

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

FELIPE ANTUNES

**AVALIAÇÃO DO SUBCONJUNTO DE ELETRODOS DO
ELETROENCEFALOGRAMA PARA MINIMIZAÇÃO DO TEMPO DE
DETECÇÃO DE POTENCIAIS EVOCADOS AUDITIVOS EM REGIME
PERMANENTE USANDO MAGNITUDE QUADRÁTICA DA
COERÊNCIA MÚLTIPLA**

VIÇOSA
2015

FELIPE ANTUNES

**AVALIAÇÃO DO SUBCONJUNTO DE ELETRODOS DO
ELETROENCEFALOGRAMA PARA MINIMIZAÇÃO DO TEMPO DE
DETECÇÃO DE POTENCIAIS EVOCADOS AUDITIVOS EM REGIME
PERMANENTE USANDO 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: Leonardo Bonato Felix

VIÇOSA
2015

FELIPE ANTUNES

**AVALIAÇÃO DO SUBCONJUNTO DE ELETRODOS DO
ELETROENCEFALOGRAMA PARA MINIMIZAÇÃO DO TEMPO DE
DETECÇÃO DE POTENCIAIS EVOCADOS AUDITIVOS EM REGIME
PERMANENTE USANDO 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 25 de junho de 2015.

COMISSÃO EXAMINADORA

Prof. Dr. Leonardo Bonato Felix - Orientador
Universidade Federal de Viçosa

Prof. M.Sc. Paulo Fábio Figueiredo Rocha - Membro
Universidade Federal de Viçosa

Glaucia de Moraes Silva - Membro
Universidade Federal de São João del-Rei

“A menos que modifiquemos a nossa maneira de pensar, não seremos capazes de resolver os problemas causados pela forma como nos acostumamos a ver o mundo.”

(Albert Einstein)

Dedico este trabalho a minha família.

Agradecimentos

Primeiramente a Deus que permitiu que tudo isso acontecesse, ao longo de minha vida, e não somente nestes anos como universitário, mas que em todos os momentos é o maior mestre que alguém pode conhecer.

Aos meus pais, Gildeci e Josefa, por estarem presentes sempre que precisei, e me ajudarem nessa longa jornada da vida.

Aos amigos do laboratório NIAS, pelo apoio.

Ao professor Leonardo Bonato por ter me orientado sempre com muita paciência.

A todos que direta ou indiretamente fizeram parte da minha formação, meu muito obrigado.

Resumo

O processo de automatização da audiometria envolve o levantamento do audiograma sem necessidade de resposta do paciente e da análise subjetiva do avaliador. Uma técnica bastante estudada é relacionar o limiar auditivo à presença de potenciais evocados auditivos (AEP) no eletroencefalograma (EEG). A presença de respostas evocadas cerebrais pode ser testada usando detectores de respostas objetivas (ORD), que são testes estatísticos que fornecem um limiar no qual a resposta pode ser considerada significativa. Uma desvantagem desses detectores está relacionada ao tempo necessário para afirmar se há presença ou não do sinal de interesse. Para contornar esse problema são usados detectores de resposta objetiva multivariada (MORD). Essa monografia apresenta a análise de uma técnica MORD, conhecida como Magnitude Quadrática de Coerência Múltipla (MMSC), na detecção de respostas auditivas em regime permanente (ASSR) evocadas por tons modulados em amplitude (AM). Foi realizada uma análise *offline* de dados registrados em 19 eletrodos dispostos no escalpo de acordo com o sistema internacional 10-20. A eficiência da detecção depende da relação sinal ruído (SNR) da resposta e da quantidade de dados disponíveis. Além disso, a correlação dentro do ruído de fundo também pode afetar a potência dos detectores. Para encontrar as combinações que otimizam o desempenho do MMSC aplicou-se o teste a todas as combinações possíveis com os 19 eletrodos. Nesta análise foram obtidas as melhores combinações por tons de estimulação que minimizam o tempo de detecção de todos os voluntários simultaneamente. Pela quantidade de voluntários e pelo teste de Wilcoxon ($\alpha = 0,05$) não se pôde afirmar que utilizar mais de um eletrodo gera um ganho significativo de tempo na detecção, visto que apenas no estímulo de 4000Hz na orelha esquerda que apresentou queda estatisticamente significativa no tempo de detecção.

Abstract

The audiometry automation process consists of an audiogram implementation without the patient's response and the evaluator's subjective analysis. A widely studied technique is to compare the hearing threshold with the presence of auditory evoked potentials (AEP) in the electroencephalogram (EEG). The presence of cerebral evoked responses can be tested using Objective Responses Detectors (ORD) that are statistical tests that provide a threshold at which the response can be considered significant. A disadvantage of these detectors is the time required to confirm the presence or not of the signal. To work around this problem, Multivariate Objective Response Detectors (MORD) are used. This monograph presents the analysis of a MORD technique, known as Multiple Magnitude Square Coherence (MMSC), in the detection of Auditory Steady-State Response (ASSR) evoked by Amplitude-Modulated tones (AM). An offline analysis was performed with data recorded in 19 electrodes arranged in the scalp according to the 10-20 international system. The efficiency of detection depends on the Signal to Noise Ratio (SNR) of the response and the amount of data available. Furthermore, the correlation in the background noise can also affect the detectors' efficiency. To find the combinations that optimize the performance of MMSC, a test was applied with all possible combinations of the 19 electrodes. This analysis could be the best combinations for pacing tones that minimize the detection time of all volunteers simultaneously. The number of volunteers and the Wilcoxon's test ($\alpha = 0.05$) could not state that the use of more than one electrode generates a significant gain in time detections, as only the stimulus 4000 Hz in the left ear that showed a statistically significant decrease in detection time.

Sumário

1	Introdução.....	01
1.1	Eletroencefalograma	02
1.2	Respostas Evocadas em Regime Permanente	03
1.3	Fisiologia Auditiva.....	03
1.4	Detecção Objetiva de Respostas	07
1.5	Objetivos	08
2	Materiais e Métodos.....	09
2.1	Estímulo	09
2.2	Aquisição de Sinais	11
2.3	Magnitude Quadrática de Coerência Múltipla.....	12
2.4	Análise Combinatória.....	15
2.5	Tempo de Detecção.....	17
3	Resultados e Discussões.....	18
4	Conclusões	23
5	Referências	24
6	Anexo	26

Lista de Figuras

Figura 1 – Divisão anatômica do sistema auditivo (Fonte [27]).	4
Figura 2 – Representação esquemática da Membrana Basilar desenrolada. (a) Estimulação por sons agudos, causando a vibração de porções iniciais da cóclea. (b) Estimulação por sons graves, causando vibração de porções finais da cóclea [25].	5
Figura 3 – (a) Córtex auditivo primário e as áreas auditivas secundárias no lobo temporal superior; (b) Organização tonotópica do córtex auditivo primário. Cada área é demarcada por faixas que indicam suas frequências características [25].	6
Figura 4 – Modelo de transdução coclear dos estímulos de regime permanente. Na esquerda o sinal modulado em amplitude e o seu espectro. Na direita o potencial evocado e o seu espectro. No centro o modelo de função de transferência aplicada ao estímulo.	7
Figura 5 – No lado esquerdo os pares de tons AM aplicados em cada orelha e no lado direito o espectro esperado das ASSRs (f_d e f_e são as frequências moduladoras dos estímulos aplicados as orelhas direita e esquerda respectivamente).	10
Figura 6 – Fones de Inserção E-A-RTone 5A [36].	10
Figura 7 – Sistema Internacional 10-20.....	11
Figura 8 – Eletroencefalógrafo modelo BrainNet BNT 36 [37].	12
Figura 9 - Modelo linear multivariável que representa o EEG durante estimulação auditiva, sendo que $x[k]$ é o sinal de estimulação. Os sinais EEG são representados por $y_j[k]$, que são obtidos pelo somatório das respostas evocadas com $n_j[k]$ (EEG de fundo) [38].....	13
Figura 10 – Número de combinações possíveis para cada número de eletrodos utilizados....	16
Figura 11 – Resultado do teste MMSC no sinal do EEG com o indivíduo sob estimulação sonora AM nas frequências moduladoras f_d e f_e	17
Figura 12 – Tempo de detecção calculada em uma combinação.	17
Figura 13 – Média dos espectros de um dos indivíduos estimulado na portadora 500Hz.	18
Figura 14 – Número de janelas necessário para o teste MMSC detectar os sinais imersos em ruído para cada canal adicionado.....	19
Figura 15 – Melhores resultados para todos os indivíduos do teste MMSC na detecção das ASSRs da orelha direita.	22
Figura 16 – Melhores resultados para todos os indivíduos do teste MMSC na detecção das ASSRs da orelha esquerda.	22

Lista de Tabelas

Tabela 1 – Principais faixas de frequências componentes do EEG.....	18
Tabela 2 – Melhores combinações de eletrodos que minimiza o tempo de detecção para o conjunto de indivíduos.....	20

Lista de Abreviaturas

A1	Córtex Auditivo Primário
AEP	Potencial Evocado Auditivo
AM	Amplitude Modulada
ASSR	Resposta Auditiva em Regime Permanente
EEG	Eletroencefalograma x
EP	Potencial Evocado
FFT	Transformada Rápida de Fourier
MMSC	Magnitude Quadrática de Coerência Múltipla
MORD	Detector Objetivo de Resposta Multivariado
ORD	Detector Objetivo de Resposta
SNR	Relação Sinal Ruído
SPL	<i>Sound Pressure Level</i>

1 Introdução

A audiometria é um exame que avalia a audição do paciente, onde a audição representa a percepção de estímulos sonoros e sua interpretação por mecanismos corticais e subcorticais complexos [1]. A necessidade desse exame se deve ao fato do paciente apresentar audição limitada, ou seja, quando o mesmo, ou familiares alegam um déficit auditivo. Além disso, pode ser feito no intuito de complementar outros diagnósticos, tais como traumas, infecções e condições hereditárias.

A audição desempenha papel decisivo no desenvolvimento da linguagem falada, pois para que essa se desenvolva, é necessário que a criança receba a estimulação sonora e possua integridade do sistema auditivo como um todo, periférico e central. A audição permite ainda, a percepção de atividades que estão ocorrendo à distância, funcionando como mecanismo de alerta e defesa contra o perigo [2].

A audiometria normalmente é um exame subjetivo da audição, que depende da resposta do paciente, realizado com fones de ouvido e dentro de cabine acústica [3]. O objetivo do exame é mensurar o limiar auditivo para tons puros. O limiar auditivo é definido como o nível mínimo de intensidade sonora necessária para que o tom puro possa ser percebido, para cada frequência. Os limiares são obtidos a partir de respostas comportamentais do paciente e anotados em um gráfico (o audiograma). Porém os limiares podem sofrer variações devido ao ambiente (falta de tratamento acústico da sala, por exemplo) e à experiência do examinador. Outros fatores estão ligados ao paciente como: motivação, atenção, familiaridade com o exame, interesse do paciente e capacidade de cooperação.

O exame audiométrico tem grande importância no diagnóstico precoce de deficiência auditiva, visto que a deficiência auditiva tem origem principalmente nas fases pré-natal, perinatal e neonatal [4]. Dessa forma, segundo Hiko, Hyde e Alberti, 1985 [5], qualquer perda auditiva nesse período representa um fator negativo muito importante para o desenvolvimento das capacidades linguísticas, podendo levar a implicações sociais, educacionais e psicológicas.

A automatização da audiometria visa o desenvolvimento de técnicas de análises objetivas na obtenção de um audiograma, sendo desnecessária uma resposta comportamental

por parte do paciente, o que permite sua aplicação até mesmo em 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.

Em sistemas de processamento de sinais, tais como processamento de áudio, da fala, de imagens ou biomedicina, é comum existir o problema de decidir quando um determinado evento de interesse ocorre, para que, em seguida, possa se determinar mais informações a respeito deste evento. Este problema de tomada de decisão é estudado pela teoria de detecção de sinais [6].

1.1 ***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 [7].

A análise de respostas nos registros do sinal EEG tem instigado o estudo de uma manifestação cerebral: o Potencial Evocado (EP). Segundo Miranda de Sá e Felix, 2003 [8], o EP é uma resposta elétrica do cérebro quando realizado um estímulo externo. Em exames clínicos este estímulo, que pode ser audiológico, visual ou somatossensorial, é feito de forma periódica e devido a atividade elétrica de fundo, também captada pelo EEG, surge o problema quanto a presença ou ausência de EP no sinal de EEG.

As técnicas que envolvem Potenciais Evocados Auditivos (AEP) vêm 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, de baixo custo e, em certos casos, com resultados sem comparação com outras técnicas [9].

1.2 Respostas Auditivas em Regime Permanente

Uma resposta auditiva em regime permanente (ASSR, do inglês auditory steady-state response) ocorre quando um estímulo auditivo é apresentado a uma taxa suficientemente elevada, de modo que a resposta a qualquer estímulo sobreponha à resposta 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 [10]. De acordo com Dolphin e Mountain, 1992 [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. Joris et al., 2004 [12], atestam que, 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.

Em humanos, as ASSRs evocadas por tons AM mais estudadas são as com frequência de modulação entre 70 e 110 Hz [13] [14] bem como a 40 Hz [15]. Essas respostas a modulações de 40 Hz são amplamente estudadas, apresentando as seguintes características:

- Sua amplitude decai consideravelmente durante o sono [16].
- É difícil de registrar em crianças [17].
- É significativamente atenuada por anestesia [18].

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 [19], tais respostas apresentam as seguintes vantagens:

- Muito menos afetadas pelo sono [20] e pelo despertar [14].
- Prontamente registradas em crianças [21].

1.3 Fisiologia Auditiva

Os sons captados na orelha externa ascendem até a cóclea por diversas estruturas, que funcionam como um casador de impedâncias acoplando as mudanças de pressão atmosférica a movimentos de fluido no interior da cóclea, com uma perda mínima de energia [22]. Segundo Felix, 2006 [23], os neurônios sensoriais da cóclea apresentam atividade quando ondas sonoras de frequência específica atingem esta estrutura, numa forma de decomposição espectral do estímulo sonoro. Dessa forma, a informação elétrica ascende até o córtex pelas vias auditivas, gerando, neste caminho, os sinais elétricos correspondentes ao potencial evocado auditivo.

A audição é um processo complexo que envolve a captação, percepção e interpretação dos sons presentes no meio ambiente. A estrutura anatômica do sistema auditivo humano é dividida em três partes: orelha externa, orelha média e orelha interna (**Figura 1**), sendo esta última continuada pela estrutura nervosa responsável por levar os sinais elétricos até o córtex auditivo, onde seu significado é decifrado [24].

De acordo com Bear et al., [24], as ondas sonoras viajam através do canal auditivo externo até a membrana timpânica, causando neste trajeto mudanças na pressão do ar e deslocamentos no tímpano. Estes movimentos são transmitidos através dos ossículos (martelo, bigorna e estribo) para a membrana da janela oval da cóclea. A membrana timpânica e a cadeia ossicular não são apenas transmissores passivos dos movimentos. Em conjunto, funcionam como um acoplador acústico, que permite uma transmissão eficiente de movimento a partir do ouvido médio para o líquido coclear [26].

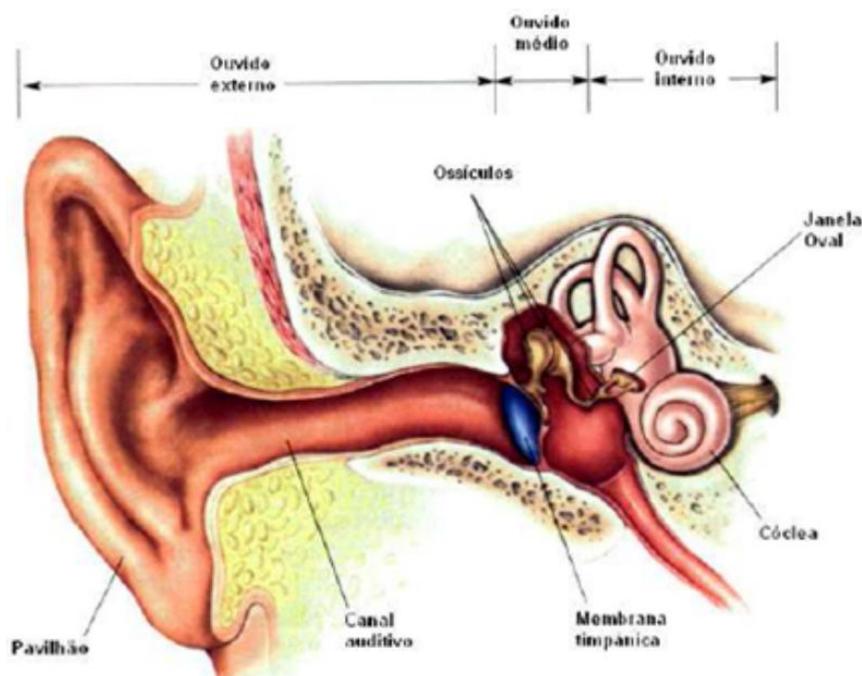


Figura 1 – Divisão anatômica do sistema auditivo (Fonte [27]).

A cóclea é uma estrutura que ocupa um lugar decisivo na via auditiva, pois é nela que a energia das ondas sonoras é transformada em sinais neurais. Anatomicamente, ela é um órgão com cerca de 9 mm de diâmetro que possui uma estrutura cônica espiralada formada por três ductos que se afinam da base para o ápice. Esses ductos são: escala vestibular, escala média ou duto coclear e escala timpânica. As escalas vestibular e timpânica são preenchidas por um fluido, chamado de perilinfa. Já o duto coclear é preenchido pela endolinfa [24].

Ainda de acordo com Bear et al., [24], o som causa vibrações que empurram a platina do estribo sobre a janela oval, fazendo com que a perilinfa se desloque dentro da escala vestibular. Como a membrana de Reissner, que separa as escalas vestibular e média é muito flexível, essas vibrações são também transmitidas para a endolinfa, no duto coclear. O movimento da endolinfa faz com que a membrana basilar inicie um movimento na sua base em direção ao ápice. A distância que a onda percorre na membrana basilar depende da frequência do som incidente; altas frequências (sons agudos) produzem o deslocamento máximo na base da cóclea, enquanto que as baixas frequências (sons graves) produzem o deslocamento máximo em direção ao ápice [26], como mostra a **Figura 2**.

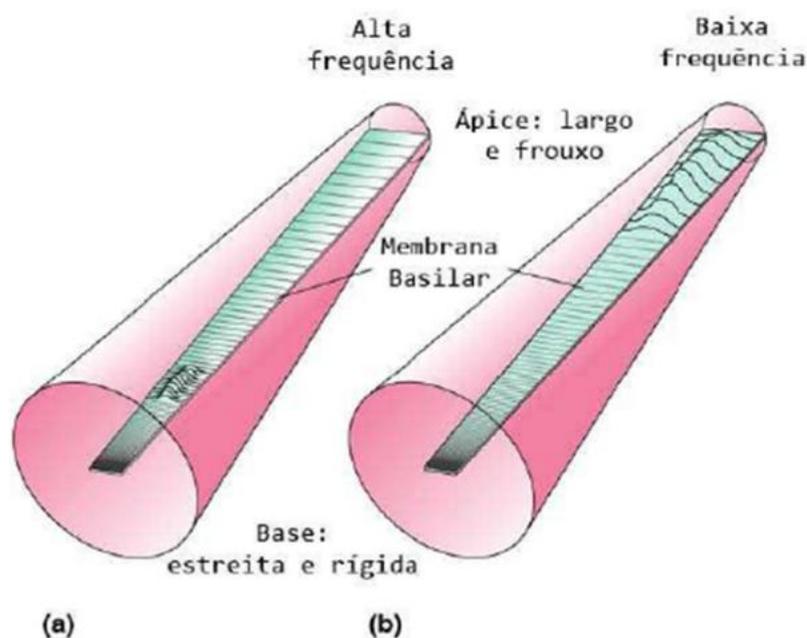


Figura 2 – Representação esquemática da Membrana Basilar desenrolada. (a) Estimulação por sons agudos, causando a vibração de porções iniciais da cóclea. (b) Estimulação por sons graves, causando vibração de porções finais da cóclea [25].

O arranjo entre a membrana basilar e o Córtex Auditivo Primário (A1) é tonotópico como pode ser visto na **Figura 3**, isto é, tem-se um arranjo de 1:1 entre entrada sensorial e representação cortical: cada região da membrana basilar estimulada acaba por excitar uma determinada população de neurônios em A1 [24].

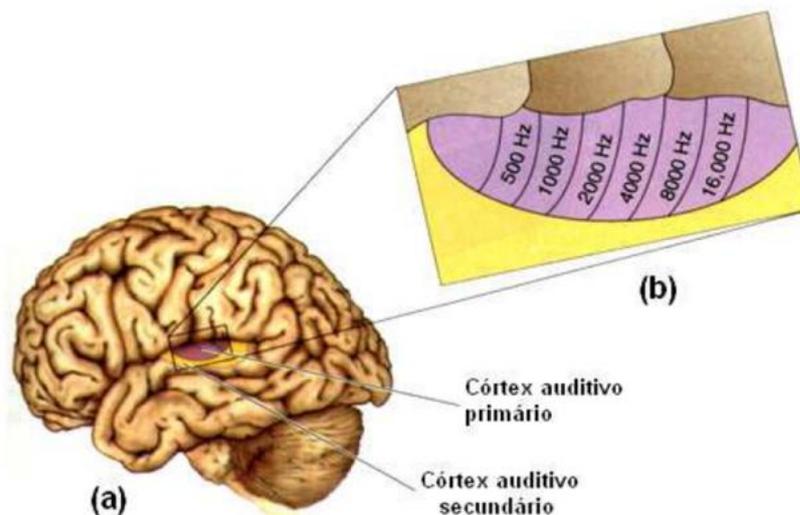


Figura 3 – (a) Córtex auditivo primário e as áreas auditivas secundárias no lobo temporal superior; (b) Organização tonotópica do córtex auditivo primário. Cada área é demarcada por faixas que indicam suas frequências características [25].

O órgão de Corti está apoiado na membrana basilar. Este que contém receptores auditivos: as células ciliadas internas e externas. O deslocamento dessas células marca o evento crítico na transdução do som em um sinal neural, onde é observada a despolarização dessas células causada pelos movimentos decorridos de estímulos sonoros [24].

As células ciliadas fazem sinapses estimulando a rede de fibras nervosas da cóclea e conduzem o sinal ao gânglio espiral, que envia axônios (em torno de 30.000) para o nervo coclear. Quanto mais intensa a estimulação, maior é o número de células ciliadas que são excitadas e mais fibras nervosas da cóclea disparam [24]. Informações sobre a frequência e amplitude do estímulo são transmitidas para o sistema nervoso central e codificadas através de padrões de descarga do nervo auditivo [26].

O modelo fisiológico das ASSRs evocadas por tons AM descrito inicialmente em [28] possui sua gênese na transdução coclear. Quando esse estímulo atinge a cóclea, ocorre uma vibração da membrana basilar na região correspondente à frequência da portadora, excitando os cílios das células ciliadas internas localizadas nesta região. O deslocamento dos cílios resulta em hiperpolarização e despolarização destas células [29]. Assim, a função de transferência de uma célula ciliada é equivalente a um retificador, ilustrada na **Figura 4**, pois transmite o potencial somente quando ocorre a despolarização. Isso permite a transmissão de uma versão retificada do tom AM, que apresenta harmônicos na frequência de modulação. Devido à organização tonotópica da membrana basilar, cada portadora estimula uma

população específica de células ciliadas internas. O efeito de retificação das células ciliadas pode ser aferido para cada tom AM, possibilitando a mensuração no EEG das componentes espectrais da moduladora [29].

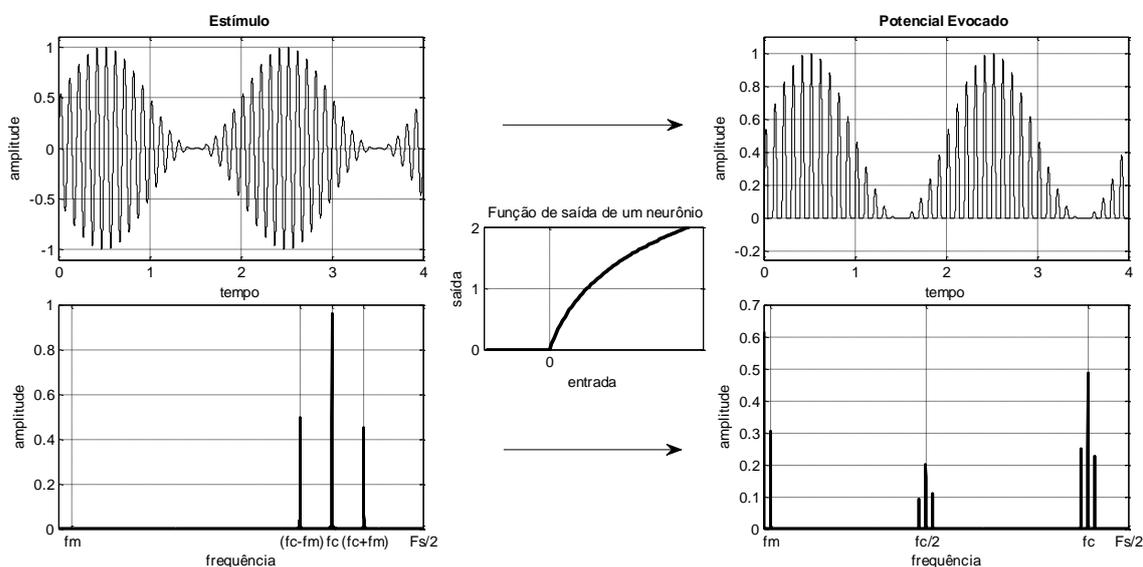


Figura 4 – Modelo de transdução coclear dos estímulos de regime permanente. Na esquerda o sinal modulado em amplitude e o seu espectro. Na direita o potencial evocado e o seu espectro. No centro o modelo de função de transferência aplicada ao estímulo.

1.4 Detecção Objetiva de Respostas

Nesse ponto, pode-se dizer que, 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. O problema de detecção também pode ser estudado na área do processamento de sinais: a detecção de sinais em meios ruidosos. Para uma relação sinal ruído (SNR) favorável, o sinal de interesse pode até ser reconhecido por inspeção. Todavia, as situações práticas geralmente fornecem séries temporais com SNR criticamente baixa, o que inviabiliza técnicas subjetivas. Além disso, muitas vezes o objetivo da análise é detectar sinais desconhecidos contaminados por ruído. Portanto, a implementação de um sistema automático de detecção de respostas evocadas é um problema importante a ser abordado.

As técnicas no domínio da frequência fazem uso da transformada de Fourier dos EPs coletados e avaliam a presença ou ausência da resposta através do monitoramento do módulo e/ou da fase do sinal coletado na frequência do estímulo. As ASSRs evocadas por tons AM podem ser usadas para teste de presença de respostas evocadas geralmente avaliada no domínio da frequência [30] [31] [32], 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 de FFT com um limiar de presença de resposta.

As ASSR são coletadas em conjunto com outras atividades elétricas, derivadas do próprio cérebro, músculos adjacentes, respiração etc. Assim, devido à baixa SNR resultante, é necessário o emprego de técnicas de detecção mais apuradas [33]. A detecção objetiva de respostas (ORD, do inglês *objective response detection*) engloba um conjunto de funções matemáticas, no domínio da frequência (Teste F, Medida da Componente Síncrona e a Magnitude Quadrática da Coerência, por exemplo), que oferecem mais benefícios em relação às técnicas no domínio do tempo por tratarem o problema de detecção como um teste de hipótese estatístico. Estas técnicas executam um teste de hipótese automático, comparando o valor do detector a um limiar estatístico que independe do tipo de sinal periódico, dependendo apenas do número de janelas usado e do nível de significância estipulado *a priori*. A implementação de alguns desses detectores faz uso do janelamento dos sinais no domínio do tempo, seguido de promediação na frequência. Esta estratégia é muito útil para aumento da SNR e conseqüente melhora da performance. De fato, a probabilidade de se detectar uma resposta, caso ela esteja presente, é diretamente proporcional ao número de janelas utilizadas na estimativa do detector [34]. Além disso, o fato de se dividir o sinal a ser analisado em janelas ajuda a lidar com eventos não estacionários presentes nos dados.

Para uma SNR fixa a detecção pode somente ser melhorada com o aumento de dados disponíveis levando um tempo maior para a detecção. Como alternativa foram propostas em [35] Detectores Objetivos de Respostas Multivariadas (MORD).

1.5 Objetivos

O objetivo geral do trabalho é investigar a utilização da Magnitude Quadrática de Coerência Múltipla (MMSC), uma técnica MORD, para a detecção de ASSRs evocadas por tons AM, visando reduzir o tempo de detecção das mesmas, na obtenção de um audiograma.

Dado o objetivo geral, tem-se como objetivos específicos:

- Estudar as ASSRs de estímulos AM com intensidade acima do limiar auditivo de uma pessoa normal e em diferentes frequências portadoras.
- Análise do desempenho do detector com relação ao tempo mínimo para se detectar um EP.
- Encontrar o conjunto ótimo de eletrodos para a utilização das técnicas multivariadas.

2 *Materiais e Métodos*

Os sinais de EEG utilizados no desenvolvimento do trabalho foram coletados no Núcleo Interdisciplinar de Análise de Sinais - NIAS, laboratório localizado no Departamento de Engenharia Elétrica - DEL, da Universidade Federal de Viçosa - UFV. Na obtenção dos sinais foram utilizados tons AM, um para cada orelha, como estímulo em 8 indivíduos em estado de vigília. Os 8 voluntários são adultos, com audição normal, na faixa etária de 20 a 43 anos (média de 26,4 e desvio padrão de 7,8 anos), sendo 2 do gênero feminino e 6 do gênero masculino, 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[®].

2.1 *Estímulo*

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 (1).

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

Os estímulos foram gerados digitalmente por meio do software MATLAB[®] utilizando uma frequência de amostragem de 44100Hz, profundidade de modulação de 100% e amplitude ajustada para intensidade de 70 dB SPL (*Sound Pressure Level*) acima do limiar auditivo de uma pessoa normal.

Pra cada orelha foi apresentado um sinal AM, ambas com a mesma portadora e com moduladoras de 35,2441Hz para a orelha esquerda e 37,0063Hz para a orelha direita. A coleta consistiu em 4 sessões de 4 minutos e 32 segundos para cada indivíduo, modificando em cada sessão a frequência portadora de ambas as orelhas, entre os valores de 500Hz, 1000Hz, 2000Hz a 4000Hz. Todos os pares de estímulos são apresentados no lado esquerdo da **Figura 5**. As frequências moduladoras foram escolhidas de tal forma a se encaixarem em um número

inteiro de ciclos dentro de uma janela de análise espectral de 1024 pontos, prevenindo-se o espalhamento espectral.

Como descrito na seção 1.3 os neurônios possuem uma característica semelhante a um diodo e como não conseguem emitir sinais em altas frequências, espera-se que as ASSRs possuam um espectro semelhante ao mostrado no lado direito da **Figura 5**, com alta energia nas frequências moduladoras.

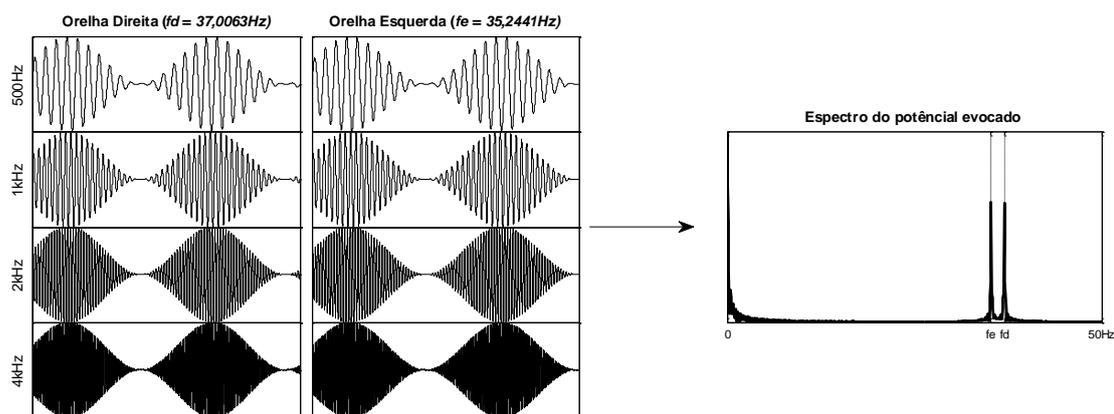


Figura 5 – No lado esquerdo os pares de tons AM aplicados em cada orelha e no lado direito o espectro esperado das ASSRs (f_d e f_e são as frequências moduladoras dos estímulos aplicados as orelhas direita e esquerda respectivamente).

Os estímulos foram apresentados por meio de um cabo blindado acoplado a um fone de inserção E-A-RTone 5A (Aero Technologies), visto na **Figura 6**. O dispositivo é um transdutor acústico de inserção, com terminações descartáveis compostas por um tubo de plástico flexível com pontas de espuma. Ao ser inserido no canal auditivo, a ponta de espuma fornece maior atenuação de ruídos ambientes.



Figura 6 – Fones de Inserção E-A-RTone 5A [36].

2.2 *Aquisição de Sinais*

O sistema internacional 10-20 é utilizado no mapeamento das posições onde serão fixados os eletrodos para registrar os sinais do EEG. No sistema internacional 10-20 os eletrodos são marcados dividindo o crânio em proporções de 10% ou 20% do comprimento das distâncias entre os pontos de referência, nasion e inion no plano medial e os pontos pré-auriculares no plano perpendicular ao crânio. A **Figura 7** ilustra esta disposição dos eletrodos. A nomenclatura dos pontos é dada de acordo com a região em que estão localizados, Fp = frontal polar, F = frontal, T = temporal, C = central, P = parietal e O = occipital. Os pontos localizados sobre a linha média são indexados pela letra “z”, os pontos localizados do lado esquerdo da linha média por índices ímpares e à direita por índices pares.

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, com referência ao eletrodo Cz no vértex e terra no eletrodo Fpz na testa. Os sinais foram referenciados matematicamente ao eletrodo Oz. Como entre os 23 eletrodos se encontram os canais terra e a referência, além dos eletrodos auriculares A1 e A2, os quais não foram analisados neste trabalho, resta um total de 19 sinais para análise.

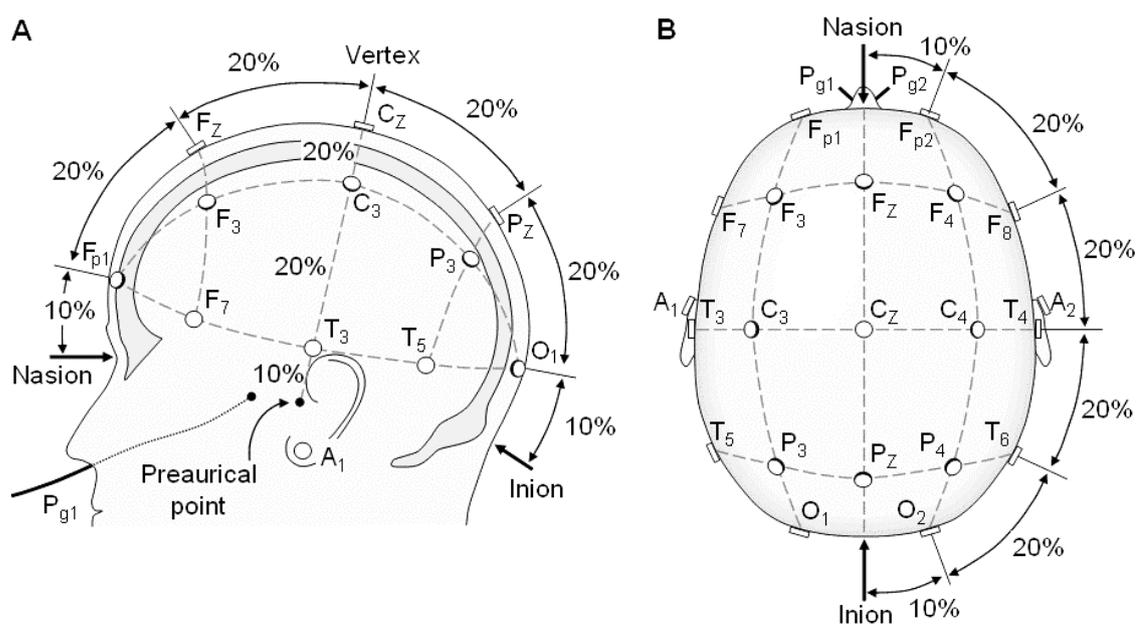


Figura 7 – Sistema Internacional 10-20.

Os sinais foram coletados com um eletroencefalógrafo, modelo BrainNet BNT 36 (**Figura 8**). A taxa de amostragem utilizada foi 601,5Hz, totalizando 160 janelas de 1024 pontos em cada sessão (1,7 segundos por janela), e com o intuito de aumentar a SNR adotou as seguintes configurações de filtro: notch em 60Hz (filtrar a frequência da rede elétrica), passa-baixas de 70Hz (eliminar altas frequências) e passa-altas de 0,1Hz (filtrar componente contínua). Também foi aplicado um filtro passa-faixa de 30 a 50 Hz, atenuando as frequências fora da faixa de interesse.



Figura 8 – Eletroencefalógrafo modelo BrainNet BNT 36 [37].

2.3 *Magnitude Quadrática de Coerência Múltipla – (MMSC)*

A coerência entre o sinal de estimulação e o EEG tem sido proposta como uma forma de identificar respostas evocadas no próprio EEG [38]. Segundo [39], a coerência é análoga ao coeficiente de correlação, porém no domínio da frequência.

Esta é uma técnica MORD que utiliza a coerência múltipla entre o sinal de estimulação, $x[k]$, e a derivação de EEG $y_j[k]$ ($j=1,2,3...N$), para um tamanho variável do sinal. De acordo com [38], um modelo linear multivariável, como o apresentado na **Figura 9**, tem como estimativa de coerência de $x[k]$, considerando os sinais $y_j[k]$ ($j=1,2,3...,N$):

$$\hat{\gamma}_{x:y_1,y_2,\dots,y_N}^2(f) = \frac{\hat{S}_{yx}^H(f)\hat{S}_{yy}^{-1}(f)\hat{S}_{yx}(f)}{\hat{S}_{xx}(f)} \quad (2)$$

onde H sobrescrito é o hermitiano de uma matriz, f é a frequência, $\hat{S}_{xx}(f)$ é a estimativa do espectro de potência de $x[k]$, $\hat{S}_{yx}(f)$ é a matriz de espectro cruzado e $\hat{S}_{yy}(f)$ é a matriz de autoespectro, sendo essas duas últimas representadas como:

$$\hat{S}_{yx}(f) = \begin{bmatrix} \hat{S}_{y_1x}(f) \\ \hat{S}_{y_2x}(f) \\ \vdots \\ \hat{S}_{y_Nx}(f) \end{bmatrix} \quad (3)$$

$$\hat{S}_{yy}(f) = \begin{bmatrix} \hat{S}_{y_1y_1}(f) & \hat{S}_{y_1y_2}(f) & \cdots & \hat{S}_{y_1y_N}(f) \\ \hat{S}_{y_2y_1}(f) & \hat{S}_{y_2y_2}(f) & \cdots & \hat{S}_{y_2y_N}(f) \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ \hat{S}_{y_Ny_1}(f) & \hat{S}_{y_Ny_2}(f) & \cdots & \hat{S}_{y_Ny_N}(f) \end{bmatrix} \quad (4)$$

Os termos $\hat{S}_{yy}(f)$ mostrados na equação (4) podem ser calculados por:

$$\hat{S}_{y_p y_q}(f) = \sum_{i=1}^M Y_{pi}^*(f) Y_{qi}(f); \quad (5)$$

onde $Y_{pi}(f)$ é a FFT da i -ésima janela do sinal $y_p[k]$ e o “*” significa o conjugado complexo. Quando $p=q$ obtém-se $\hat{S}_{yy}(f)$ e $\hat{S}_{yx}(f)$ é definido por uma equação análoga a equação (5), porém substituindo-se Y_{qi} por X_i [38].

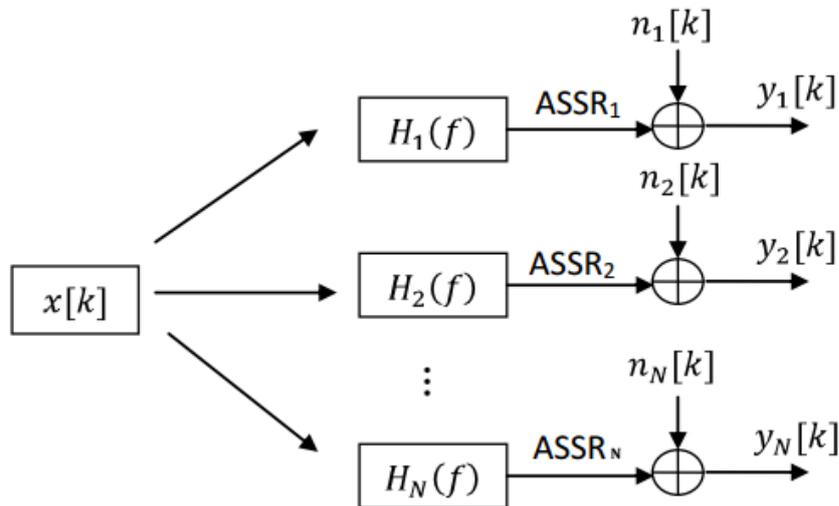


Figura 9 - Modelo linear multivariável que representa o EEG durante estimulação auditiva, sendo que $x[k]$ é o sinal de estimulação. Os sinais EEG são representados por $y_j[k]$, que são obtidos pelo somatório das respostas evocadas com $n_j[k]$ (EEG de fundo) [38].

Segundo [38], para $x[k]$ periódico e determinístico, sendo as janelas sincronizadas com o mesmo, a FFT de $X(f)$ terá o mesmo valor em todos os seguimentos. Dessa forma, $\hat{S}_{yx}(f)$ se dispõe como:

$$\hat{S}_{yx}(f) = \begin{bmatrix} \sum_{i=1}^M Y_{1i}^*(f)X(f) \\ \sum_{i=1}^M Y_{2i}^*(f)X(f) \\ \vdots \\ \sum_{i=1}^M Y_{Ni}^*(f)X(f) \end{bmatrix} = X(f) \begin{bmatrix} \sum_{i=1}^M Y_{1i}^*(f) \\ \sum_{i=1}^M Y_{2i}^*(f) \\ \vdots \\ \sum_{i=1}^M Y_{Ni}^*(f) \end{bmatrix} \quad (6)$$

Aplicando esse resultado na equação (2), tendo que $\hat{S}_{xx}(f) = M|X(f)|^2$, obtém-se:

$$\hat{V}_{x:y_1,y_2,\dots,y_N}^2(f) = \frac{X^*(f) \begin{bmatrix} \sum_{i=1}^M Y_{1i}^*(f) \\ \sum_{i=1}^M Y_{2i}^*(f) \\ \vdots \\ \sum_{i=1}^M Y_{Ni}^*(f) \end{bmatrix}^H \hat{S}_{yy}(f)^{-1} X(f) \begin{bmatrix} \sum_{i=1}^M Y_{1i}^*(f) \\ \sum_{i=1}^M Y_{2i}^*(f) \\ \vdots \\ \sum_{i=1}^M Y_{Ni}^*(f) \end{bmatrix}}{M|X(f)|^2} \quad (7)$$

Com base na expressão da estimativa da coerência múltipla, simplificações podem ser feitas, conforme indicado em [38], para tornar o cálculo da expressão independente do sinal de estimulação. Assim, a coerência múltipla de $x[k]$, levando-se em consideração M segmentos de $y_j[k]$, pode ser estimada como:

$$\hat{k}_N^2(f) = \frac{V^H(f) \hat{S}_{yy}^{-1} V(f)}{M} \quad (8)$$

onde

$$V(f) = \begin{bmatrix} \sum_{i=1}^M Y_{1i}^*(f) \\ \sum_{i=1}^M Y_{2i}^*(f) \\ \vdots \\ \sum_{i=1}^M Y_{Ni}^*(f) \end{bmatrix} \quad (9)$$

Sendo $Y_{Ni}(f)$, a FFT da i -ésima janela do sinal $y_n[k]$ e M é o número de janelas utilizadas no cálculo da FFT.

Como pode ser observada nas equações descritas, esta estimativa da coerência múltipla é independente do sinal periódico. Além disso, ele pode ser aplicado na detecção de respostas evocadas, fornecendo um conjunto de N sinais de EEG capturados em diferentes regiões corticais. Para utilizar esta função como um detector objetivo de respostas, o valor crítico associado deve ser obtido. Ele constitui um limiar na qual assume-se que uma resposta tenha ocorrido. Valores críticos são comumente obtidos baseados na função inversa de densidade cumulativa do detector de distribuição sobre a hipótese nula de falta de resposta evocada. O valor crítico desta coerência múltipla entre o sinal de estimulação e o conjunto de sinais do EEG tem sido alcançado através de simulações Monte Carlo [38]. De acordo com tal investigação o valor crítico é o mesmo para coerência múltipla de sinais gaussianos e é dado pela equação (10).

$$k_{crit}^2 = \frac{F_{crit,\alpha,2N,2(M-N)}}{\frac{M-N}{N} + F_{crit,\alpha,2N,2(M-N)}} \quad (10)$$

Onde N é o número de sinais e M é o número de janelas usados na estimação, $F_{crit,\alpha,2N,2(M-N)}$ é o valor crítico para a distribuição F com $2N$ e $2(M-N)$ graus de liberdade para um nível de significância α . Para esta monografia têm-se disponíveis 19 sinais ($N_{max} = 19$) cada um com 160 janelas ($M_{max} = 160$) e será adotado um nível de significância de 5% ($\alpha = 0,05$).

2.4 *Análise Combinatória*

Para analisar o desempenho do detector MMSC na detecção de ASSRs, utilizou-se um método que não é o mais eficiente, pois exige grande esforço computacional, porém se apresenta como o mais eficaz e consiste em analisar todas as combinações possíveis entre os eletrodos. Assumindo que as ASSRs se espalham por todo o escalpo serão analisados todos os 19 sinais disponíveis pelo sistema internacional 10-20.

Como a ordem dos sinais não altera o resultado do teste MMSC, o número de combinações é o coeficiente binomial:

$$C_r^n = \binom{n}{r} = \frac{n!}{r!(n-r)!} \quad (11)$$

Onde n é o número total de sinais e r o número de sinais escolhidos.

A **Figura 10** mostra o número de combinações para cada número de sinais escolhidos, observa-se que a maior parte das combinações está nas combinações de 9 e 10 eletrodos. O somatório do total de combinações de cada número de sinais escolhidos, dado pela equação (12), retorna o número de combinações total para cada frequência portadora de cada indivíduo a ser analisado que é de 524287. Assim, como serão analisados o EEG de 8 indivíduos cada um com 4 frequências portadoras o número total de combinações analisadas será de 16.777.184 (2.097.148 por indivíduo).

$$\text{Número total de combinações} = \sum_{r=1}^{19} \frac{19!}{r!(19-r)!} \quad (12)$$

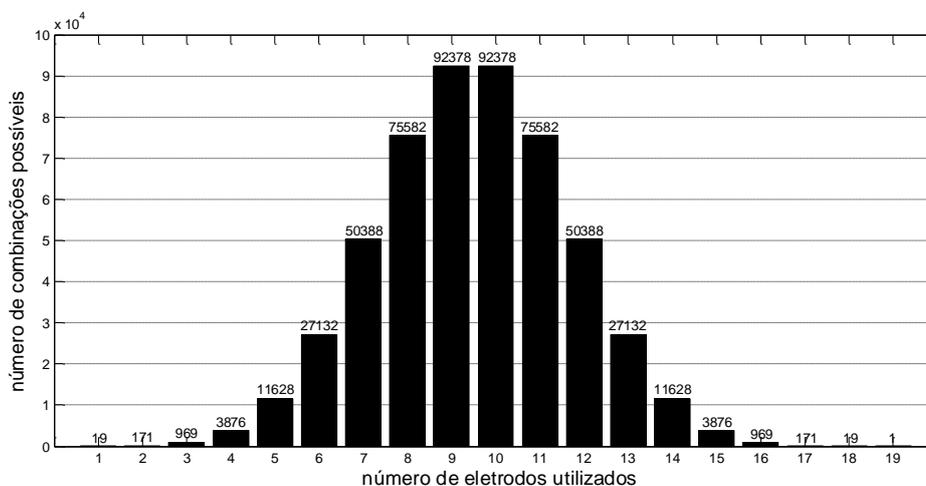


Figura 10 – Número de combinações possíveis para cada número de eletrodos utilizados.

Dessa forma, espera-se encontrar a combinação de eletrodos que melhor se enquadre no teste MMSC, que minimize os efeitos da SNR e da correlação entre os ruídos de fundo e entre eletrodos.

2.5 *Tempo de Detecção*

As fórmulas para o cálculo da MMSC foram implementadas no software MATLAB® e aplicadas a todas as combinações, em cada combinação aumentou-se o número de janelas uma a uma. A cada janela adicionada foi aplicado o teste MMSC e verificada a presença ou não das ASSRs. A presença das ASSRs está associada ao valor do teste MMSC nas frequências moduladoras estarem acima do valor crítico como mostra a **Figura 11**.

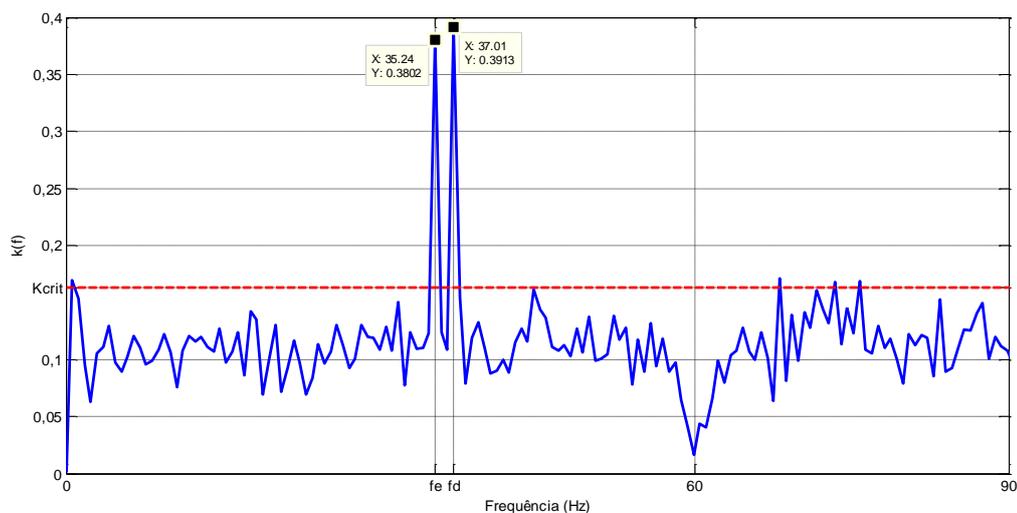


Figura 11 – Resultado do teste MMSC no sinal do EEG com o indivíduo sob estimulação sonora AM nas frequências moduladoras *fd* e *fe*.

Cada uma das moduladoras é considerada presente depois de três janelas seguidas com resultado positivo de detecção. O tempo de detecção foi adotado para ser o tempo para se obter a terceira janela que detectou a presença da ASSR, como ilustra a Figura 12.

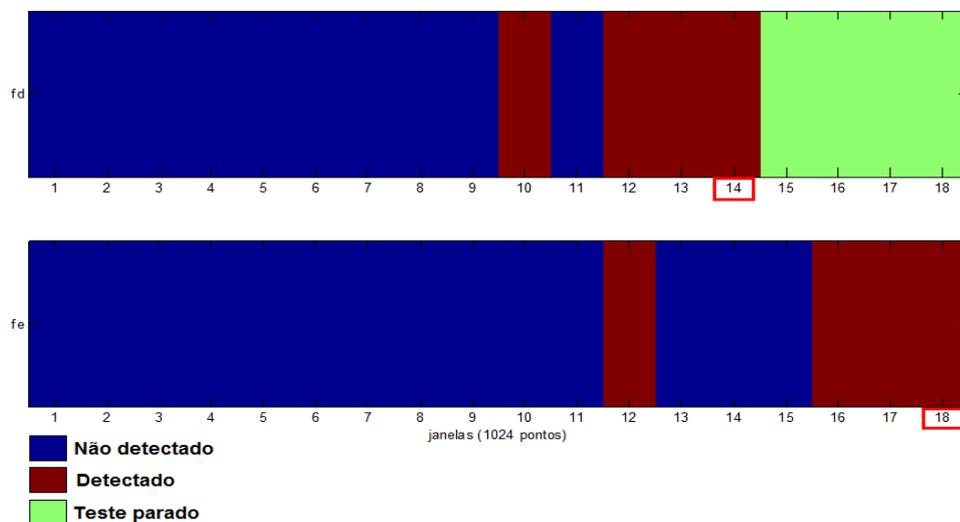


Figura 12 – Tempo de detecção calculada em uma combinação.

3 Resultados e Discussões

Durante os exames os voluntários foram orientados a fechar os olhos e relaxar, evitando dormir. Neste estado o sinal de EEG apresenta uma frequência dominante nos lobos parietal e occipital na faixa de 8Hz a 13Hz, chamado ritmo alfa (α) [40]. Outros ritmos comuns no sinal de EEG são mostrados na **Tabela 1**.

Tabela 1 – Principais faixas de frequências componentes do EEG.

Ritmo	Frequência (Hz)	Estado
Delta (δ)	0,5 a 4	Sono profundo
Teta (θ)	4 a 7	Sonolência e sono leve
Alfa (α)	8 a 13	Relaxado, olhos fechados
Mu (μ)	8 a 13	Movimento ou intensão de movimento
Beta (β)	13 a 30	Olho aberto
Gama (γ)	30 a 100	Funções motoras e cognitivas

A **Figura 13** apresenta o espectro médio entre os sinais dos 19 eletrodos de um dos indivíduos com estímulo AM com portadora em 500Hz, e nela ficam evidentes os ritmos encontrados no EEG. Observa-se que o ritmo alfa possui maior energia.

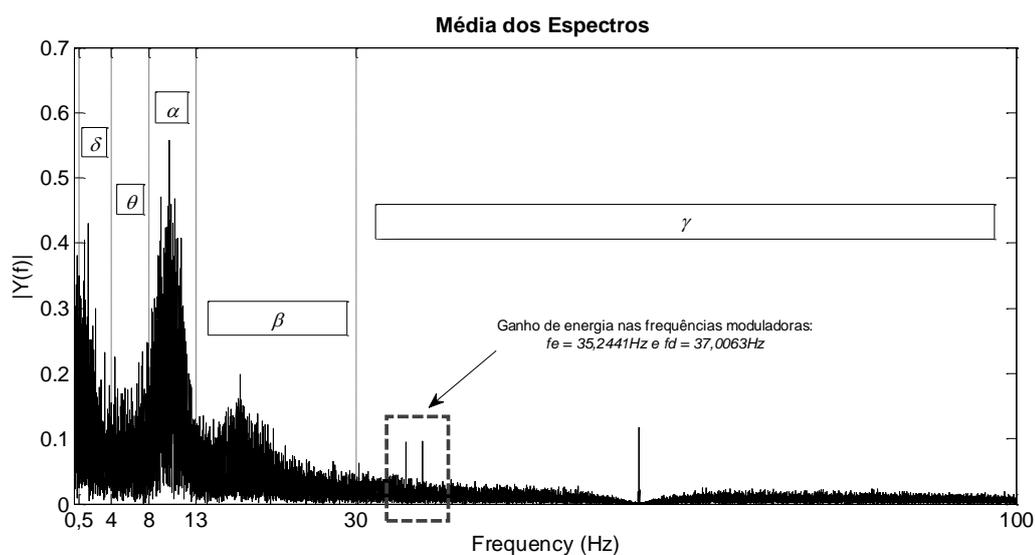


Figura 13 – Média dos espectros de um dos indivíduos estimulado na portadora 500Hz.

Com base no estímulo sonoro aplicado, de 70 dB SPL, intensidade acima do limiar de uma pessoa normal, e do testemunho dos voluntários pode-se afirmar que os mesmos estavam ouvindo durante o teste, então se o modelo fisiológico das ASSRs estiver correto espera-se obter nos sinais de EEG componentes espectrais nas frequências moduladoras. Na **Figura 13** as frequências f_e e f_d são as frequências moduladoras dos estímulos da orelha esquerda e direita respectivamente, nota-se que elas se destacam em relação as suas frequências vizinhas indicando presença das ASSRs e comprovando o modelo fisiológico da audição.

O espectro da **Figura 13** foi obtido utilizando as 160 janelas de 1024 pontos de cada eletrodo que corresponde a 4 minutos e 32 segundos de estimulação. Para este caso uma análise subjetiva poderia ser feita visto que as componentes espectrais nas frequências moduladoras ficaram bastante evidentes, mas isso necessitaria de um longo tempo de estimulação para se tirar esta conclusão, pois as moduladoras começam a se destacarem em torno de 60 janelas ou 1 minuto e 42 segundos de estímulo, enquanto que o teste MMSC conseguiu para esse caso, na melhor combinação, detectar em 5 janelas, ou 8,5 segundos de estimulação.

Na tentativa de simular os sinais de EEG criou-se no MATLAB[®] 19 sinais com componentes espectrais nas frequências moduladoras, utilizadas nos estímulos sonoros, adicionadas a um ruído branco com distribuição gaussiana obtendo uma SNR média de -32 dB. Foi adotada a frequência de amostragem de 601,5Hz e o tamanho da janela em 1024 pontos, iguais aos adotados nos sinais do EEG. Utilizando o mesmo método para o cálculo do tempo de detecção descrito na seção 2.5, verificou-se o desempenho da MMSC ao adicionar sinais e o resultado é mostrado na **Figura 14**. Este resultado esta de acordo com [35], no qual a adição de sinais faz diminuir o tempo de detecção até certa quantidade de sinais adicionados, a partir do qual o tempo de detecção aumenta, atingindo valores maiores que utilizar apenas um sinal.

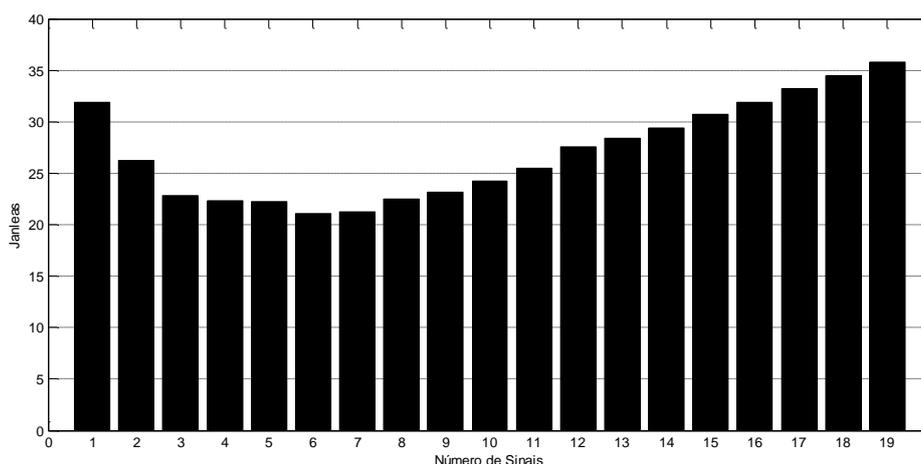


Figura 14 – Número de janelas necessário para o teste MMSC detectar os sinais imersos em ruído para cada canal adicionado.

Pela análise descrita na seção 2.4 obteve-se 2.097.148 de combinações para cada indivíduo. Em posse dessas combinações obteve-se a média entre os indivíduos objetivando encontrar as combinações que apresentam simultaneamente o melhor tempo para todos. Os resultados são mostrados na **Tabela 2**.

Tabela 2 – Melhores combinações de eletrodos que minimiza o tempo de detecção para o conjunto de indivíduos.

FREQUÊNCIA	ORELHA	
	ESQUERDA	DIREITA
500Hz	(T ₆ , F _Z) (T ₆ , P ₄ , F _Z)	(F ₃ , C ₄)
1000Hz	(C ₄ , F _Z)	(T ₃ , T ₅ , C ₃ , F ₈ , C _Z) (T ₃ , C ₃ , O ₁ , F ₈ , C _Z)
2000Hz	(F ₃ , T ₄ , F _Z)	(F ₇ , F ₈ , F ₄ , C ₄ , P _Z)
4000Hz	(C ₃ , P ₃ , T ₄ , T ₆ , F _{P2} , P ₄ , P _Z)	(T ₃ , F _{P1} , F ₃ , O ₁ , C ₄ , F _Z , C _Z)

No **Anexo 1** foi apresentado as disposições destes melhores resultados no escalpo. Observa-se que nenhum dos melhores eletrodos para cada frequência repetiu para as duas orelhas e com resultado interessante em 4000Hz em que a disposição dos eletrodos se diferenciaram pela concentração na parte de traz da cabeça quando o estímulo é aplicado a orelha esquerda e na parte da frente quando o estímulo é aplicado a orelha direita.

Os melhores resultados entre todas as combinações de cada número de eletrodos fixado e seus respectivos erros padrões são mostrados nas **Figuras 13 e 14**. Na **Figura 15**

estão os resultados para as quatro portadoras da orelha direita e na **Figura 16** estão os resultados para as quatro portadoras da orelha esquerda. As curvas se comportaram como previsto com os dados simulados, segundo uma análise visual, em um primeiro momento aumentar o número de canais fez o tempo de detecção melhorar, mas depois de acrescentar muitos canais houve piora no teste.

Para verificar se houve realmente uma diferença significativa ao adicionar canais foi aplicado o teste Wilcoxon pareado com $\alpha = 0,05$. Em cada gráfico das **Figuras 13 e 14** as médias de cada um dos melhores resultados obtidos para cada número de eletrodos fixados obtidos pela média entre os indivíduos foram comparadas com a média do melhor resultado obtido com apenas um eletrodo. O teste Wilcoxon revela se as médias são estatisticamente diferentes. Dessa forma, foram representados por * as médias que possuíram resultados significativamente piores e por ∇ as médias que possuíram resultados significativamente melhores. Assim, por essa análise não é possível concluir se houve melhora ao aumentar o número de canais, pois apenas no estímulo de 4000Hz, na orelha esquerda, nas combinações de 4 e 6 eletrodos apresentou melhora significativa, ou seja, não é possível afirmar que aumentar o número de canais melhora ou piora o tempo de detecção do teste MMSC, visto que seria necessário uma quantidade maior de voluntários para tal análise.

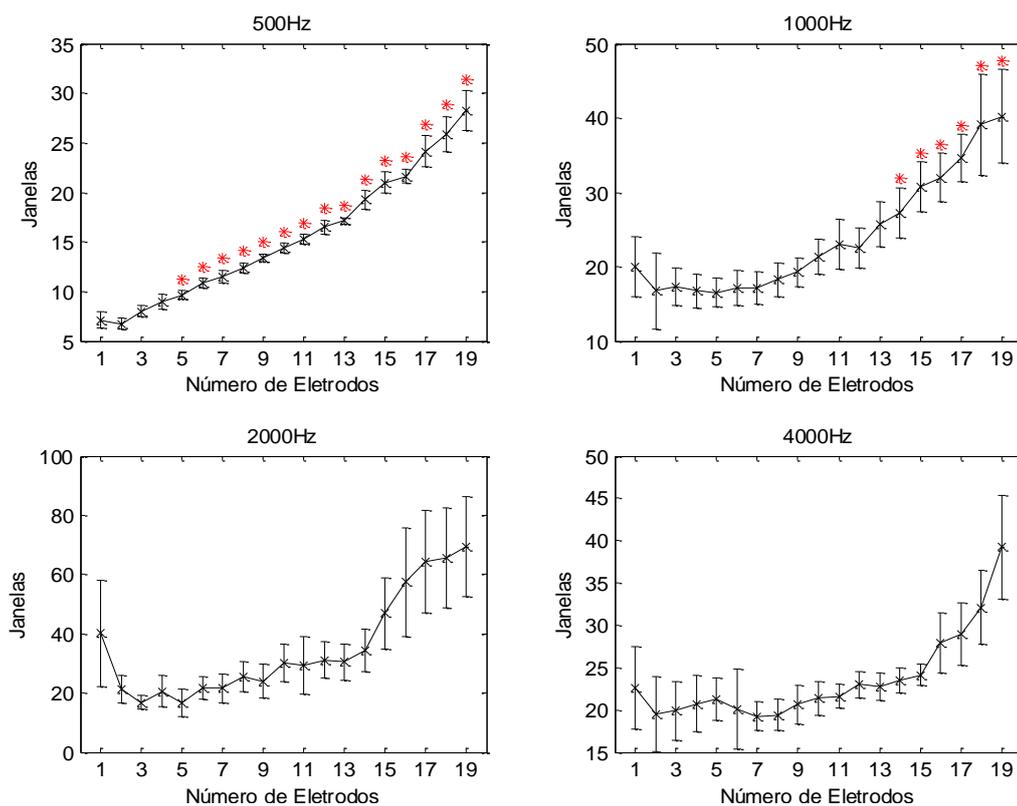


Figura 15 – Melhores resultados para todos os indivíduos do teste MMSC na detecção das ASSRs da orelha direita.

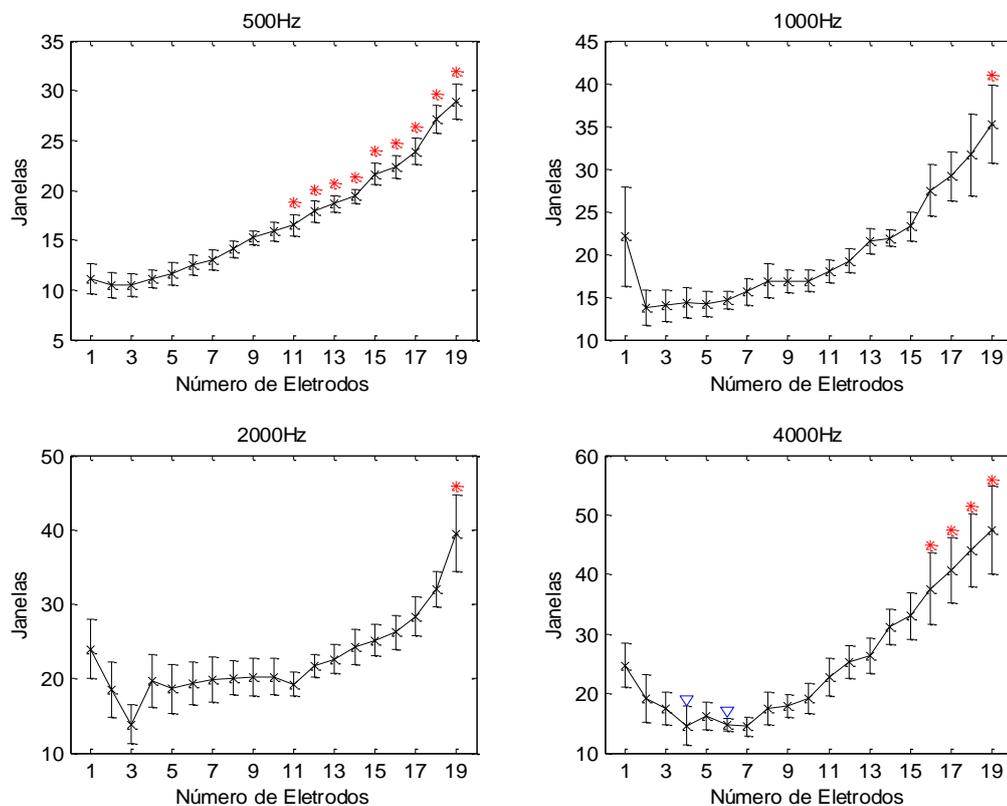


Figura 16 – Melhores resultados para todos os indivíduos do teste MMSC na detecção das ASSRs da orelha esquerda.

4 Conclusões

Nesta monografia investigou-se o desempenho da técnica MMSC na detecção de ASSRs em sinais de EEG. A técnica para avaliar o desempenho da MMSC foi verificar em todas as combinações possíveis entre os 19 sinais disponíveis o número de janelas necessário para o detector apontar três afirmativas seguidas de presença de resposta.

Devido ao tempo reduzido para realização desse trabalho foi analisado apenas sinais de EEG obtidos com estimulação AM com intensidade em 70 dB SPL. O detector se mostrou eficiente para esta intensidade de estímulo, a qual esta bem acima do limiar de uma pessoa com audição normal.

Através dessa análise obteve-se as melhores combinações de eletrodos por frequência portadora em que minimiza o tempo de detecção nos 8 indivíduos simultaneamente (**Tabela 1**). Em todas essas combinações o teste MMSC gastou menos que 20 janelas (34 segundos) para detecção das ASSRs. Além disso, verificou-se que todos os resultados mais significativos apresentaram combinações com mais de um único eletrodo e com médias em torno de 30% menores que usar um único eletrodo, induzindo a afirmação de que é vantajoso utilizar um número maior de eletrodos. Pela análise entre as médias das melhores combinações com o teste de Wilcoxon ($\alpha = 0,05$) não se pode afirmar, com a quantidade de dados disponíveis para esta monografia, que utilizar mais que um eletrodo melhora o desempenho da MMSC.

Como trabalhos futuros propõe-se a utilização do mesmo procedimento de análise realizado, porém variando a intensidade do estímulo sonoro, no intuito de aproximar do limiar auditivo, além da realização de testes em um número maior de voluntários, para obter maior precisão nos resultados.

5 Referências Bibliográficas

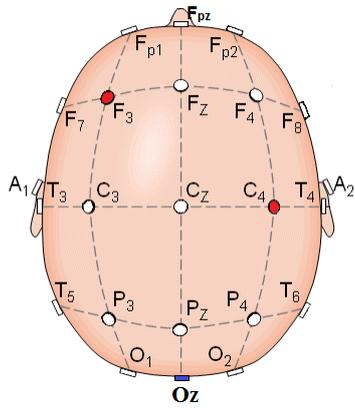
- [1] Lopes de Lima, G. M. (2004). Análise da triagem auditiva por audiometria automática de tronco encefálico de recém nascidos internados em unidade de cuidados intensivos e intermediários. Campinas - SP, 2004. **1**
- [2] LASMAR, A., PEIXOTO, M.V. (2001). Deficiência auditiva na infância. Correios da SBP, Ano 7 - Out/Nov/Dezembro, 8-10, 2001. **1**
- [3] Página na internet acessada no dia 23 de março de 2015:
<https://www.portaleducacao.com.br/fonoaudiologia/artigos/29369/oexame-de-audiometria#!1> **1**
- [4] Seixas, R. R., Fazolo, M. I., Moreira, R. N. (1993). Avaliação Auditiva Objetiva através de potenciais evocados. Arq Neuropsiquiatr, vol. 51, no. 4, pp. 433-440, 1993. **1**
- [5] RIKO, K., HYDE, M.L., ALBERTI, P.W. (1985). Hearing loss in early infancy: incidence, detection and assessment. Laryngoscope, 95(2):137-45, 1985. **1**
- [6] Kay, S. (1998). Fundamentals of Statistical Signal Processing: Detection theory. Prentice Hall Signal Processing Series, Prentice-Hall PTR, 1998. **2**
- [7] Página na internet acessada no dia 23 de março de 2015:
<http://www.einstein.br/hospital/neurologia/neurologiadiagnostica/Paginas/eletroencefalograma.aspx>. **2**
- [8] Miranda de Sá, A. M. F. L., Felix, L. B. (2003). Multi-channel evoked response detection using only phase information. Journal of Neuroscience Methods, vol. 129, pp. 1 -10, 2003. **2**
- [9] Seixas, R. R., Fazolo, M. I., Moreira, R. N. (1993). Avaliação Auditiva Objetiva através de potenciais evocados. Arq Neuropsiquiatr, vol. 51, no. 4, pp. 433-440, 1993. **2**
- [10] Kuwada, S., Batra R., Maher, V. I. (1986). Scalp potentials of normal and hearingimpaired subjects in response to sinusoidally amplitude modulated tones. Hear. Res., 21(2):179-192, 1986. **3**
- [11] Dolphin, W. F., Mountain, D. C. (1992). The envelope following response – scalp potentials elicited in the mongolian gerbil using sinusoidally am acoustic signals. Hear. Res., 58(1):70-78, 1992. **3**
- [12] Joris, P. X., Schreiner, C. E., Rees, A. (2004). Neural processing of amplitudemodulated sounds. Physiol. Rev., 84(1):541-577, 2004. **3**
- [13] Cohen, L. T., Rickards, F. W., Clark, G. M. (1991). A comparison of steady-state evoked potentials to modulated tones in awake and sleeping humans. J. Acoust. Soc. Am., 90(5):2467-2479, 1991. **3**
- [14] Levi, E. C., Folsom, R. C., Dobie, R. A. (1993). Amplitude modulation following response (amfr) - effects of modulation rate, carrier frequency, age and state. Hear. Res., 68(1):42-52, 1993. **3**
- [15] Galambos, R., Makeig, S., Talmachoff, P. J. (1981). A 40 hz auditory potential recorded from the human scalp. P. Natl. Acad. Sci-Biol., 78(4):2643-2647, 1981. **3**
- [16] Linden, R. D., Campbell, K. B., Hamel, G., Picton, T. W. (1985). Human auditory steady-state potentials during sleep. Ear Hearing, 6(1):167-174, 1985. **3**
- [17] Stapells, D. R., Makeig, S., Galambos, R. (1987). Auditory steady-state responses: Threshold prediction using phase coherence. Electroenceph. Clin. Neurophysiol., 67:260-270, 1987. **3**
- [18] Plourde, G., Picton, T. W. (1990). Human auditory steady-state response during general anesthesia. Anesth. Analg., 71(5):460-468, Novembro 1990. **3**
- [19] John, M. S., Lins, O. G., Boucher, B. L., Picton, T. W. (1998). Multiple auditory steady-state responses (master): Stimulus and recording parameters. Audiology, 37(1):59-82, 1998. **3**
- [20] Aoyagi, M., Kiren, T., Kim, Y., Suzuki, Y., Fuse, T., Koike, Y. (1993). Optimal modulation frequency for amplitude modulation following response in young children during sleep. Hear. Res., 65(1-2):253-261, Fevereiro 1993. **3**
- [21] Rickards, F. W., Tan, L. E., Cohen, L. T., Wilson, O. J., Drew, J. H., Clark, G. M. (1994). Auditory steady-state evoked potential in newborns. Brit. J. Audiol., 28(6):327-337, Dec. 1994. **3**
- [22] PACHECO, E. A. (2003). Dissertação (Mestrado) — Tese de Mestrado, COPPE, UFRJ, 2003. **3**
- [23] FELIX, L. B. (2006). Detecção Objetiva de Respostas Auditivas em Regime Permanente: aplicação em exames audiológicos. Tese (Doutorado) — UFMG, Belo Horizonte, MG, 2006. **3**
- [24] BEAR, M. F., CONNORS, B. W., PARADISO, M. A. Os sistemas auditivo e vestibular In: Neurociências: desvendando o sistema nervoso. [S.l.: s.n.]. **4, 5, 6**
- [25] RANAUDO, F. S. (2010). Dissertação (Mestrado) — COPPE, Universidade Federal do Rio de Janeiro, 2010. **5, 6**
- [26] CELESIA, G. G., BRIGELL, M. G. (2005). Auditory evoked potentials. In: Niedermeyer, E., Lopes da Silva, F. H (Eds.), Electroencephalography - Basic principles, Clinical Applications and Related Fields. Cap. 53. 2005. **4, 5, 6**

- [27] Fonseca Ferreira, A. C. (2011). *Investigação da atenção seletiva auditiva para interface cérebro-computador usando máquinas de vetor de suporte*. Viçosa - MG, 2011. **4**
- [28] LINS, O. G.; PICTON, T. W. (1995). Auditory steady-state responses to multiple simultaneous stimuli. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 96: 420-432, 1995. **6**
- [29] LINS, O. G. (2002). *Audiometria Fisiológica Tonal utilizando Respostas de Estado estável Auditivas do tronco Cerebral*. Tese (Doutorado). Universidade Federal de São Paulo, Escola Paulista de Medicina, São Paulo, 2002. **6, 7**
- [30] Dobie, R. A., Wilson, M. J. (1989). Analysis of auditory evoked responses by magnitude squared coherence. *Ear Hearing*, 10:2-13, 1989. **7**
- [31] Picton, T. W., John, M. S., Dimitrijevic., Purcell, A. D. (2003). Human auditory steady-state responses. *Int. J. Audiol.*, 42(4):177-219, 2003. **7**
- [32] Felix, L. B., Moraes, J. E., Miranda de Sá, A. M. F. L., Yehia, H. C., Moraes, M. F. D. (2005). Avoiding spectral leakage in objective detection of auditory steady-state evoked responses in the inferior colliculus of rat using coherence. *J. Neurosci. Meth.*, 144(2):249-255, JUN 2005. **7**
- [33] Dobie, R. A., Wilson, M. J. (1993). Objective detection in the frequency domain. *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.*, 88:516-524, 1993. **8**
- [34] Miranda de Sá, A. M. F. L., Felix, L. B. (2002). Improving the detection of evoked responses to periodic stimulation by using multiple coherence – application to eeg during photic stimulation. *Med Eng Phys*, 24(4):245-252, 2002. **8**
- [35] Felix, L. B., Miranda de Sa, A. M. F. L., Catelli Infantosi, A. F., Yehia, H. C. (2007). Multivariate Objective Response Detectors (MORD): Statistical Tools for Multichannel EEG Analysis During Rhythmic Stimulation. *Annals of Biomedical Engineering*, vol. 35, no. 3, p. 443- 452, Março 2007. **9, 19**
- [36] Página na internet acessada no dia 05 de junho de 2015:
https://www.oaktreeproducts.com/site/E-A-RTONE_5A_Insert_Earphones__50_Ohm_/i_1_0/_/410-5002.aspx **10**
- [37] Página na internet acessada no dia 06 de junho de 2015:
<http://www.biocientifica.com.br/produtos/Produtos%20M%C3%A9dicos/EEG/BrainNet%20BNT%2036.html> **12**
- [38] MIRANDA DE SÁ, A. M. F. L., FELIX, L. B., 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*, vol. 51, n. 7, July 2004. **12, 13, 14, 15**
- [39] FERREIRA, D. D., MIRANDA de SÁ, A. M. F. L. (2005). Análise do EEG durante Estimulação Sensorial baseada nas Funções de Coerência Simples, Múltipla e Parcial. *Revista Brasileira de Engenharia Biomédica*, vol.21, n.1, p.5-14, abril, 2005. **12**
- [40] ABDALLA JUNIOR, M. A. (2012). *Controle de um braço mecânico utilizando técnica de interface cérebro máquina*. Tese de Mestrado. UFSJ - 2012 **18**

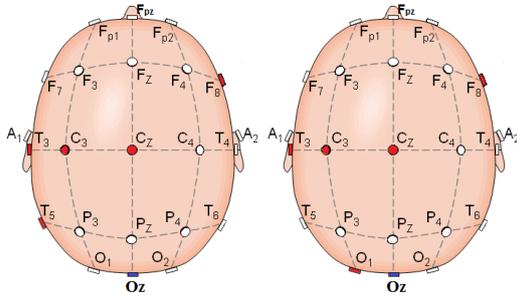
ANEXO 1

Orelha Direita

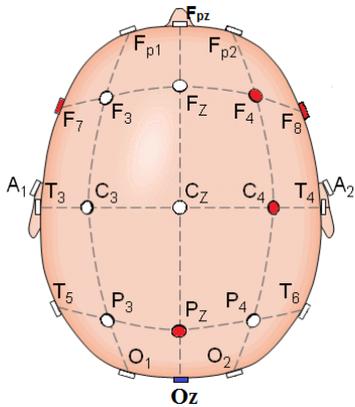
500Hz



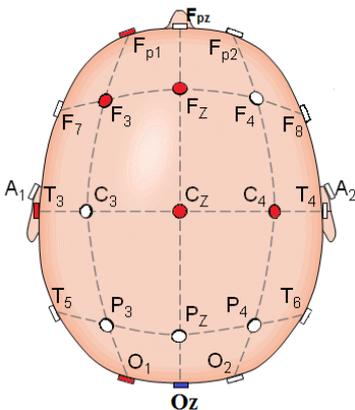
1000Hz



2000Hz

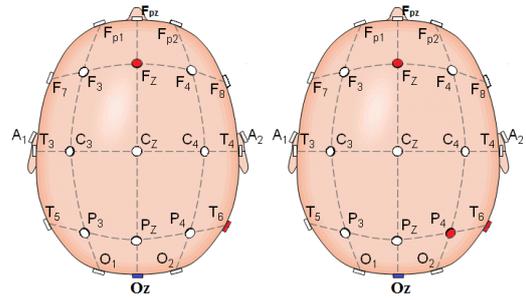


4000Hz

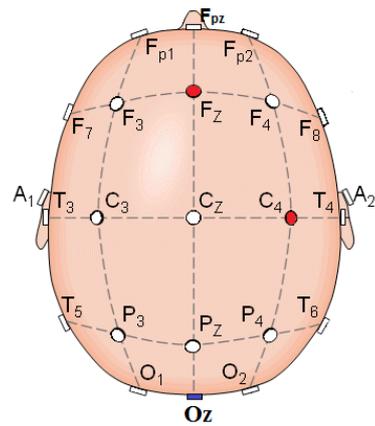


Orelha Esquerda

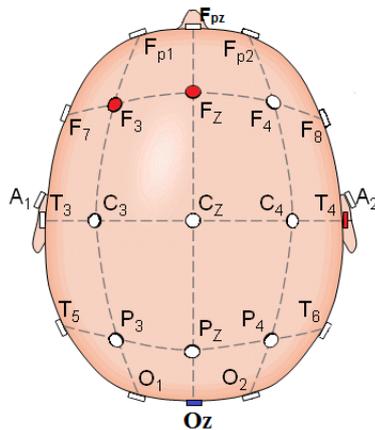
500Hz



1000Hz



2000Hz



4000Hz

