Deus e a Nossa Senhora, por todas as bênçãos recebidas durante a minha vida e por guiarem meus caminhos na graduação.

Dedico esse trabalho às pessoas mais importantes da minha vida, meus pais Paulo e Terezinha e meu irmão Júnior, por todo o amor e apoio incondicional. Agradeço aos meus avós, Maria, Antônio, Luiza e José, aos meus tios e primos por todas as orações e todo o carinho.

Às minhas amigas de república, muito obrigada por toda cumplicidade, amizade, preocupação e por todos os momentos incríveis que passamos juntas.

Aos amigos da Engenharia Elétrica, com os quais sempre pude sempre contar e compartilhar as dificuldades desse curso, sem dúvidas, as melhores pessoas para se dividir uma graduação.

Aos meus amigos de Muniz Freire e de Viçosa, que sempre me ouviram, apoiaram, torceram por mim e alegraram meus dias, sem a amizade de cada um não seria possível ficar esses anos longe de casa.

Aos amigos do Núcleo Interdisciplinar de Análises de Sinais (NIAS), por todo companheirismo e ajuda, em especial a Gláucia, por me disponibilizar seus dados e por sempre estar disposta a sanar minhas dúvidas e a Felipe, por ter estado ao meu lado durante toda a realização deste trabalho, sendo indispensável para a conclusão do mesmo.

Meu muito obrigada a todos os bons professores com os quais pude aprender, em particular ao professor Leonardo Bonato, por todos os anos de orientação, amizade e paciência.

“Deus é nosso refúgio e nossa força, defensor sempre alerta nos perigos. Por isso não tememos se a terra vacila, se as montanhas se abalam no seio do mar; se as águas do mar estrondam e fervem, e por sua fúria estremecem os montes. Javé dos Exércitos está conosco, nossa fortaleza é o Deus de Jacó! ”

Salmo 46,1-4

“Por vezes sentimos que aquilo que fazemos não é senão uma gota de água no mar. Mas o mar seria menor se lhe faltasse uma gota.”

Madre Teresa de Calcutá

“The cosmos is within us. We are made of star-stuff. We are a way for the universe to know itself. ”

Carl Sagan

Resumo

A estimação do audiograma utilizando técnicas de detecção objetiva de resposta, permite a avaliação auditiva dos pacientes sem interferências externas, possibilitando assim, um exame mais preciso e confiável. Tais técnicas consistem em analisar sinais de eletroencefalograma dos pacientes e detectar a presença das Respostas Auditivas em Regime Permanente (ASSR). Neste trabalho utilizou-se a Magnitude Quadrática da Coerência Múltipla (MMSC) para analisar a ASSR evocadas por tons modulados em amplitude (AM) de 10 voluntários. As intensidades de estímulo foram de 15, 20, 25, 30, 40 e 50 *dB SPL*, nas frequências portadoras de 0,5, 1, 2 e 4 *kHz*. Foi feita uma análise offline dos sinais, variando-se o critério de parada, número máximo de janelas e combinação de eletrodos, comparando-se os valores de correlação entre os limiares eletrofisiológicos com os valores comportamentais. O objetivo é encontrar detectores com níveis de correlação maiores do que os desenvolvidos em [1] e também com tempo de detecção reduzido, se comparado com o trabalho anterior. Após a análise dos dados com variação dos parâmetros, encontrou-se dois detectores ótimos para a estimação do audiograma, o detector que tem o melhor nível de correlação, que teve um valor de correlação $r = 0,9262$ e um tempo de 49,9 min por orelha; e o detector que tem o menor tempo e um valor de correlação forte, com $r = 0,8401$ e um tempo de 28,2 min por orelha. Pela análise dos resultados pode-se inferir que a MMSC é uma ferramenta que possibilita a obtenção de audiogramas próximos aos convencionais e com um tempo de detecção reduzido.

Abstract

The estimation of the audiogram using objective detection techniques allows the auditory evaluation of the patients without external interference, thus enabling a more accurate and reliable examination. These techniques consist of analyzing patients' EEG signals and detecting the presence of Auditory Steady-State Responses (ASSR). In this work we used the Multiple Magnitude-Squared Coherence (MMSC) to analyze the ASSR evoked by amplitude modulated (AM) tones of 10 volunteers. The stimulus intensities were 15, 20, 25, 30, 40 and 50 *SPL*, at the carrier frequencies of 0.5, 1, 2 and 4 *kHz*. An analysis of the signals was performed off-line, varying the stopping criterion, maximum number of windows and combination of electrodes, comparing the correlation values between the electrophysiological thresholds and the behavioral values. The objective is to find detectors with correlation levels higher than those developed in [1] and also with reduced detection time, when compared with previous work. After analyzing the data with variation of the parameters, we found two optimal detectors for the estimation of the audiogram, the detector that has the best correlation level, which had a correlation value $r = 0.9262$ and a time of 49.9 min per ear; and the detector having the shortest time and a strong correlation value, with $r = 0.8401$ and a time of 28.2 min per ear. By the analysis of the results it can be inferred that the MMSC is a tool that allows to obtain audiograms close to the conventional ones and with a reduced detection time.

Sumário

Lista de Figuras

Lista de Tabelas

1	Introdução	12
1.1	A Audiometria	12
1.1.1	Audiometria Convencional	12
1.1.2	Audiometria Automatizada	13
1.2	O Eletroencefalograma	13
1.3	Respostas Evocadas	13
1.3.1	Resposta Auditiva em Regime Permanente	14
1.4	Técnicas de Detecção Objetiva de Resposta	15
1.5	Outros Trabalhos do Grupo na Mesma Linha de Pesquisa	16
1.6	Objetivos do Trabalho	16
1.6.1	Objetivo Geral	16
1.6.2	Objetivos Específicos	17
2	Materiais e Métodos	18
2.1	MSC e MMSC	18
2.1.1	Magnitude Quadrática de Coerência (MSC)	18
2.1.1.1	Magnitude Quadrática da Coerência Múltipla	19
2.2	Correlação	21
2.3	Banco de Dados	22

2.4	Estimulação Auditiva	24
2.5	Variação de Parâmetros	24
2.5.1	Conjunto de Canais	25
2.5.2	Número Máximo de Janelas	25
2.5.3	Critério de Parada	26
2.6	Procedimentos Experimentais	26
2.7	Estimação do Audiograma	27
3	Resultados e Discussões	28
4	Conclusões	31
	Referências	32

Lista de Figuras

1	Eletroencefalógrafo modelo BrainNet BNT 36.	22
2	Sistema Internacional 10-20.	23
3	Fone de inserção E-A-RTONE 5A.	23

Lista de Tabelas

1	Desempenho dos Melhores Detectores	28
2	Parâmetros do Detector com Melhor Correlação	28
3	Configuração de Eletrodos para o Melhor Nível de Correlação	29
4	Parâmetros do Detector com Melhor Tempo	29
5	Configuração de Eletrodos para o Melhor Tempo	29

1 *Introdução*

Segundo dados da Organização Mundial de Saúde (OMS) de 2013, cerca de 360 milhões de pessoas no mundo sofrem de perda auditiva. No Brasil, segundo dados do Censo 2010, realizado pelo Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE), 9,7 milhões de pessoas possuem algum tipo de deficiência auditiva, o que representa 5,1% da população. Analisando esse quadro, vê-se a necessidade de técnicas que identifiquem tais deficiências auditivas, para assim iniciar-se o tratamento dos pacientes o quanto antes.

A audiometria pode ser tanto subjetiva (mais comum), quanto objetiva. Os dois métodos detectam perdas auditivas que impactam diretamente o bem-estar social humano [2].

1.1 A Audiometria

A audiometria é um exame que avalia a capacidade do paciente para ouvir e interpretar sons. Através do exame é possível detectar alterações auditivas, podendo-se assim, orientar o paciente sobre as medidas preventivas ou tratamentos. O resultado da audiometria geralmente é expresso num audiograma, um gráfico que informa sobre as respostas do examinado aos diversos sons emitidos.

1.1.1 Audiometria Convencional

A audiometria convencional é um exame subjetivo da audição, realizado com fones de ouvido e dentro de cabine acústica, que depende da resposta do paciente. Na audiometria tonal, o tipo de audiometria convencional mais comumente realizado, avalia-se a capacidade de um indivíduo ouvir um tom de uma frequência pura, definindo os limiares de audição de uma pessoa por meio da variação de intensidade dos tons [3].

Contudo, os limiares podem sofrer variações devido ao ambiente (falta de tratamento acústico da sala) e ao examinador (inexperiência), motivação, atenção, familiaridade com

o exame, interesse do paciente e capacidade de cooperação.

1.1.2 Audiometria Automatizada

A automaização da audiometria visa o desenvolvimento de técnicas de análises objetivas na obtenção do audiograma, sendo assim, desnecessária a resposta comportamental do paciente. Dessa forma, o exame pode ser aplicado em pessoas com deficiências cognitivas e até mesmo recém-nascidos. A audiometria automática pode se basear na detecção de respostas elétricas advindas do cérebro excitado com um estímulo auditivo externo, onde o problema se resume na identificação dos sinais provenientes da via neural auditiva [4].

1.2 O Eletroencefalograma

O Eletroencefalograma (EEG) é um exame que analisa as atividades elétricas encontradas no cérebro, consequência do fluxo de correntes iônicas desencadeadas por potenciais de ação que ocorrem em função de estímulos sensoriais, execução de tarefas, pensamentos, entre outros estímulos, captada através da utilização de eletrodos colocados sobre o couro cabeludo. Como a atividade elétrica espontânea está presente desde o nascimento, o EEG pode ser útil em todas as idades, desde recém-nascidos até pacientes idosos [4]. Existem duas categorias principais de sinais de EEG fáceis de se detectar automaticamente [5]:

- Sinais espontâneos: são gerados pelo usuário de forma voluntária, sem estimulação externa, relacionados a ações motoras. Podem ser controlados pelo usuário mediante longos treinamentos.
- Potenciais evocados: são gerados pelo usuário de forma inconsciente, por meio de uma estimulação externa.

1.3 Respostas Evocadas

Um potencial evocado (ou uma resposta evocada) é uma atividade bioelétrica registrada em um organismo biológico desencadeada por um estímulo externo [6]. Mais especificamente, um PE representa uma alteração local na estrutura neural de um campo elétrico, devido à um estímulo externo [7] induzido por luz, som, estimulação elétrica, cheiro ou gosto.

Os PEs podem ser subdivididos em transitórios e de regime permanente. O transitório apresenta comportamento mais lento, no qual cada resposta termina antes da chegada do próximo estímulo, de forma com que os estímulos consecutivos não se sobrepõem. Já para o PE de regime permanente o estímulo é apresentado a uma taxa suficientemente elevada, logo cada resposta se sobrepõe temporalmente à subsequente. Dessa forma a atividade neural envolvida no processamento do estímulo sensorial pode ser medida indiretamente, por meio de eletrodos posicionados no escalpo [8] ou diretamente, através de um EEG invasivo [9].

A técnica de Potenciais Evocados vem demonstrando sua acurácia na avaliação da integridade da via auditiva periférica. O registro de potenciais evocados permite a determinação objetiva do limiar auditivo, sendo também valiosa ferramenta de auxílio ao diagnóstico de alterações neurológicas através da determinação dos tempos de condução nas fibras auditivas, no seu trajeto até o córtex cerebral. Com a utilização de eletrodos fixados no escalpo, através de um método não invasivo, estes potenciais podem ser registrados, propiciando um exame simples, preciso e de baixo custo [10].

1.3.1 Resposta Auditiva em Regime Permanente

Uma resposta auditiva em regime permanente (ASSR, do inglês auditory steady-state response) ocorre quando um som é apresentado a uma taxa suficientemente elevada, de modo que a resposta a qualquer som sobreponha-se à resposta ao som anterior. A modulação senoidal da amplitude de um tom contínuo (tom AM) é um exemplo de estímulo acústico que evoca uma resposta auditiva em regime permanente [11]. A ASSR evocada por tom AM é caracterizada por um aumento de energia na frequência da moduladora (e seus harmônicos) no espectro de potência do sinal registrado [12]. Em comparação com os estímulos auditivos transitórios, o tom AM tem a vantagem de ser mais próximo dos sons que acontecem na natureza, tornando as ASSRs evocadas mais próximas das situações cotidianas e contribuindo para uma abrangência maior de um eventual teste [13].

Em humanos, as ASSRs evocadas por tons AM mais estudadas são as com frequência de modulação entre 70 e 110 Hz [14] [15] bem como a 40 Hz [16]. Essas respostas a modulações de 40 Hz são amplamente estudadas, apresentando as seguintes características:

- Sua amplitude decai consideravelmente durante o sono [17].
- É difícil de se registrar em crianças [18].

- É significativamente atenuada por anestesia [19].

Embora a amplitude da resposta a 70-110 Hz tenha uma intensidade 2 a 3 vezes menor que a resposta a 40 Hz durante vigília [20], tais respostas apresentam as seguintes vantagens:

- Muito menos afetadas pelo sono [21] e pelo despertar [15].
- Prontamente registradas em crianças [22].

1.4 Técnicas de Detecção Objetiva de Resposta

Segundo [23], no campo das neurociências, o teste da presença ou ausência de uma resposta evocada é uma ferramenta útil para avaliações da integridade de vias sensoriais, um dos motivos que justifica a implementação de um sistema automático de detecção de respostas evocadas.

No EEG existem diversos tipos de potenciais, além do PE, os quais são decorrentes de atividades espontâneas do cérebro, dos músculos da face, escalpo e pescoço. A ordem de grandeza dos potenciais bioelétricos é baixa (unidades-dezenas de microvolt), quando comparada ao EEG de fundo (dezenas-centenas de microvolt) [6], o que torna necessária a utilização de testes estatísticos no domínio da frequência para definir a presença ou ausência de uma resposta, denominadas técnicas de Detecção Objetiva de Resposta (ORD, do inglês Objective Response Detection) [23].

As técnicas no domínio da frequência fazem uso da transformada de Fourier dos PEs coletados e avaliam a presença ou ausência da resposta através do monitoramento do módulo e da fase do sinal coletado na frequência do estímulo [23].

Para testar a presença ou ausência de respostas evocadas, comumente utilizam-se as ASSRs evocadas por tons AM. Este tipo de resposta é geralmente avaliada no domínio da frequência [24] [25], pois a sua presença é acusada pelo aumento de energia na frequência moduladora no espectro do sinal EEG coletado. Essa abordagem, além de ser objetiva, conta com a vantagem de ser automática, pois pode ser implementada usando-se apenas uma operação de comparação de um valor da transformada rápida de Fourier (FFT) com um limiar de presença de resposta [23].

A Magnitude Quadrática da Coerência (MSC) se apresenta como uma técnica ORD muito eficiente na detecção automática de estimulações periódicas em EEG [26]. A Mag-

nitude Quadrática da Coerência Múltipla (MMSC) é a extensão de múltiplos canais à técnica MSC [27], uma técnica multivariada que adiciona mais canais no teste de detecção.

1.5 Outros Trabalhos do Grupo na Mesma Linha de Pesquisa

Diversos trabalhos foram realizados no Núcleo Interdisciplinar de Análise de Sinais (NIAS-UFV) utilizando a Magnitude Quadrática da Coerência Múltipla para a estimação de audiogramas. Os mais recentes foram [1], [4] e [3].

Em [3] foram desenvolvidos programas capazes de gerar os estímulos, comunicar com o eletroencefalógrafo, analisar os dados de modo online e salvá-los para futuras análises, as coletas feitas nos voluntários foram para fins de validação dos programas implementados e contaram com uma amostragem pequena de indivíduos e tempo de estímulo.

Em [4], os mesmos dados utilizados em [3] foram utilizados apenas na intensidade de 70 *dB SPL*, encontrou-se a combinação de eletrodos que melhor se enquadra no teste MMSC, que melhora a relação sinal ruído (SNR) e que minimiza a correlação entre os ruídos de fundo e entre eletrodos.

No trabalho [1], foram adaptadas as rotinas feitas por [3] e estimados os audiogramas de 10 voluntários, em 5 intensidades diferentes para 4 valores de frequências portadoras com tempo de estímulo maior do que em [3]. Foram variados os parâmetros Conjunto de Canais, Critério de Parada e Número Máximo de Janelas e selecionados dois detectores ótimos para estimação do audiograma.

Neste trabalho foi feita uma análise dos dados coletados em [1] e realizada uma varredura dos dados diferente, recombinao os parâmetros com o propósito de encontrar melhores resultados .

1.6 Objetivos do Trabalho

1.6.1 Objetivo Geral

O objetivo deste trabalho é buscar os arranjos de detectores que apresentem desempenho notável dentre todas as combinações possíveis, podendo-se assim estimar os audiogramas eletrofisiológicos de voluntários normouvintes através da estimulação monaural

de tons modulados em amplitude na faixa de 40 *Hz*, utilizando a Magnitude Quadrática da Coerência Múltipla.

1.6.2 Objetivos Específicos

- Implementar os códigos que farão a varredura dos dados;
- Comparar a correlação entre todas as configurações da audiometria objetiva com os dados da audiometria subjetiva;
- Selecionar a configuração de eletrodos que tem o melhor resultado.
- Encontrar o tempo necessário para a detecção dos sons.

2 *Materiais e Métodos*

2.1 MSC e MMSC

As técnicas de detecção objetiva de resposta ASSR aplicadas neste trabalho (MSC e MMSC) são métodos matemáticos que se baseiam na rejeição da Hipótese Nula (H_0) para avaliar a presença da resposta [28]. Considera-se uma resposta presente (Hipótese Alternativa, H_1) quando os valores estimados pela técnica utilizada excedem o valor crítico obtido através da distribuição de probabilidades para H_0 , considerando uma taxa de falsos positivos α (nível de significância).

2.1.1 Magnitude Quadrática de Coerência (MSC)

A estimativa da coerência entre dois sinais aleatórios, de duração finita e discretos no tempo, $x[n]$ e $y[n]$, relacionados de acordo com um sistema univariável, pode ser obtida dividindo-se os sinais em M janelas (ou segmentos)[29], é dada por:

$$\hat{\gamma}_{xy}^2(f) = \frac{\left| \sum_{i=1}^M [X_i^*(f)Y_i(f)] \right|^2}{\sum_{i=1}^M |X_i^*(f)|^2 \sum_{i=1}^M |Y_i(f)|^2}, \quad (2.1)$$

onde $X_i(f)$ e $Y_i(f)$ são as Transformadas Discretas de Fourier das i -ésimas janelas e M o número de janelas utilizadas na estimativa. No caso em que $x[n]$ é um sinal determinístico e periódico em cada janela utilizada, $X_i(f) = X(f) \forall i$, o que leva à simplificação da equação 2.1.

A Equação 2.1 simplificada é denotada por $\hat{\kappa}_y^2(f)$, representando a coerência entre um sinal aleatório e um sinal determinístico e escrita como [26] [29]:

$$\widehat{\kappa}_y^2(f) = \frac{\left| \sum_{i=1}^M Y_i(f) \right|^2}{M \sum_{i=1}^M |Y_i(f)|^2}, \quad (2.2)$$

onde $\widehat{\kappa}_y^2(f)$ é a estimativa da MSC. A Equação 2.2 indica o grau de dependência linear entre os componentes harmônicos dos estímulos e da resposta obtida no EEG [30], podendo ser utilizado como um potencial detector de respostas a estímulos, desde que garanta que o estímulo seja sempre o mesmo e a janela esteja sincronizada com ele [23].

Inferir a ausência ou presença de detecção requer a comparação do valor da MSC a um limiar estatístico. A obtenção desse valor crítico é feita através da distribuição amostral sob ausência de resposta, ou seja, hipóteses nula H_0 . A hipótese nula H_0 está relacionada à distribuição Beta e é dada por [29]:

$$\widehat{\kappa}_y^2(f)|_{H_0} \sim \beta_{(1, M-1)}, \quad (2.3)$$

onde $\beta_{(1, M-1)}$ é a distribuição beta com 1 e $M - 1$ graus de liberdade. Para um nível de significância α , o valor crítico para H_0 , que determina o limiar de detecção, é obtido por [31]:

$$\widehat{\kappa}_{y_{crit}}^2(f) = 1 - \alpha^{\frac{1}{M-1}}. \quad (2.4)$$

Assim, o valor da MSC é comparado ao limiar e, quando $\widehat{\kappa}_y^2(f) > \widehat{\kappa}_{y_{crit}}^2(f)$ a ASSR é detectada.

2.1.1.1 Magnitude Quadrática da Coerência Múltipla

A Magnitude Quadrática da Coerência Múltipla é a versão multivariada da MSC, que a estende para múltiplos canais, no intuito de aumentar a taxa de detecção da ASSR. A estimação da MMSC entre um estímulo determinístico e periódico em cada janela $x[n]$, sincronizado com o EEG de N eletrodos $y_i[n](i = 1, 2, \dots, N)$, para um sistema linear multivariado, é dada por [32] [33]:

$$\widehat{\kappa}_N^2(f) = \frac{V^H(f)\widehat{S}_{yy}^{-1}(f)V(f)}{M}, \quad (2.5)$$

onde f é a frequência, M é o número de janelas utilizadas e as matrizes espectrais $V^H(f)$ e $S_{yy}^{-1}(f)$ são definidas como:

$$V^H(f) = \left[\sum_{i=1}^M Y_{1i}(f) \quad \sum_{i=1}^M Y_{2i}(f) \quad \cdots \quad \sum_{i=1}^M Y_{Ni}(f) \right] \quad (2.6)$$

$$\widehat{S}_{yy}(f) = \begin{bmatrix} \widehat{S}_{y1y1}(f) & \widehat{S}_{y1y2}(f) & \cdots & \widehat{S}_{y1yN}(f) \\ \widehat{S}_{y2y1}(f) & \widehat{S}_{y2y2}(f) & \cdots & \widehat{S}_{y2yN}(f) \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ \widehat{S}_{yNy1}(f) & \widehat{S}_{yNy2}(f) & \cdots & \widehat{S}_{yNyN}(f) \end{bmatrix}, \quad (2.7)$$

com “ H ” denotando o operador hermitiano da matriz, isto é, o conjugado transposto da matriz; $Y_{ji}(f)$ ($j = 1, 2, \dots, N$) é a Transformada Discreta de Fourier da i -ésima janela do sinal do canal j , e $\widehat{S}_{yp \ yq}(f)$ a estimativa da densidade espectral de potência cruzada dos sinais nos eletrodos p e q ($p, q = 1, 2, \dots, N$), dada por:

$$\widehat{S}_{yp \ yq}(f) = \sum_{i=1}^M Y_{pi}^*(f)Y_{qi}(f). \quad (2.8)$$

Para a hipótese nula H_0 , a MMSC apresenta distribuição beta, dada por $\beta_{(N, M-N)}$, com N e $M - N$ graus de liberdade nível de significância α e pode ser representada por [32] [33]:

$$\widehat{\kappa}_N^2 \sim \beta_{(N, M-N, \alpha)}. \quad (2.9)$$

Dessa maneira, o limiar de detecção é obtido pela expressão [32]:

$$\widehat{\kappa}_{Ncrit}^2 = \beta_{crit(N, M-N, \alpha)}, \quad (2.10)$$

onde M é o número de trechos, N o número de canais e $\beta_{crit(N,M-N,\alpha)}$ é o valor crítico da distribuição Beta para um dado $M-N$ graus de liberdade. Assim como ocorre no caso da MSC, a ASSR é detectada quando $\hat{\kappa}_N^2(f) > \hat{\kappa}_{N_{crit}}^2$.

2.2 Correlação

A correlação representa a força de associação linear entre as variáveis em questão [34]. Uma das formas de medir o coeficiente de correlação linear é através do coeficiente de correlação de Pearson.

O coeficiente de correlação de Pearson, também chamado de “coeficiente de correlação produto-momento” é denotado por r para uma estatística da amostra. É usado quando ambas as variáveis estudadas são normalmente distribuídas, sendo afetado por valores extremos, que podem exagerar ou amortecer a força de relacionamento, e é, portanto, inadequado, quando uma ou ambas as variáveis não são normalmente distribuídas. A correlação entre as variáveis x e y é dada por [34]:

$$r = \frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})(y_i - \bar{y})}{\sqrt{[\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2][\sum_{i=1}^n (y_i - \bar{y})^2]}} \quad (2.11)$$

onde r é o coeficiente de Pearson, n é o número de observações, x_i e y_i são os i -ésimos valores de x e y e \bar{x} e \bar{y} são as médias aritméticas de ambas as variáveis. Este coeficiente assume apenas valores entre -1 e 1. Quando $r = 0$, não existe uma relação linear entre as variáveis. Para os casos em que $r = \pm 1$, indica uma relação linear perfeita. Se o coeficiente é positivo, as variáveis estão diretamente relacionadas. Se, por outro lado, o coeficiente é um número negativo, as variáveis estão inversamente relacionadas [34].

Pode-se interpretar:

- $r = |0,9| \Rightarrow$ Correlação muito forte.
- $r = |0,7| \text{ a } |0,9| \Rightarrow$ Correlação forte.
- $r = |0,5| \text{ a } |0,7| \Rightarrow$ Correlação moderada.
- $r = |0,3| \text{ a } |0,5| \Rightarrow$ Correlação fraca.
- $r = |0| \text{ a } |0,3| \Rightarrow$ Correlação desprezível.

O coeficiente r é adimensional.

2.3 Banco de Dados

Os dados utilizados para análise neste trabalho, foram coletos por [1].

O experimento foi realizado no Núcleo Interdisciplinar de Análise de Sinais (NIAS), localizado no Departamento de Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Viçosa - MG (UFV). O EEG de 10 voluntários, com faixa etária de 17 a 34 anos (média de 24,59 e desvio padrão de 4,68 anos), sendo 6 do gênero feminino e 4 do gênero masculino, foram coletadas em uma cabine acusticamente isolada, de acordo com protocolo aprovado pelo comitê de ética local. Os processos de estímulo, coleta e processamento dos sinais foram feitos através do software MATLAB®.

Os sinais foram coletados com um eletroencefalógrafo de 36 canais configuráveis, modelo BrainNet BNT 36 (fabricado pela empresa Lynx Tecnologia, exibido pela Figura 1.



Figura 1: Eletroencefalógrafo modelo BrainNet BNT 36.

As configurações foram definidas como: filtro notch de 60 Hz , passa-baixas de 100 Hz , passa-altas de 0,1 Hz e frequência de amostragem de 601,5 Hz .

Foram utilizados 23 eletrodos de prata/coreto de prata ($Ag/AgCl$) com diâmetro de 10mm, dispostos no escalpo de acordo com o sistema internacional 10-20. De acordo com a Figura 2 .

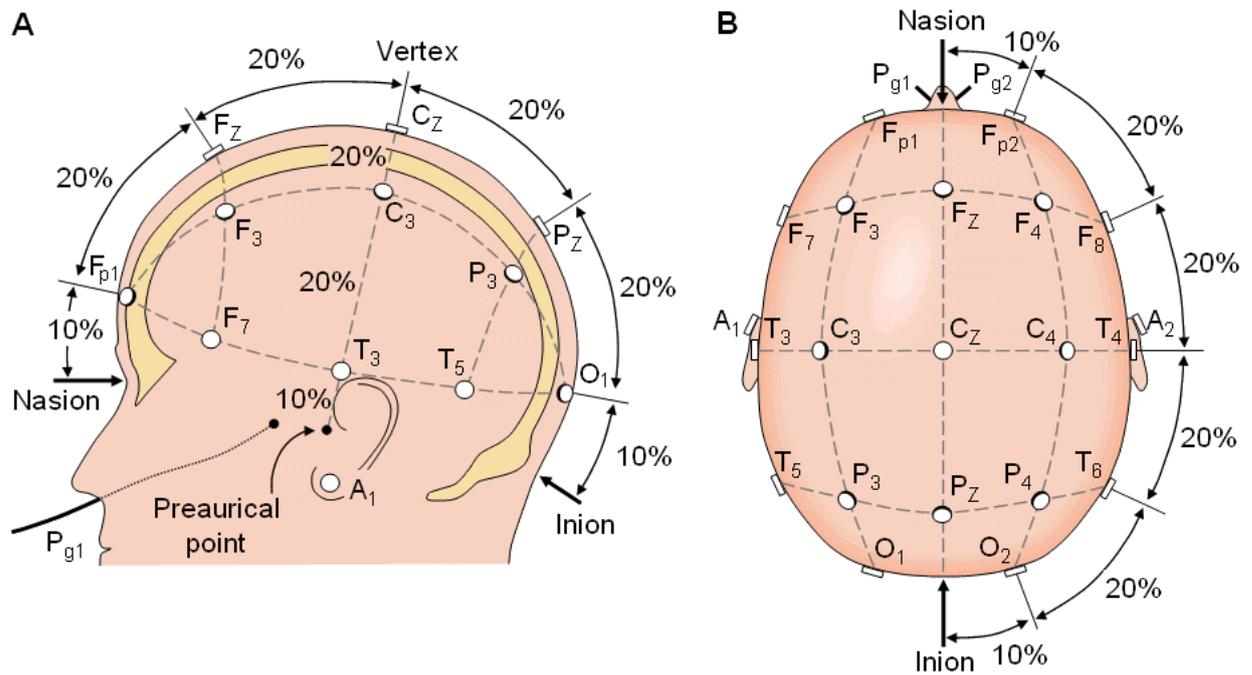


Figura 2: Sistema Internacional 10-20.

A apresentação dos estímulos ocorreu através de um cabo blindado acoplado a um fone de inserção E-A-RTONE 5A, da Aeero Technologies, mostrado na Figura 3.



Figura 3: Fone de inserção E-A-RTONE 5A.

Foram realizadas 48 sessões de coleta por voluntário (seis intensidades para cada um dos quatro tons por orelha). Cada sessão foi composta de 352 janelas, cada uma com 1.024 pontos, de 9 minutos e 58 segundos de estimulação monaural, realizadas nas intensidades de 15, 20, 25, 30, 40 e 50 *dB SPL* para as frequências portadoras de 0,5, 1, 2 e 4 *KHz*, respectivamente. Portanto, cada voluntário se submeteu a um exame de 7 horas, 58 minutos e 24 segundos.

Todos os voluntários foram submetidos a um exame de audiometria tonal, desenvolvido sob orientação da fonoaudióloga da UFV, Lenilda Soares Viana. Todos os voluntários eram normo-ouvintes.

2.4 Estimulação Auditiva

Os estímulos auditivos consistem em tons senoidais puros modulados em amplitude (sinais AM). Os estímulos foram criados multiplicando-se duas senóides: uma portadora e uma moduladora. A senóide de alta frequência f_c é a portadora enquanto a de baixa frequência (f_m) é a moduladora. Este tipo de sinal pode ser escrito, para uma profundidade de modulação λ e amplitude máxima A , segundo a Equação 2.12.

$$x(t) = \frac{A \operatorname{sen}(2\pi f_c t) * (\lambda \operatorname{sen}(2\pi f_m t) + 1)}{1 + \lambda}. \quad (2.12)$$

Os estímulos foram gerados digitalmente, utilizando o software *MATLAB*®, com uma frequência de amostragem de 44100 *Hz*, e 24 bits por amostra, profundidade de modulação de 1 e amplitudes ajustadas para 15, 20, 25, 30, 40 e 50 *dB SPL*, no intuito de descobrir os limiares auditivos dos voluntários.

Para compor o estímulo monaural utilizado, as frequências portadoras para ambas as orelhas foram de 0,5, 1, 2 e 4 *kHz*, conforme descrito anteriormente, enquanto as moduladoras variaram de 35 a 47,5 *Hz* [3].

2.5 Variação de Parâmetros

Para definir se houve ou não a detecção de uma resposta evocada, avalia-se cada uma das quatro frequências portadoras e seis intensidades em cada uma das orelhas.

A análise do sinal ocorre através da comparação do valor obtido na função MMSC com um valor crítico. Esse valor constitui um limiar a partir do qual assume-se que a resposta tenha ocorrido. A verificação é feita aplicando as fórmulas implementadas no *MATLAB*® janela a janela, iniciando cada sinal a partir de um número de janelas igual ao número de sinais utilizados acrescentados de um e incrementando-as uma a uma, até o tamanho máximo do sinal ou até encontrar uma resposta significativa, de acordo com o critério de parada definido. A cada janela adicionada aplicou-se o teste, verificando a presença ou ausência das ASSRs, também chamadas de respostas significativas (detecção) ou não-significativas (ausência de detecção). Foi definido um nível de significância α fixo de 5% para o teste da hipótese nula. Portanto, a resposta significativa é aquela na qual o valor obtido pela MMSC na frequência moduladora apresenta amplitude maior que o

valor crítico, o que indica que o indivíduo consegue perceber o estímulo em determinada portadora [1].

Para definir se ocorreu ou não a detecção de uma resposta foram utilizados três parâmetros, os quais consistem em: Conjunto de Canais, Critério de Parada, Número Máximo de Janelas.

2.5.1 Conjunto de Canais

Para analisar o desempenho da MMSC na detecção de ASSRs e assumindo que as mesmas se espalham por todo escalpo, foram feitas todas as combinações de 1 a 19 eletrodos (dos 23 eletrodos, apenas 19 sinais são úteis neste experimento), utilizando os sinais dos 19 eletrodos. Tem-se:

$$C_k^n = \frac{n!}{k!(n-k)!}, \quad (2.13)$$

onde n é o número total de sinais e k o número de sinais escolhidos. Assim:

$$Total = \sum_{k=1}^{19} \frac{19!}{k!(19-k)!} = 524.287 \quad (2.14)$$

Portanto, o somatório das combinações de cada número de eletrodos utilizados (representados por k , variando de 1 a 19), retorna o número total de combinações para cada portadora e critério de parada, feitas para cada um dos voluntários. Para os 10 voluntários, analisando as duas orelhas, têm-se um total de 1.048.574 combinações.

2.5.2 Número Máximo de Janelas

Foram avaliados sete tamanhos máximos do sinal (em número de janelas), sendo: 50, 80, 100, 120, 150, 180 e 352 janelas. Cada um desses valores representa o número máximo de janelas de 1.024 pontos utilizados como sinal para detecção. Quando a varredura atinge o tamanho máximo definido significa que resposta não foi detectada.

2.5.3 Critério de Parada

O critério de parada é o número de janelas consecutivas com respostas significativas. A variação desse critério foi de 1 a 8 detecções consecutivas. Caso não exista resposta significativa no sinal, todas as janelas (definidas pelo critério de número máximo de janelas) serão analisadas, retornando a informação da ausência de detecção.

2.6 Procedimentos Experimentais

Os voluntários passaram por um exame audiométrico convencional na divisão de saúde, foram encontrados os limiares auditivos para cada um e todos foram classificados como normouvintes. Para que as condições do experimento fossem adequadas, os voluntários passaram por uma outra Audiometria Tonal Convencional na mesma cabine em que fazem a Audiometria Objetiva, no NIAS (DEL-UFV), e esse valor de limiar auditivo encontrado foi utilizado para fins da análise. Assim, o estudo vai comparar o audiograma gerado pela Audiometria Tonal Convencional (limiares comportamentais) com a Audiometria Objetiva (limiares eletrofisiológicos).

As fórmulas para o cálculo da MMSC foram implementadas no software *MATLAB*[®] e aplicadas a todas as combinações de eletrodos, em cada combinação variou-se o critério de parada de 1 a 8 e o número máximo de janelas de 50 a 352 em cada orelha. Dessa forma, espera-se encontrar a combinação de parâmetros que tenham a maior correlação entre a Audiometria Objetiva e a Audiometria Tonal Convencional.

Como o conjunto de parâmetros é elevado, variar cada um deles, abrangendo todas as combinações demanda um esforço computacional muito grande. O método implementado neste trabalho fez uma pré-seleção das melhores correlações por frequência portadora, e posteriormente recombinau-se os eletrodos apenas dessas melhores combinações para encontrar uma configuração ótima.

Primeiramente escolheu-se as melhores 100 configurações (maior nível de correlação) por frequência portadora, variou-se todos os parâmetros dessas 100 melhores e encontrou-se um valor de correlação geral. Posteriormente aumentou-se o espaço amostral para as 200 melhores configurações por frequência portadora, e fez-se o mesmo procedimento anterior, encontrando-se assim um valor maior de correlação geral. Fez-se a mesma coisa para as 300 melhores combinações, não encontrando um valor maior do que no passo anterior. Assim, o valor ótimo de correlação geral encontrado foi selecionado dentro do

espaço amostral de 200 melhores combinações por portadora.

2.7 Estimação do Audiograma

Os limiares eletrofisiológicos foram definidos como a menor intensidade na qual foi detectada uma resposta significativa (presença da ASSR) [35] e [36]. Em alguns casos, estímulos de alta intensidade não detectaram resposta, embora houvesse a detecção em intensidades bem mais baixas. Neste caso, a ausência de resposta em alta intensidade pode ser um falso negativo, ou a detecção em uma intensidade mais baixa pode ser um falso positivo. Portanto, utilizou-se um conjunto de regras para ajustar os limiares, o que evita a necessidade de reteste, que por sua vez aumentaria o tempo de exame.

O conjunto de regras aplicado em [35] e [36] foi adaptado para este trabalho. Dessa forma, as seis intensidades foram transformadas em níveis, nos quais o primeiro denota 15 *dB* e o sexto 50 *dB*. Em cada nível, um valor binário indica a detecção, ou seja, 1 representa um valor significativo (ou detecção) e 0 um valor não significativo. As regras são:

- Se o nível da resposta significativa com a menor intensidade menos o nível da resposta não significativa imediatamente superior for maior ou igual a 2, o limiar é a maior intensidade entre os dois níveis;
- Se não forem registradas respostas significativas, independentemente da intensidade, o limiar é arbitrariamente definido como 10 *dB* acima da mais alta intensidade apresentada, ou seja, 60 *dB SPL*.

3 *Resultados e Discussões*

Dentre todas combinações analisadas, foram selecionados dois detectores: o com o maior nível de correlação entre os limiares eletrofisiológicos e os comportamentais e o com o menor tempo de detecção e com correlação forte. Os valores de correlação e de tempo dos dois detectores se encontram na Tabela 1:

Tabela 1: Desempenho dos Melhores Detectores

Detector	Tempo (minutos por orelha)	Nível de Correlação
Melhor Nível de Correlação	49,9	0,9262
Melhor Tempo	28,2	0,8401

O detector com o maior nível de correlação tem seus parâmetros dados na Tabela 2:

Tabela 2: Parâmetros do Detector com Melhor Correlação

Configuração	Frequência Portadora			
	0,5 kHz	1kHz	2kHz	4kHz
Número Máximo de Janelas	150	50	120	100
Critério de Parada	5	1	2	1
Número de Eletrodos	7	9	7	7

As combinações de eletrodos de cada frequência portadora são dadas pela Tabela 3 .

Tabela 3: Configuração de Eletrodos para o Melhor Nível de Correlação

Frequência Portadora	Eletrodos
0,5 kHz	F7, F3, P3, T4, F4, C4, O2, Cz
1 kHz	F7, T3, FP1, C3, F8, T4, P4, O2, Pz
2 kHz	F7, T5, O1, F8, T4, T6, FZ
4 kHz	T3, P3, P4, O2, FZ, CZ, PZ

O detector com o menor tempo de detecção para a melhor correlação tem seus parâmetros dados na Tabela 4:

Tabela 4: Parâmetros do Detector com Melhor Tempo

Configuração	Frequência Portadora			
	0,5 kHz	1kHz	2kHz	4kHz
Número de Janelas	80	50	50	50
Critério de Parada	3	1	1	1
Número de Eletrodos	7	4	8	7

As combinações de eletrodos de cada frequência portadora para o melhor tempo são dadas pela Tabela 5 .

Tabela 5: Configuração de Eletrodos para o Melhor Tempo

Frequência Portadora	Eletrodos
0,5 kHz	F7, C3, F8, T4, T6, F4, Cz
1 kHz	P3, F8, T6, Fp2
2 kHz	T3, T5, Fp1, T4, T6, F4, O2, Fz
4 kHz	T3, P3, P4, O2, FZ, Cz, Pz

No trabalho desenvolvido [1], a escolha dos detectores com maior nível de correlação foi feita por frequência portadora, com esses valores selecionados, calculou-se a correlação total, que obteve um valor de 0,7861. Já no trabalho aqui desenvolvido, calculou-se a correlação geral dos eletrodos, fazendo-se uma varredura diferente da que já havia sido feita no trabalho anterior, recombinao os eletrodos (como descrito na seção 2.6), encontrou-se assim, um valor de correlação de 0,9262.

Para análise da combinação com menor tempo de detecção, no trabalho desenvolvido por [1], foi feita a análise para os quatro maiores níveis de correlação com critério de parada igual a um, já aqui, foi calculado o valor do tempo para as 200 melhores combinações. O valor de tempo encontrado no trabalho anterior foi de 34 min por orelha, já no trabalho aqui desenvolvido, encontrou-se um valor de 28,2 min por orelha.

4 *Conclusões*

A técnica para avaliar o desempenho da MMSC foi verificar dentre todas as combinações possíveis dos 19 sinais disponíveis, todos os critérios de parada e números máximos de janelas, quais obtiveram o maior nível de correlação entre os limiares eletrofisiológicos e os limiares comportamentais.

Os códigos foram implementados e fizeram uma análise de dados diferente da feita por [1], enquanto no trabalho anterior os valores de correlação foram selecionados por frequência portadora e depois analisada a correlação total, aqui fez-se a varredura considerando as quatro portadoras de uma vez.

Os valores de correlação entre todas as configurações da audiometria objetiva com os dados da audiometria subjetiva foram comparados nas rotinas.

Foram selecionados dois detectores que obtiveram desempenho notável: o com maior nível de correlação, com $r=0,9262$ (muito forte) e o detector com o menor tempo, com $r=0,8401$ (forte).

Encontrou-se também o tempo necessário para a detecção dos sons em cada configuração selecionada. Sendo de 49,9 min por orelha para o detector com maior nível de correlação e de 28,2 min por orelha para o detector com menor tempo e nível de correlação forte.

Os audiogramas gerados pela análise da MMSC apresentam resultados audiogramas eletrofisiológicos coerentes com os relatados na literatura.

Como trabalhos futuros propõe-se diminuir o tempo de exame, com estimulações baseadas nos tempos encontrados por [1], para que os voluntários não se cansem durante as seções de estímulo. Propõe-se também fazer a estimulação com tons AM na faixa entre 70 e 110 *Hz*, para assim, poder-se estudar os resultados em crianças, neonatos e em voluntários em estado de sono/sedação, o que poderia evitar a movimentação dos eletrodos posicionados no escalpo e diminuir os ruídos associados a tais movimentos.

Referências

- [1] SILVA, G. M. *Estimação do audiograma usando a Magnitude Quadrática da Coerência Múltipla e estimulação monaural de tons modulados em amplitude na faixa de 40 Hz*. Dissertação (Mestrado) — Universidade Federal de São João Del Rei, 2016.
- [2] HUMES, L.; BESS, F. Fundamentos em audiologia. *Porto Alegre: Artmed*, 1998.
- [3] CARVALHO, J. A. S. *Avaliação da Magnitude Quadrática da Coerência Múltipla Como Detector Objetivo de Respostas Auditivas em Regime Permanente*. Dissertação (Mestrado) — Universidade Federal de São João Del Rei, 2015.
- [4] ANTUNES, F. Avaliação do subconjunto de eletrodos para a minimização de tempo de detecção de potenciais evocados auditivos em regime permanente usando a magnitude quadrática da coerência múltipla. Monografia, 2016.
- [5] CURRAN, E. A.; STOKES, M. J. Learning to control brain activity: a review of the production and control of eeg components for driving brain-computer interface (bci) systems. *Brain and cognition*, Elsevier, v. 51, n. 3, p. 326–336, 2003.
- [6] CHIAPPA, K. H. *Evoked potentials in clinical medicine*. [S.l.]: New York: Raven Press, 2ª edição, 1997.
- [7] PICTON, T. W. et al. Evoked potential audiometry. *The Journal of Otolaryngology*, v. 6, n. 2, p. 90–119, 1977.
- [8] GEISLER, C. D. Average responses to clicks in man recorded by scalp electrodes. Massachusetts Institute of Technology, Research Laboratory of Electronics, 1960.
- [9] CHATRIAN, G. E.; PETERSEN, M. C.; LAZARTE, J. A. Responses to clicks from the human brain: some depth electrographic observations. *Electroencephalography and clinical neurophysiology*, Elsevier, v. 12, n. 2, p. 479–489, 1960.
- [10] SEIXAS, R. R.; FASOLO, M. I.; MOREIRA, R. N. Avaliação auditiva objetiva através de potenciais evocados. *Arq. neuropsiquiatr*, v. 51, n. 4, p. 433–40, 1993.
- [11] KUWADA, S.; BATRA, R.; MAHER, V. L. Scalp potentials of normal and hearing-impaired subjects in response to sinusoidally amplitude-modulated tones. *Hearing research*, Elsevier, v. 21, n. 2, p. 179–192, 1986.
- [12] DOLPHIN, W.; MOUNTAIN, D. The envelope following response: scalp potentials elicited in the mongolian gerbil using sinusoidally am acoustic signals. *Hearing research*, Elsevier, v. 58, n. 1, p. 70–78, 1992.
- [13] JORIS, P.; SCHREINER, C.; REES, A. Neural processing of amplitude-modulated sounds. *Physiological reviews*, Am Physiological Soc, v. 84, n. 2, p. 541–577, 2004.

- [14] COHEN, L. T.; RICKARDS, F. W.; CLARK, G. M. A comparison of steady-state evoked potentials to modulated tones in awake and sleeping humans. *The Journal of the Acoustical Society of America*, ASA, v. 90, n. 5, p. 2467–2479, 1991.
- [15] LEVI, E. C.; FOLSOM, R. C.; DOBIE, R. A. Amplitude-modulation following response (amfr): effects of modulation rate, carrier frequency, age, and state. *Hearing Research*, Elsevier, v. 68, n. 1, p. 42–52, 1993.
- [16] GALAMBOS, R.; MAKEIG, S.; TALMACHOFF, P. J. A 40-hz auditory potential recorded from the human scalp. *Proceedings of the national academy of sciences*, National Acad Sciences, v. 78, n. 4, p. 2643–2647, 1981.
- [17] LINDEN, R. D. et al. Human auditory steady state evoked potentials during sleep. *Ear and hearing*, LWW, v. 6, n. 3, p. 167–174, 1985.
- [18] STAPELLS, D. R. et al. Inconsistency of auditory middle latency and steady-state responses in infants. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/Evoked Potentials Section*, Elsevier, v. 71, n. 4, p. 289–295, 1988.
- [19] PLOURDE, G.; PICTON, T. Human auditory steady-state response during general anesthesia. *Anesthesia & Analgesia*, LWW, v. 71, n. 5, p. 460–468, 1990.
- [20] JOHN, M. S. et al. Multiple auditory steady-state responses (master): stimulus and recording parameters. *Audiology*, Taylor & Francis, v. 37, n. 2, p. 59–82, 1998.
- [21] AOYAGI, M. et al. Optimal modulation frequency for amplitude-modulation following response in young children during sleep. *Hearing research*, Elsevier, v. 65, n. 1, p. 253–261, 1993.
- [22] RICKARDS, F. W. et al. Auditory steady-state evoked potential in newborns. *British Journal of Audiology*, v. 28, n. 6, p. 327–337, 1994.
- [23] FELIX, L. B. *Detecção objetiva de respostas auditivas em regime permanente: aplicação em exames audiológicos*. Tese (Doutorado) — Tese de doutorado, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte,-MG, Brasil, 2006.
- [24] PICTON, T. W. et al. Human auditory steady-state responses: Respuestas auditivas de estado estable en humanos. *International journal of audiology*, Taylor & Francis, v. 42, n. 4, p. 177–219, 2003.
- [25] FELIX, L. B. et al. Avoiding spectral leakage in objective detection of auditory steady-state evoked responses in the inferior colliculus of rat using coherence. *Journal of neuroscience methods*, Elsevier, v. 144, n. 2, p. 249–255, 2005.
- [26] DOBIE, R. A.; WILSON, M. J. Analysis of auditory evoked potentials by magnitude-squared coherence. *Ear and hearing*, LWW, v. 10, n. 1, p. 2–13, 1989.
- [27] FELIX, L. B. et al. Multivariate objective response detectors (mord): statistical tools for multichannel eeg analysis during rhythmic stimulation. *Annals of biomedical engineering*, Springer, v. 35, n. 3, p. 443–452, 2007.
- [28] KAY, S. M. *Fundamentals of statistical signal processing*. [S.l.]: Prentice Hall PTR, 1993.

- [29] SÁ, A. M. F. M. de; FELIX, L. B. Improving the detection of evoked responses to periodic stimulation by using multiple coherence?application to eeg during photic stimulation. *Medical engineering & physics*, Elsevier, v. 24, n. 4, p. 245–252, 2002.
- [30] SÁ, A. M. F.; SIMPSON, D.; INFANTOSI, A. F. C. Estudo da função de coerência aplicada a sinais eeg. *Research on Biomedical Engineering*, SBEB, v. 10, n. 2, p. 39–55, 1994.
- [31] FELIX, L. B. et al. Post-processing of auditory steady-state responses to correct spectral leakage. *Journal of neuroscience methods*, Elsevier, v. 181, n. 1, p. 145–149, 2009.
- [32] SÁ, A. M. D.; FELIX, L. B.; INFANTOSI, A. F. C. 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*, IEEE, v. 51, n. 7, p. 1140–1146, 2004.
- [33] SA, A. M. F. M. de; INFANTOSI, A. F. C.; MELGES, D. B. A multiple coherence-based detector for evoked responses in the eeg during sensory stimulation. In: IEEE. *Engineering in Medicine and Biology Society, 2008. EMBS 2008. 30th Annual International Conference of the IEEE*. [S.l.], 2008. p. 3516–3519.
- [34] MUKAKA, M. A guide to appropriate use of correlation coefficient in medical research. *Malawi Medical Journal*, Medical Association of Malawi, v. 24, n. 3, p. 69–71, 2012.
- [35] DIMITRIJEVIC, A. et al. Estimating the audiogram using multiple auditory steady-state responses. *Journal of the American Academy of Audiology*, American Academy of Audiology, v. 13, n. 4, p. 205–224, 2002.
- [36] D’HAENENS, W. et al. Determination and evaluation of clinically efficient stopping criteria for the multiple auditory steady-state response technique. *Clinical Neurophysiology*, Elsevier, v. 121, n. 8, p. 1267–1278, 2010.