



Universidade Federal de Minas Gerais  
Programa de Pós-Graduação em  
Engenharia Elétrica



**Técnicas de Detecção Objetiva de Resposta Evocada Auditiva em Regime  
Permanente Obtida por Tons e Ruídos Modulados em Amplitude**

Jeferson Jhone da Silva

BELO HORIZONTE, BRASIL.

Setembro de 2014

JEFERSON JHONE DA SILVA

**Técnicas de Detecção Objetiva de Resposta Evocada Auditiva em Regime  
Permanente Obtida por Tons e Ruídos Modulados em Amplitude**

Dissertação submetida ao Programa  
de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica  
da Escola de Engenharia da Universidade  
Federal de Minas Gerais, como requisito  
parcial para obtenção do título de Mestre  
em Engenharia Elétrica.

Orientador: Prof. Dr. Danilo Barbosa Melges  
Co-Orientador: Prof. Dr. Carlos Julio Tierra-Criollo

Belo Horizonte

2014

**Técnicas de Detecção Objetiva de Resposta Evocada Auditiva em Regime  
Permanente Obtida por Tons e Ruídos Modulados em Amplitude**

Jeferson Jhone da Silva

Dissertação submetida ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Escola de Engenharia da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito para obtenção do grau de Mestre em Engenharia Elétrica.

Belo Horizonte, 16 de setembro de 2014.

---

Prof. Dr. Danilo Barbosa Melges (Orientador) – UFMG

---

Prof. Dr. Carlos Julio Tierra-Criollo (Co-Orientador) – UFRJ

---

Prof. Dr. Marcos Antonio da Silva Pinto – CEFET/MG

---

Profa. Dra. Luciana Macedo de Resende – UFMG

*“Não é o mais forte que sobrevive.  
Nem o mais inteligente,  
mas o que melhor se adapta às mudanças.”*  
(Charles Darwin)

## Agradecimentos

Acredito não ser possível agradecer a todos que contribuíram para que este trabalho se tornasse uma realidade, por isso, agradeço primeiramente à Deus por ter colocado em meu caminho tantas pessoas especiais. Entre estas tantas agradeço:

Aos Meus pais, Marlene e João Pedro, por me proporcionarem uma boa estrutura familiar e educacional. Pois graças aos seus ensinamentos, e principalmente seus exemplos, pude finalizar este trabalho mesmo sabendo que meu pai não poderia me parabenizar desta vez.

Aos meus irmãos, Michele, Glaziely, Gleidson e Rafael, pela união, as broncas necessárias e apoio incondicional em todos momentos.

Aos meus amigos conselheiros, Renato, Diêgo e Francinne, por suas palavras, seus ouvidos pacientes e pelos sorrisos proporcionados.

Aos amigos do NEPEB, que transformam momentos conturbados em risadas e que me transmitiram o conhecimento em um ambiente que fez me sentir em casa.

Aos meus tantos outros amigos, seja em BH ou Divinópolis, que me apoiaram e me divertiram tantas vezes.

Aos voluntários, que participaram de forma direta na construção deste trabalho.

À FAPEMIG, CAPES e CNPq pelo apoio financeiro.

À todos os professores que facilitaram a minha busca por conhecimento.

Ao Professor Carlos Julio pelas observações e sugestões para o desenvolvimento deste texto e deste trabalho.

À Thamara Santos, pela amizade e parceria, que mesmo não ministrando nenhuma das disciplinas que cursei, está entre os melhores professores que já tive.

Escuto desde de criança: “O melhor ensino vem do exemplo e não das palavras”, por isso agradeço ao meu orientador Danilo Barbosa Melges por me proporcionar o melhor ensino, por sua dedicação, amizade, apoio e principalmente a confiança que demonstrou ter em mim.

## Resumo

As respostas auditivas em regime permanente (*Auditory Steady State Response - ASSR*) se apresentam como uma importante ferramenta para avaliação audiológica, principalmente para indivíduos não-colaborativos. Muitos estudos apresentam a ASSR como promissora para avaliação do limiar em tons diversos simultaneamente. Recentemente, trabalhos relatam a sua utilização em triagem auditiva neonatal. Sabendo que para esta aplicação a especificidade em frequência não é o principal fator, e sim a rapidez na detecção e a sensibilidade na detecção da perda, o objetivo deste trabalho é avaliar o desempenho da ASSR utilizando ruídos modulados em amplitude, visando uma redução no tempo de exame e aumento na taxa de detecção. Para tal, foram comparadas técnicas de detecção objetiva de resposta (ORD), a Magnitude Quadrática da Coerência (MSC – Magnitude-squared Coherence), a Medida de Sincronismo de Componentes (CSM - Component Synchrony Measure) e o Detector de Rice (DR). As ASSR foram obtidas por meio do emprego dos seguintes estímulos auditivos: ruído de banda larga (RBL), ruído de banda grave (RBG), ruído de banda aguda (RBA) e com as duas bandas apresentadas simultaneamente (RDB), todos modulados em amplitude. Foi utilizado também um estímulo composto pela soma de tons modulados em amplitude (AM) para comparação com aqueles baseados em ruído, sendo todos apresentados por fone de inserção nas intensidades de 25, 45 e 55 dB<sub>SPL</sub> (SPL – *Sound Pressure Level*). Sinais EEG foram obtidos durante estimulação auditiva de 19 voluntários (38 orelhas) com audição dentro dos padrões de normalidade, verificada por meio de audiometria tonal. Os resultados de tempo e taxa de detecção para as diferentes técnicas e diferentes estímulos foram comparados estatisticamente. Entre as técnicas, a MSC e a CSM apresentaram resultados similares em tempo e taxa de detecção para todas as intensidades. O DR obteve taxas de detecção significativamente menores que as outras técnicas e tempo de detecção estatisticamente maior que a melhor técnica em cada intensidade. Dentre os tipos de estímulo estudados, os ruídos apresentaram melhor desempenho na detecção das ASSR, sendo as maiores porcentagens e os menores tempos de detecção observados para RBL, RBA e RDB-aguda.

## Abstract

The auditory steady state responses (ASSR) have been considered an important audiological assessment tool mainly for non-collaborative individuals. Thus, many studies reported ASSR as promising for threshold investigation of multiple tones simultaneously. Recent studies reported its use in newborn hearing screening. Since the frequency specificity is not the main factor for this application, but rather the detection speed and the sensitivity to auditory losses, this work aims at studying the performance of ASSR using amplitude-modulated noise, in order to reduce exam duration and increase the detection rates. Therefore, different objective response detection (ORD) techniques were compared: Magnitude-Squared Coherence (MSC), Component Synchrony Measure (CSM) and Rice Detector (RD). The ASSR were obtained by the application of the following stimuli: broadband noise (BBN), low-band noise (LBN), high-band noise (HBN) and simultaneously low- and high- band noise (DBN, double band noise), all of them amplitude-modulated. Moreover, a stimulus composed of the sum of amplitude-modulated tones (AM) was also implemented for comparison with the noise-based ones, all of them presented by insert earphone at the intensities of 25, 45 and 55dB<sub>SPL</sub> (SPL – Sound Pressure Level). EEG signals during auditory stimulation were obtained from 19 volunteers (38 ears) with normal hearing, verified by tonal audiometry. The results of detection time and percentage for the different techniques and different stimuli were statistically compared. Among the techniques, MSC and CSM presented similar results for detection time and rates for all intensities. RD showed significantly lower detection rates than other techniques and detection time statistically higher than the best technique for each intensity. Among studied types of stimuli, the noise-based ones showed better performance for ASSR detection, with BBN, HBN and DBN-high presenting the highest percentages and lowest detection times.

## Lista de Figuras

Figura 1: Subdivisão do sistema auditivo (Extraído de BEAR <i>et al.</i> , 2002).....	6
Figura 2: Estrutura da orelha média (Extraído de BEAR <i>et al.</i> , 2002).....	7
Figura 3: Vista em seção transversal da cóclea (Extraído de BEAR <i>et al.</i> , 2002) .....	8
Figura 4: Movimentação da membrana basilar (Extraído de BEAR <i>et al.</i> , 2002) .....	9
Figura 5: Mapa tonotópico da membrana basilar (Extraído de BEAR <i>et al.</i> , 2002) .....	10
Figura 6: Movimentação dos esterocílios (Extraído de BEAR <i>et al.</i> , 2002).....	10
Figura 7: Via auditiva básica, do gânglio espiral ao córtex auditivo. (Extraído de BEAR <i>et al.</i> , 2002).....	12
Figura 8: Representação no tempo e na frequência da modulante (a), da portadora (b), do sinal modulado em amplitude (c) e da retificação do sinal modulado (d). .....	21
Figura 9: Representação do sinal com modulação em amplitude exponencial (a) no tempo, (b) na frequência e (c) o espectro do sinal retificado. ....	24
Figura 10: Espectro de magnitude do ruído banda larga modulado em amplitude. ....	26
Figura 11: Espectro de magnitude do ruído de duas bandas modulado em amplitude...	27
Figura 12: Ruído gerado pelo "Audiostim" e analisado em Matlab.....	32
Figura 13: Histograma da amplitude para o ruído branco gerado com valores variando de -1 a +1.....	32
Figura 14: Diagrama de Bode para os filtros construídos.....	35
Figura 15: Espectro de Magnitude do ruído de banda larga medido com osciloscópio. Escala Vertical: 2mV; Escala Horizontal: 1kHz. ....	36
Figura 16: Espectro de Magnitude do ruído de duas bandas medido com osciloscópio. Escala Vertical: 2mV; Escala Horizontal: 1kHz. ....	36
Figura 17: Espectro de Magnitude do ruído de banda grave medido com osciloscópio. Escala Vertical: 2mV; Escala Horizontal: 1kHz. ....	37
Figura 18: Espectro de Magnitude do ruído de banda aguda medido com osciloscópio. Escala Vertical: 2mV; Escala Horizontal: 1kHz. ....	37
Figura 19: Fone de inserção 5A E-A-RTone (E-A-RTONE, 2014).....	40
Figura 20: Bioamplificador QP511 (GRASS TECHNOLOGIES, 2014).....	42
Figura 21: Percentual de detecção para a intensidade de 25dB <sub>SPL</sub> . ....	46
Figura 22: Percentual de detecção para a intensidade de 45dB <sub>SPL</sub> .....	47
Figura 23: Percentual de detecção para a intensidade de 55dB <sub>SPL</sub> .....	48

Figura 24: Tempo de detecção entre técnicas em 25dB <sub>SPL</sub> . Caixa Azul - MSC; Caixa Vermelha - CSM; Caixa Verde - DR.....	49
Figura 25: Tempo de detecção entre técnicas em 45dB <sub>SPL</sub> . Caixa Azul - MSC; Caixa Vermelha - CSM; Caixa Verde - DR.....	50
Figura 26: Tempo de detecção entre técnicas em 55dB <sub>SPL</sub> . Caixa Azul - MSC; Caixa Vermelha - CSM; Caixa Verde - DR.....	51

## Lista de Tabelas

Tabela 1: Frequências moduladas para cada estímulo.....	38
Tabela 2: Audiometria tonal dos indivíduos .....	41

## Lista de abreviaturas

AM – Amplitude Modulada

AMN – Amplitude Modulada Exponencial

ANSI – *American National Standard Institute*

ASSR – *Auditory Steady State Response*

BAEP – *Brainstem Auditory Evoked Potential*

BERA – *Brainstem Evoked Response Audiometry*

CODEC – Codificador-Decodificador

CSM – *Component Synchrony Measure*

DA – Digital Analógico

DFT – *Discrete Fourier Transform*

DR – Detector de Rice

DSP – *Digital Signal Processor*

EEG – Eletroencefalografia

EOA – Emissões Otoacústicas

EOAE – Emissões Otoacústicas Evocadas

FFT – *Fast Fourier Transform*

FM – Frequência Modulada

HL – *hearing level*

IPRF – Índice Percentual de Reconhecimento da Fala

LLAEP – *Long Latency Auditory Evoked Potential*

LRF – Limiar de Reconhecimento da Fala

MGN – *Medial Geniculate Nucleus*

*MLAEP – Middle Latency Evoked Potential*

MM – Modulação Mista

MSC – *Magnitude-Squared Coherence*

NA – Nível de Audição

NEPEB – Núcleo de Estudos e Pesquisas em Engenharia Biomédica

ORD – *Objective Response Detection*

PD – Probabilidade de detecção

PE – Potencial Evocado

PEA – Potencial Evocado Auditivo

PFA – Probabilidade de Falsos Alarmes

PSM – *Phase Synchrony Measure*

RBA – Ruído de Banda Aguda

RBG – Ruído de Banda Grave

RBL – Ruído de Banda Larga

RDB – Ruído de Duas Bandas

RMS – Root Mean Square

RSR – Razão Sinal-Ruído

SDT – *Speech Detection Threshold*

SPL – *Sound Pressure Level*

SFT – *Spectral F Test*

SRT – *Speech Reception Threshold*

# Sumário

Resumo.....	iv
Abstract .....	v
Lista de Figuras .....	vi
Lista de abreviaturas .....	ix
CAPÍTULO 1 - Introdução.....	1
1.1 Objetivo Geral.....	3
1.2 Objetivos Específicos.....	3
1.3 Estrutura do Trabalho.....	3
CAPÍTULO 2 - Bases Fisiológicas e Exames Audiométricos .....	4
2.1 Sistema Auditivo.....	5
2.2 Exames Audiométricos.....	12
2.2.1 Audiometria Tonal.....	13
2.2.2 Audiometria Vocal.....	14
2.2.3 Imitanciometria.....	14
2.2.4 Emissões otoacústicas.....	15
CAPÍTULO 3 - Potencial Evocado Auditivo: estimulação e detecção.....	17
3.1 Resposta auditiva para estímulos transientes.....	18
3.1.1 Tipos de Estímulo:.....	19
3.2 Resposta auditiva em regime permanente .....	20
3.2.1 Modulação em amplitude (AM) .....	20
3.2.2 Modulação em amplitude exponencial .....	22
3.2.3 Modulação mista (MM) .....	24
3.2.4 Ruído como portadora .....	25
3.3 Técnicas de Detecção Objetiva da Resposta .....	27
3.3.1 Magnitude Quadrática da Coerência .....	28
3.3.2 Medida de Sincronismo de Componentes (CSM) .....	28
3.3.3 Detector de Rice (RD) .....	29
CAPÍTULO 4 - Materiais e Métodos.....	31
4.1 Geração do Estímulo Auditivo.....	31
4.1.1 Cálculo e Escolha dos Filtros .....	32
4.1.2 Escolha das Modulantes e Espalhamento Espectral .....	38
4.1.3 Verificação e Ajuste de Intensidade Sonora .....	39

4.2	Aquisição de Sinais de EEG .....	40
4.2.1	Indivíduos.....	40
4.2.2	Local de Coleta e Colocação dos Eletrodos.....	41
4.2.3	Sistema de Bioamplificação e Pré-processamento .....	42
4.2.4	Protocolo de estimulação .....	43
4.3	Processamento.....	43
4.3.1	Rejeição de artefatos.....	43
4.3.2	Aplicação das técnicas ORD .....	44
4.3.3	Análise estatística .....	44
CAPÍTULO 5 - Resultados.....		45
5.1	Análise comparativa da taxa de detecção entre técnicas e estímulos.....	45
5.2	Análise comparativa do tempo de detecção entre técnicas e estímulos .....	48
CAPÍTULO 6 - Discussão.....		52
6.1	Análise das respostas em função da técnica utilizada.....	52
6.2	Análise das respostas em função do estímulo.....	54
CAPÍTULO 7 - Conclusão .....		58
Referências Bibliográficas .....		59
APÊNDICE A - Artigos publicados durante o Mestrado .....		65

## CAPÍTULO 1 - Introdução

A incidência de perda auditiva congênita é de 2 a 3 em cada 1000 indivíduos nascidos vivos (GERNER *et al.*, 2011). As consequências da deficiência auditiva são muito sérias para uma criança, pois a falta da audição normal nos primeiros anos de vida afeta a fala, a linguagem e conseqüentemente o desenvolvimento psicossocial da criança. A deficiência auditiva pode ser minimizada ou revertida através de próteses auditivas e tratamentos especiais, mas para a eficiência do tratamento a mesma deve ser identificada o mais cedo possível (LINS, 2002).

No Brasil a triagem auditiva é prevista por lei federal desde 2010 (Lei 12.203 de 02/08/2010), que torna obrigatória a realização gratuita do exame de emissões otoacústicas evocadas (EOAE), popularmente chamado de “teste da orelhinha”, em todos os hospitais e maternidades (SANTOS, 2012). O exame é realizado de maneira rápida e detecta perdas auditivas superiores a 30dB (FROTA, 2003). No entanto a avaliação vai até as células ciliadas externas, ou seja, apresenta baixa sensibilidade a perdas auditivas neurais e é incapaz de avaliar a severidade de uma perda auditiva, pois não permite que os limiares auditivos sejam determinados (LINS, 2002).

O potencial evocado auditivo (PEA) de tronco encefálico (BAEP - *Brainstem auditory evoked potential*) tem sido utilizado de forma complementar à EOAE e é usualmente obtido pelo exame conhecido como BERA (*Brainstem Evoked Response Audiometry*), que é capaz de determinar os limiares auditivos dos bebês que falham na triagem por EOAE. Contudo, esta técnica permite inferir sobre a audição somente até o colículo inferior no mesencéfalo (ZAEYEN, 2005). Para avaliar estruturas a nível cortical, é necessário investigar o PEA de média latência (*MLAEP, Middle Latency Evoked Potential*) ou obter a resposta auditiva em regime permanente (*Auditory Steady State Response - ASSR*) na faixa de 70Hz a 110Hz (HERDMAN *et al.*, 2002). Esta última pode ser evocada por meio de estímulos cujas respostas se sobreponham no tempo, sendo normalmente obtidas por *clicks* com taxas elevadas de estimulação ou por meio de senóides ou senóides moduladas (REGAN, 1989).

Para estímulos que utilizam modulação em amplitude, a membrana basilar, localizada na parte interna da cóclea, vibra em uma região específica relacionada diretamente à frequência da portadora. No entanto o espectro de resposta da ASSR

apresenta a componente da frequência modulante, sendo sua amplitude proporcional à sensibilidade auditiva em relação à frequência da portadora (LINS; PICTON, 1995).

A possibilidade de utilizar técnicas de detecção objetiva de resposta (ORD) no domínio da frequência e obtenção rápida de ASSR empregando ruído modulado em amplitude (JOHN; DIMITRIJEVIC; PICTON, 2003) torna esta técnica promissora para etapas iniciais dos protocolos de triagem auditiva. Além disso, por permitir explorar várias frequências simultaneamente, obtendo respostas em frequências específicas sem acarretar aumento no tempo de avaliação (ROMÃO, 2009). As ASSR tornam-se propícias também para etapas mais avançadas dos protocolos de triagem auditiva (SANTOS, 2012), sendo necessário estabelecer uma intensidade de corte que permita melhor sensibilidade e especificidade.

Estes estudos buscam aprimorar os métodos de estimulação e as técnicas de processamento de sinais eletroencefalográficos (EEG), visando a detecção de resposta com maior rapidez e maior probabilidade de acerto (sensibilidade). Neste sentido, várias técnicas ORD vem sendo investigadas. Algumas utilizam apenas a magnitude da Transformada de Fourier como o Teste F Espectral (SFT – *Spectral F Test*) (DOBIE; WILSON, 1996) ou no Detector de Rice (RD) (FARINA *et al.*, 2013), apenas a fase como na Medida de Sincronismo de Componentes (CSM – *Component Synchrony Measure*) (SIMPSON *et al.*, 2000), ou ambos como a Magnitude Quadrática da Coerência (MSC – *Magnitude Squared-Coherence*) (DOBIE; WILSON, 1989). Além das várias técnicas de processamento, diferentes tipos de estimulação têm sido sugeridos, tais como senóide modulada em amplitude (AM) (DOBIE; WILSON, 1989; ROMÃO *et al.*, 2008; SANTOS, 2012; ZANOTELLI, 2011), senóide modulada em amplitude exponencialmente (AM2) (JOHN; DIMITRIJEVIC; PICTON, 2003, 2002; JOHN *et al.*, 2004), ruídos de banda larga e banda estreita modulados em amplitude (JOHN; DIMITRIJEVIC; PICTON, 2003; JOHN *et al.*, 1998).

Tais estímulos, associados às técnicas de processamento adequadas, têm se mostrado alternativas promissoras para se estimar de forma rápida o limiar auditivo fisiológico, visando minimizar as limitações observadas atualmente (JOHN; DIMITRIJEVIC; PICTON, 2003; ROMÃO, 2009; ZANOTELLI, 2011).

## **1.1 Objetivo Geral**

Este trabalho visa investigar a identificação da resposta evocada auditiva em regime permanente por meio de técnicas de detecção objetiva (ORD), utilizando tanto senóides quanto ruídos limitado em banda modulados em amplitude visando maior aplicabilidade das ASSR na triagem auditiva.

## **1.2 Objetivos Específicos**

- Desenvolver os estímulos com ruído limitado em banda modulados em amplitude em um Processador Digital de Sinais (DSP);
- Adaptação do sistema de coleta para o novo estímulo;
- Empregar diferentes técnicas de detecção objetiva de resposta aos sinais de ASSR a diferentes estímulos;
- Comparar o desempenho das técnicas para cada tipo de estimulação.

## **1.3 Estrutura do Trabalho**

O Capítulo 2 apresenta uma revisão sobre as bases fisiológicas do processamento auditivo, ou seja, os processos de captura, transmissão, amplificação, codificação em frequência e transdução do sinal que será conduzido até o córtex auditivo primário. São abordados também, de forma sucinta, os exames comumente utilizados para triagem auditiva e avaliação do limiar audiométrico.

No Capítulo 3 é apresentado o potencial evocado auditivo tanto transiente quanto em regime permanente, com maior ênfase para o último por se tratar do foco deste trabalho. Adicionalmente, são descritas as técnicas de detecção objetiva de resposta aplicadas a ASSR empregada nesta pesquisa.

No quarto capítulo são apresentados detalhes sobre os estímulos implementados no equipamento de estimulação, bem como a descrição da casuística, do procedimento de estimulação, de captação e processamento do sinal de EEG, além da análise estatística. No capítulo 5 são expostos os resultados obtidos para a comparação de percentuais e tempos de detecção para os diferentes estímulos e distintas técnicas estudados. Por fim, o capítulo 6 traz a discussão dos resultados e o capítulo 7 apresenta as conclusões e propostas de trabalhos futuros.

## CAPÍTULO 2 - Bases Fisiológicas e Exames Audiométricos

Os sons são formados por vibrações mecânicas em um meio material. Suas variações, rarefações e compressões, na pressão do ar com velocidade de propagação constante podem se tornar audíveis. Desta forma, se considerarmos um som com variações periódicas, a distância entre duas regiões consecutivas de máxima compressão ou rarefação corresponde a um período.

O número de períodos em um segundo define a frequência em hertz (Hz) deste som. A frequência é a propriedade fisiológica que nos dá a percepção de graves e agudos. Quando a onda sonora apresenta uma única frequência, a denominamos de tom. Ao aumentarmos a frequência de um tom, temos a percepção do sinal ficando mais agudo; no sentido oposto, quando sua frequência é reduzida, temos a sensação de um som mais grave. A amplitude do som, também denominada de intensidade, é a propriedade que nos permite diferenciar volumes intensos ou fracos (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2002).

Através de experiências psicofísicas foi estabelecido um incremento aproximadamente igual para cada aumento de 10 vezes na amplitude de um estímulo sonoro, tornando útil a utilização de uma escala logarítmica em sua representação (KANDEL; SCHWARTZ; JESSELL, 2000). Desta forma, a intensidade sonora costuma ser expressa em decibéis (dB), sendo comumente utilizadas duas escalas: i)  $\text{dB}_{\text{NPS}}$  ou  $\text{dB}_{\text{SPL}}$  - de nível de pressão sonora ou *sound pressure level*; ii)  $\text{dB}_{\text{NA}}$  ou  $\text{dB}_{\text{HL}}$  - de nível de audição ou *hearing level*, obtido a partir de uma determinada população. O nível de pressão sonora é expresso matematicamente por:

$$20 \log \frac{P}{P_0} \quad (1)$$

onde  $P_0 = 20\mu\text{Pa}$ , que é a menor intensidade audível pelo ouvido humano na frequência em que somos mais sensíveis (aproximadamente 4 kHz) e P a intensidade sonora medida (KANDEL; SCHWARTZ; JESSELL, 2000).

Para o nível de audição de uma determinada população, o valor de referência é definido pelo menor nível de pressão sonora audível pela maioria dos indivíduos desta população. Tal valor pode ser diferente para os vários estímulos auditivos e para diferentes tons puros. Assim, a *American Standards Association* (ASA) definiu os

valores para tons puros em frequências padrão (125, 250, 500, 750, 1000, 1500, 2000, 3000, 4000, 6000 e 8000 Hz) (PEDROSO, 2002).

## **2.1 Sistema Auditivo**

A capacidade do ser humano distinguir uma quantidade notável de sons, a sua habilidade de diferenciar a fonte de vários deles simultaneamente, e a sua aptidão para comunicação relacionada a estes fatores, tem como principal responsável a cóclea. O som pode chegar até a cóclea através de vibrações mecânicas do nosso corpo, chamada de condução por via óssea. No entanto, o caminho mais comum para o som chegar até este órgão é a via aérea, por meio da qual as ondas mecânicas são captadas pela orelha externa, sendo conduzidas até à orelha média. Tais ondas serão transmitidas até cóclea, na orelha interna, para que assim seja realizada a transdução do som em estímulos elétricos, possibilitando a condução e o processamento pelo sistema nervoso central (Figura 1) (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2002).

A orelha externa é composta pelo pavilhão auricular e o canal auditivo ou meato acústico externo. O pavilhão auricular é um tecido cartilaginoso recoberto por pele que capta as ondas sonoras e as direciona para o canal auditivo. Além disso, nossa capacidade de localizar os sons no espaço, especialmente ao longo do eixo vertical, depende criticamente das propriedades do pavilhão auricular (KANDEL; SCHWARTZ; JESSELL, 2000). O canal auditivo é revestido de pelos e cerume, responsáveis por sua impermeabilização e proteção contra micro-organismos, tendo o canal a função de conduzir as ondas sonoras até a membrana timpânica (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2002). A sua estrutura tubular e o comprimento de aproximadamente 2,5 cm proporcionam uma amplificação por ressonância na faixa de 2000 a 3000 Hz (PURVES *et al.*, 2010).

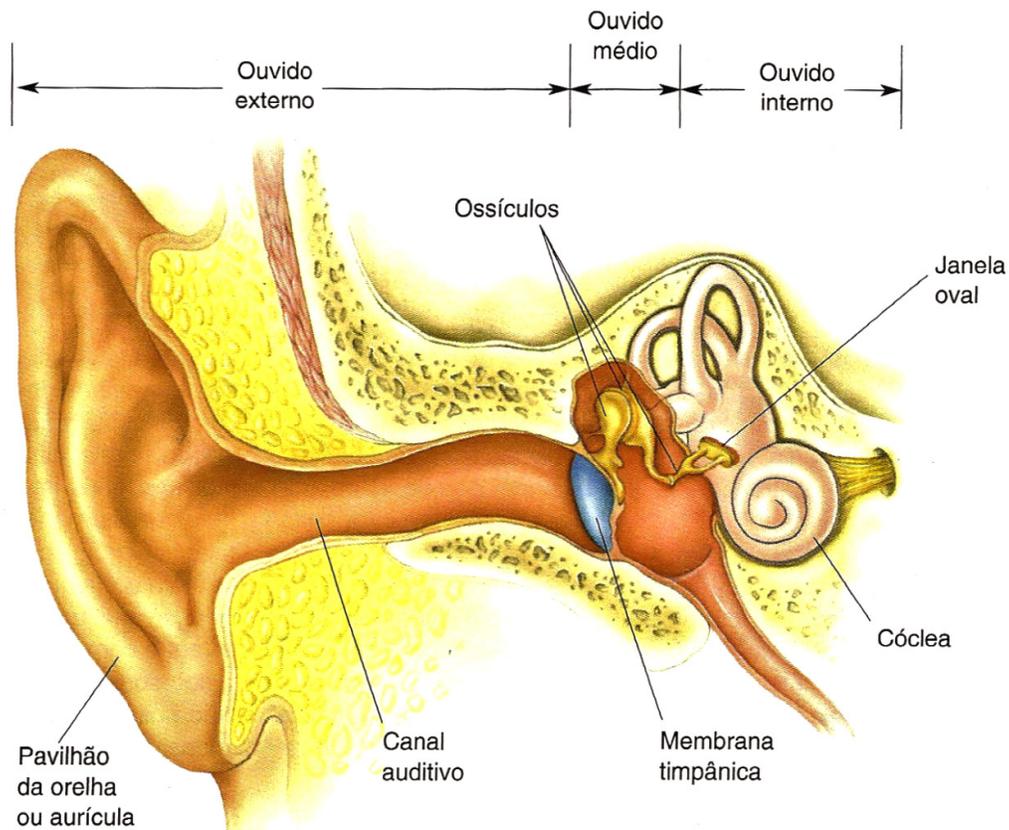


Figura 1: Subdivisão do sistema auditivo (Extraído de BEAR *et al.*, 2002).

A orelha média é constituída pela membrana timpânica, os ossículos (martelo, bigorna e estribo) e dois pequenos músculos ligados a eles (Figura 2). As variações de pressão das ondas sonoras fazem a membrana timpânica vibrar, e tais vibrações são transmitidas para a janela oval da cóclea através da movimentação dos ossículos. Como a cóclea é preenchida por um fluido que tem maior impedância mecânica que o ar, a maior parte das ondas sonoras seriam refletidas, porém a orelha média amplifica a pressão aplicada sobre a janela oval, aumentando a força através dos ossículos, que funcionam como uma espécie de alavanca, e reduzindo a área de atuação, uma vez que a janela oval possui menor área que a membrana timpânica (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2002).

Na orelha média há uma conexão com a faringe estabelecida através da tuba auditiva. Sua função é equalizar a pressão entre o meio externo e a cavidade onde se encontram os ossículos, evitando que a membrana timpânica seja forçada, o que causaria atenuações e uma dor desagradável. Outro mecanismo que atua para proteger o

sistema auditivo é chamado de reflexo estapediano, que consiste na contração do músculo ligado ao estribo, que aumenta a rigidez da membrana timpânica quando exposta a elevadas intensidades de som (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2002).

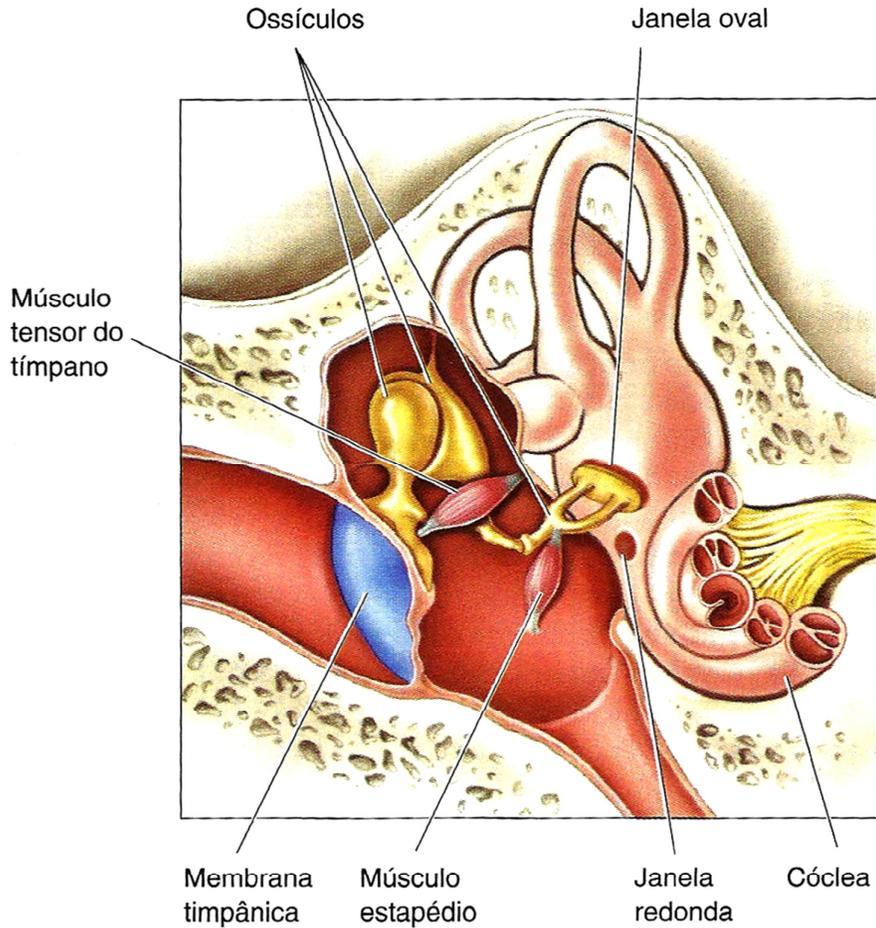


Figura 2: Estrutura da orelha média (Extraído de BEAR *et al.*, 2002)

Na orelha interna, estão presentes a cóclea e o labirinto. No entanto, o labirinto pertence ao sistema vestibular, que atua na manutenção do equilíbrio e auxilia nos ajustes da postura corporal, não sendo parte constituinte do sistema auditivo (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2002).

Na cóclea é realizada a transdução da informação acústica em sinais neurais. Esta consiste em uma estrutura cônica como uma concha de caracol, com cerca de 9 mm de diâmetro, dividida transversalmente em três câmaras preenchidas por fluido (escala vestibular, escala média e escala timpânica) (Figura 3), recoberta com uma fina camada de osso laminar, situada dentro de uma estrutura densa do osso temporal.

A separação da cóclea em câmaras é realizada por um par de membranas elásticas. A membrana de Reissner separa a escala vestibular e a escala média, e a membrana basilar separa a escala média da escala timpânica. A escala vestibular limita-se com a orelha média pela janela oval, enquanto a escala timpânica faz este limite através da janela redonda, que é fechada por uma membrana elástica. As escalas vestibular e timpânica se unem no ápice da cóclea, região denominada de helicotrema (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2002; KANDEL; SCHWARTZ; JESSELL, 2000).

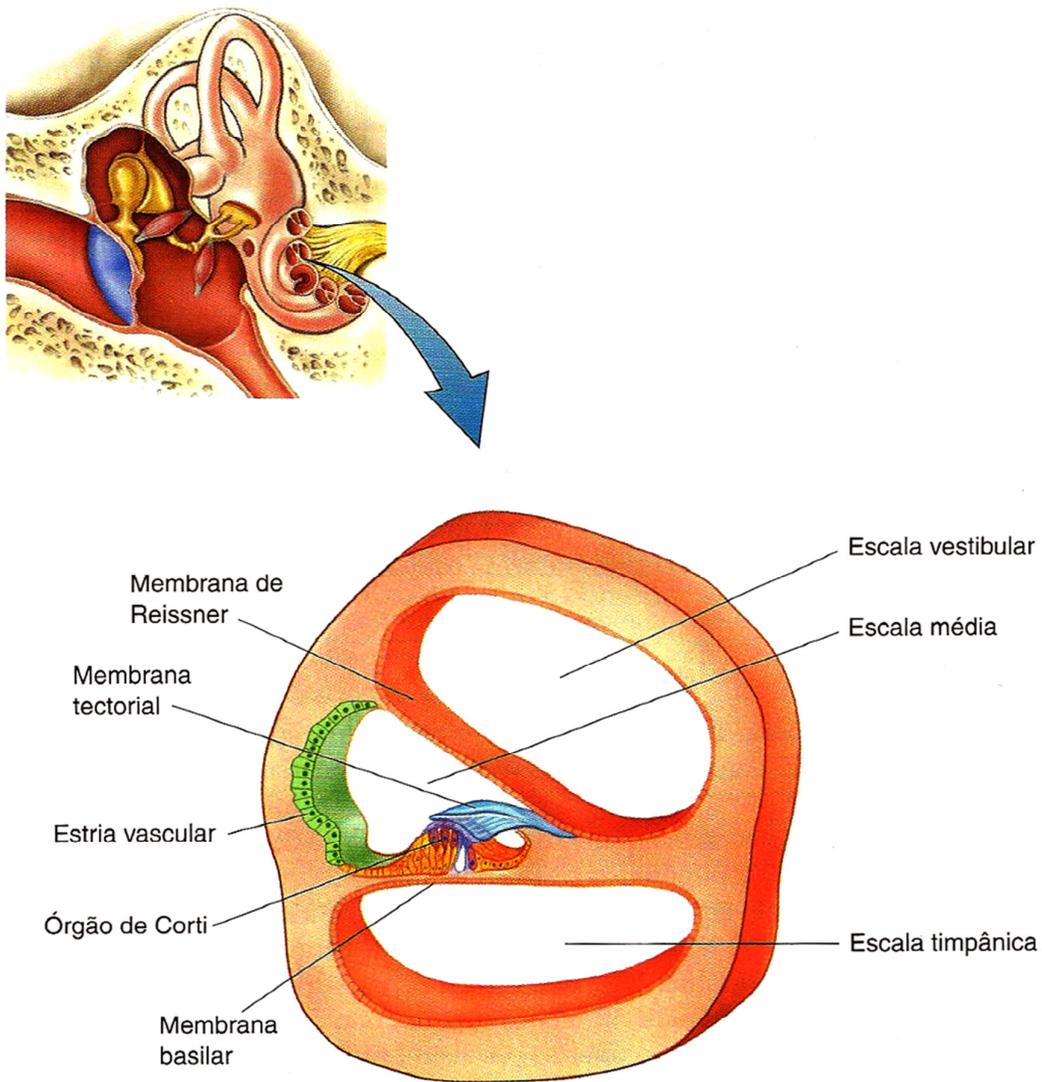


Figura 3: Vista em seção transversal da cóclea (Extraído de BEAR *et al.*, 2002)

A janela oval é ligada à extremidade do estribo. Quando este se projeta através da janela oval, o fluído no interior da escala vestibular, que é praticamente

incompressível, é empurrado até o ápice da cóclea, onde retorna pela escala timpânica transmitindo o estresse causado pelo estribo até a janela redonda. Esta diferença de pressão hidrostática resulta na vibração da membrana basilar. Este processo é ilustrado na Figura 4. Assim, podemos considerar que a cóclea não é simplesmente um transdutor passivo, pois já na orelha interna é realizado o primeiro estágio na análise das frequências.

A membrana basilar tem uma estrutura fina e rígida na base e mais larga e flexível no ápice, passando por uma variação gradual de suas propriedades mecânicas (KANDEL; SCHWARTZ; JESSELL, 2000).

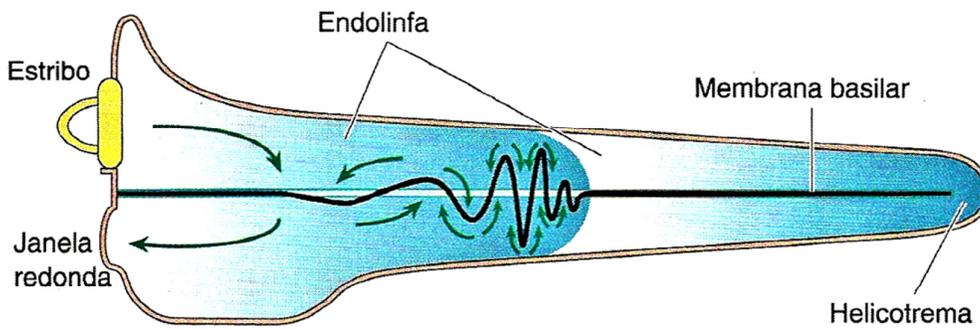


Figura 4: Movimentação da membrana basilar (Extraído de BEAR *et al.*, 2002)

Desta maneira, os sons de diferentes frequências estimularão a membrana basilar de forma mais efetiva em diferentes regiões. Análogo a um piano que constrói sons complexos a partir da vibração simultânea de cordas com diferentes propriedades mecânicas, a membrana basilar realiza o processo inverso, o som complexo será decomposto causando a sua vibração em diferentes regiões simultaneamente. Suas vibrações acontecem para as baixas frequências próximas ao ápice e por altas frequências próximas à base na faixa de 20Hz a 20kHz, característica chamada de mapa tonotópico (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2002). Sendo assim, a partir da tonotopia da membrana basilar, podemos dizer que esta atua como um analisador de frequências (Figura 5). No entanto a relação entre a frequência e a localização sobre a membrana basilar não é linear, mas logarítmica. Portanto, as frequências de 20 a 200 Hz, de 200 Hz a 2kHz, e de 2 kHz a 20 kHz tem extensões praticamente iguais na membrana basilar (KANDEL; SCHWARTZ; JESSELL, 2000).

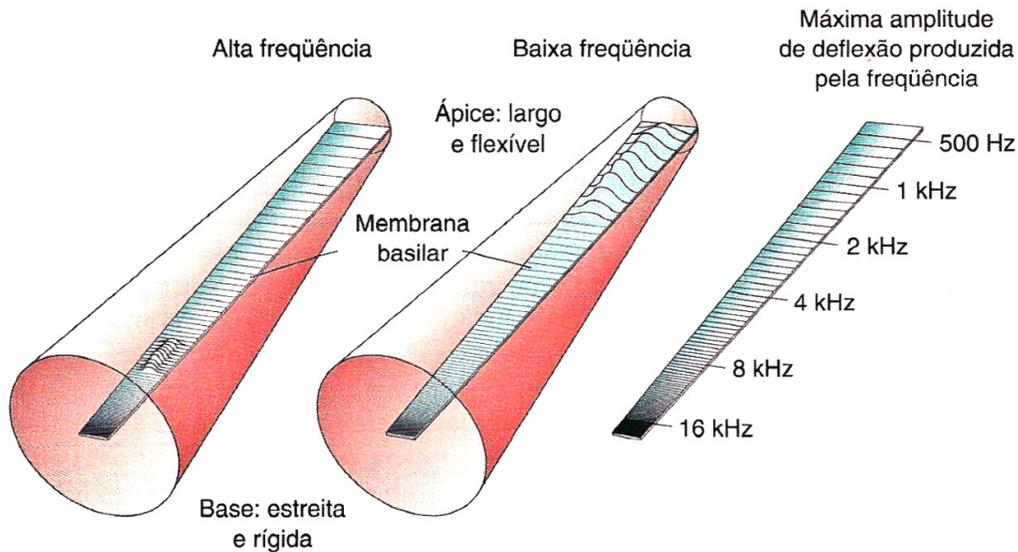


Figura 5: Mapa tonotópico da membrana basilar (Extraído de BEAR *et al.*, 2002)

Sobre a membrana basilar, situado na escala média, está o órgão de Corti, que contém os receptores auditivos. Os receptores auditivos são cerca de 30.000 células ciliadas, divididas entre internas e externas responsáveis pela transdução do sinal. A extremidade dos esterocílios destas células ciliadas estão em contato com a membrana tectorial, conforme ilustrado na Figura 6. A energia mecânica fornecida pelo sinal sonoro é convertida em sinais elétricos quando a membrana basilar é excitada, movimentando a estrutura que contém as células ciliadas e provocando o deslocamento dos esterocílios de um lado para o outro. Esta deflexão dos esterocílios gera potenciais de receptor, que despolariza ou hiperpolariza a célula, dependendo da direção do deslocamento (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2002).

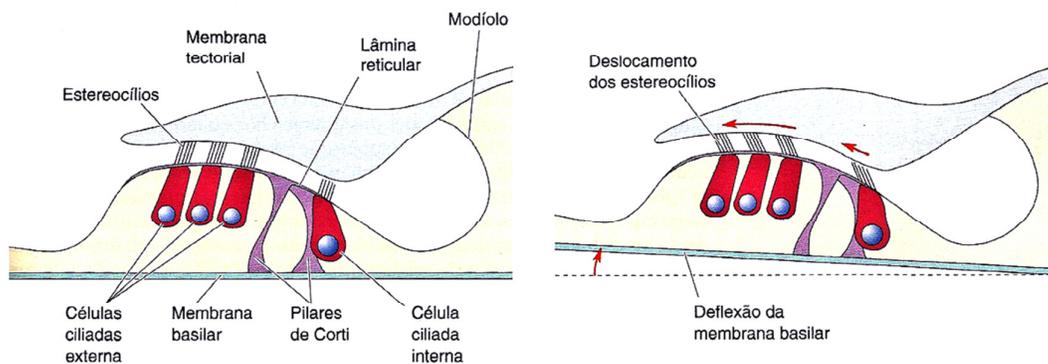


Figura 6: Movimentação dos esterocílios (Extraído de BEAR *et al.*, 2002)

A codificação de intensidade do som está diretamente ligada ao número de neurônios ativados e à taxa de disparo dos potenciais de ação, sendo os dois mecanismos relacionados à despolarização/hiperpolarização de células ciliadas, pois com o aumento da intensidade sonora a membrana basilar tende a aumentar proporcionalmente a amplitude de seu deslocamento. Tal efeito proporciona uma maior ativação celular para a célula ciliada ligada à frequência excitada, causando um maior número de disparos de potenciais de ação pelo neurônio conectado a esta célula. Ao mesmo tempo, uma maior área adjacente será estimulada, proporcionando a despolarização de um maior número de células ciliadas e, conseqüentemente, de neurônios ativos (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2002).

O som é mecanicamente amplificado pela cóclea, esta amplificação é possível pelas contrações mecânicas rápidas das células ciliadas externas. Tais contrações resultarão em uma maior vibração da membrana basilar, excitando mais células ciliadas internas (KANDEL; SCHWARTZ; JESSELL, 2000). Apesar de existirem três células ciliadas externas para cada interna, mais de 95% das inervações são com as células internas, sendo estas as principais responsáveis pela informação transferida para a via auditiva (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2002).

O nervo auditivo é composto pelos axônios de neurônios com corpos celulares situados no gânglio espiral. Ao nível do bulbo, os axônios inervam o núcleo coclear dorsal e ventral, ipsilaterais à cóclea estimulada, após entrar pelo tronco encefálico. Os axônios do núcleo coclear ventral são projetados em direção à oliva superior de ambos os lados do tronco encefálico, e da oliva superior partem os axônios que inervam o colículo inferior, no mesencéfalo, através do lemnisco lateral (Figura 7). O colículo inferior se liga ao núcleo geniculado medial (MGN – *medial geniculate nucleus*) do tálamo, que, por sua vez, projeta-se ao córtex auditivo (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2002).

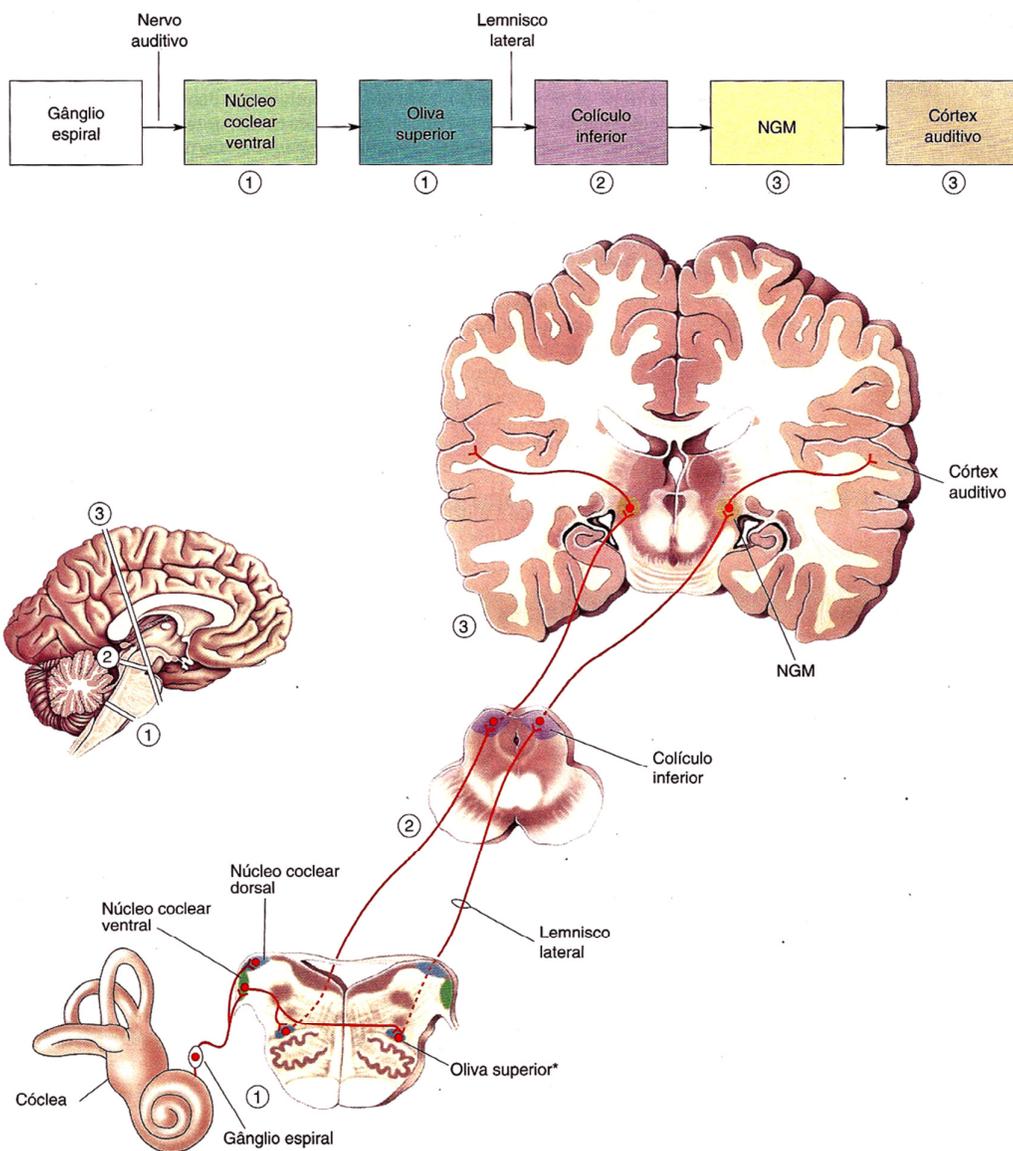


Figura 7: Via auditiva básica, do gânglio espiral ao córtex auditivo. (Extraído de BEAR *et al.*, 2002)

## 2.2 Exames Audiométricos

Na rotina médica, diferentes exames são utilizados para comprovar a integridade física e funcional do sistema auditivo. Diversos tipos de exames são utilizados para determinar se há perda condutiva, neuro-sensorial ou mista, para definir o grau da perda auditiva e qual o tratamento mais indicado. Entre os utilizados estão a audiometria, a imitanciometria, a emissão otoacústica e os exames que utilizam o potencial evocado

auditivo. Estes exames fornecem informações importantes para o diagnóstico de deficiências auditivas.

### **2.2.1 Audiometria Tonal**

A audiometria tonal permite a medição da audição periférica ao se obter os limiares auditivos aéreos e ósseos por meio de um tom puro aplicado respectivamente através de fone ou vibrador ósseo. Para se obter os limiares auditivos por via aérea, o som percorre as orelhas externa e média para poder atingir a cóclea. Quando utilizada a via óssea, o estímulo acústico chega à cóclea pela vibração do crânio. No entanto, ambos os limiares podem ser influenciados pelas más condições da orelha média (FROTA, 2003).

Na audiometria, a resposta à estimulação auditiva é dada pelo próprio paciente, que indica para o examinador que escutou os estímulos sonoros, apertando uma pêsua ou levantando uma das mãos. Tal procedimento torna o exame subjetivo, sendo influenciado pela idade, aspectos psicológicos e cognitivos do paciente e pela experiência do examinador. Assim, tem-se uma elevada variabilidade na determinação dos limiares auditivos tanto interpaciente, quanto interobservador.

O estímulo pode ser aplicado de maneira descendente, ascendente ou descendente-ascendente. Na pesquisa por via aérea, o tom puro pode ser apresentado de forma contínua ou pulsátil, nas frequências de 1000, 2000, 3000, 4000, 6000, 8000, 500 e 250Hz, nesta ordem, segundo o padrão ANSI (*American National Standard Institute*), em cada orelha, separadamente. Na pesquisa por via óssea, o vibrador é colocado sobre a mastoide e são testadas as frequências de 500, 1000, 2000, 3000 e 4000 Hz, sendo chamada de condução óssea por inércia, para frequências inferiores a 800Hz, e condução óssea por compressão, para frequências mais elevadas (FROTA, 2003).

Os resultados dos limiares obtidos são apresentados em um gráfico chamado de Audiograma, em que nas abscissas são representadas as frequências (Hz) em escala logarítmica, e nas ordenadas as intensidades em dB NA.

Para determinação do tipo de perda auditiva é necessário comparar os resultados obtidos em ambas as avaliações, em que são observados os limiares aéreo e ósseo e a diferença entre eles, chamada de “gap” aéreo-ósseo, para inferir se a perda é condutiva, neuro-sensorial ou mista (SILMAN; SILVERMAN, 1997).

### 2.2.2 Audiometria Vocal

Na logaudiometria, ou audiometria vocal, é testada a capacidade de percepção e reconhecimento dos sons da fala pelo paciente, podendo ser realizada por três testes básicos, com objetivos e métodos próprios (FROTA, 2003):

- O limiar de reconhecimento da fala (*Speech Reception Threshold - SRT*) tem como objetivo confirmar os limiares tonais da via aérea, sendo definido quando o indivíduo consegue identificar 50% das palavras trissilábicas ou polissilábicas apresentadas.
- O limiar de detecção da voz (*Speech Detection Threshold - SDT*) representa a menor intensidade com que o indivíduo consegue perceber a voz humana, sem necessariamente compreendê-la.
- O índice percentual de reconhecimento de fala (IPRF) é a medida da inteligibilidade da fala em uma intensidade fixa de 40 dB acima da média tonal de 500, 1000 e 2000 Hz. O índice corresponde ao percentual de acertos na repetição de vinte e cinco palavras ouvidas por orelha.

Assim como na audiometria tonal, a audiometria vocal é um exame subjetivo, uma vez que a resposta também é dada pelo próprio paciente e pode sofrer grande influência da apresentação das palavras, que podem ter sido gravadas ou vocalizadas pelo examinador.

### 2.2.3 Imitanciometria

A imitanciometria é um exame objetivo que avalia a estrutura fisiológica da orelha média ao verificar a integridade do sistema tímpano-ossicular e da via do reflexo estapediano. Este procedimento pode ser separado em três etapas: Timpanometria, Compliância e Reflexo acústico.

A Timpanometria verifica o comportamento da membrana timpânica em relação a variação de pressão, analisando as suas diferentes posições assumidas conforme esta variação.

A compliância pode ser dividida em estática e dinâmica. A primeira é medida por meio do volume de ar no conduto auditivo externo somado ao volume na orelha média com a membrana timpânica relaxada. A compliância dinâmica é obtida medindo-se o volume de ar na orelha externa.

O reflexo acústico, ou reflexo estapediano, verifica o funcionamento da contração involuntária do músculo estapediano de cada orelha, quando pelo menos uma delas é submetida a um som intenso (FROTA, 2003).

#### **2.2.4 Emissões otoacústicas**

As emissões otoacústicas (EOA) são sons mensurados no meato acústico externo através de um microfone sensível colocado numa sonda. Os sons são oriundos do processo de contração das células ciliadas externas, ou seja, no mecanismo de amplificação coclear, tanto espontaneamente, quanto em resposta a um estímulo (FROTA, 2003). As emissões otoacústicas são divididas em classes inter-relacionadas:

- Emissões otoacústicas espontâneas
- Emissões otoacústicas evocadas transitórias (EOAT)
- Emissões otoacústicas por estímulo-frequência
- Emissões otoacústicas por produto de distorção (EOAPD)

As emissões otoacústicas espontâneas são sinais de banda estreita, obtidos sem estimulação acústica, produzidos naturalmente pelas células ciliadas. No entanto, encontram-se presentes apenas em aproximadamente 40% dos indivíduos com audição normal. Pela falta de reprodutibilidade, não apresentam valor diagnóstico (FROTA, 2003). Regiões da cóclea com algum tipo de lesão tendem a facilitar o movimento espontâneo das células ciliadas externas, fazendo estas vibrarem por um maior período de tempo. Aparentemente os neurônios auditivos suprimem a percepção destes sons gerados, preservando a pessoa de escutar continuamente os tinidos produzidos com o custo de perda auditiva parcial na faixa de frequência afetada (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2002).

Os outros três tipos de EOA são evocados e diferem quanto à forma de estimulação acústica (FROTA, 2003). Nas emissões otoacústicas evocadas transitórias são aplicados *cliques* numa faixa de frequência entre 300 e 8000 Hz, sendo esperada

resposta independentemente da idade ou sexo em indivíduos que apresentem limiares de no máximo 30 dB<sub>NA</sub> e estando ausentes em perdas neurossensoriais leves. No caso das emissões otoacústicas por estímulo-frequência, são utilizados tons constantes de baixa intensidade, gerando uma energia acústica adicional vinda da cóclea na frequência de estimulação, podendo ser encontradas em indivíduos com limiar auditivo de no máximo 20 dB<sub>NA</sub>. Quando se trata de emissões otoacústicas por produto de distorção, dois tons puros de frequências diferentes, ao passar pela cóclea, produzem componentes de frequência que não estavam presentes no sinal original. Este fenômeno é chamado de intermodulação (FROTA, 2003), caracterizando um comportamento não-linear.

A EOA é um procedimento de execução fácil e rápida, com um baixo custo de implementação, o que fez com que esta técnica fosse adotada no Brasil e em outros países do mundo como etapa inicial de triagem auditiva. No entanto, as EOA são influenciadas pela ocorrência de patologias condutivas e apresentam baixa sensibilidade para perdas auditivas neurais (SANTOS, 2012).

## **CAPÍTULO 3 - Potencial Evocado Auditivo: estimulação e detecção**

A atividade elétrica cerebral consiste de correntes iônicas geradas por fontes bioquímicas a nível celular, sendo o eletroencefalograma (EEG) um exame capaz de registrar esta atividade de maneira não-invasiva. Na condição de não-estimulação, tem-se o EEG espontâneo ou de fundo. Por outro lado, mudanças no EEG devido à ocorrência de eventos particulares têm sido investigadas visando aplicações clínicas e de auxílio ao diagnóstico (NIEDERMEYER; LOPES DA SILVA, 2005). Esta alteração, quando sincronizada com o estímulo e ao apresentar morfologia característica é denominado de Potencial Evocado (PE).

O PE encontra-se somado ao EEG espontâneo, o qual é de dezenas a centenas de vezes maior que o primeiro. O problema básico da análise da forma de onda do PE se torna, portanto, detectar a atividade evocada mascarada pela atividade de fundo (NIEDERMEYER; LOPES DA SILVA, 2005). Sendo assim, é utilizado o que chamamos de média coerente, que consiste em realizar a média de várias épocas de EEG sincronizadas com o estímulo com o intuito de melhorar a razão sinal-ruído. Se considerarmos o EEG espontâneo um ruído branco gaussiano de média zero e que as respostas são idênticas a cada apresentação do estímulo sensorial, o cálculo da média coerente resulta em uma estimativa da forma de onda do PE (NIEDERMEYER; LOPES DA SILVA, 2005).

Do ponto de vista fisiológico, o potencial evocado (PE) pode ser definido como a resposta do sistema nervoso relacionada a estímulos motores ou sensoriais, sendo que neste trabalho trataremos apenas dos PE eliciados por meio de estímulos auditivos. O potencial evocado auditivo (PEA) foi introduzido na prática clínica no início dos anos 70, embora o primeiro registro de potencial evocado de tronco encefálico (BAEP - *Brainstem Auditory Evoked Potential*) seja de 1961 e haja estudos utilizando o PEA em pacientes com doenças neurológicas desde os anos 50 (ZAEYEN, 2005).

O PEA pode ser classificado, em função da taxa de estimulação, como transiente ou em regime permanente. O PEA transiente é observado no intervalo entre estímulos. No entanto, quando a taxa de estimulação é elevada, um novo estímulo é apresentado

antes que a resposta ao anterior tenha cessado, levando ao PEA em regime permanente (*Steady- State*).

O PEA transiente é comumente subdividido de acordo com a sua latência, tempo decorrido entre a estimulação e a ocorrência de um pico ou vale característico: i) com até 10 ms é considerado de curta latência (BAEP); ii) entre 10-50 ms de média latência (MLAEP- *Midle Latency Auditory Evoked Potential*); ou iii) longa latência acima de 50 ms (LLAEP- *Long Latency Auditory Evoked Potential*) (DURRANT; FERRARO, 1999; ZAEYEN, 2005).

### **3.1 Resposta auditiva para estímulos transientes**

Para os estímulos transientes, a análise é realizada em função da amplitude e da latência das ondas. Através de tais estímulos é possível correlacionar as latências com as estruturas geradoras dos potenciais, apresentando, portanto, importante valor diagnóstico (CHIAPPA, 1997). Desta maneira, é comum a subdivisão das respostas desta natureza segundo suas latências, conforme descrito anteriormente, possibilitando identificar anatomicamente a lesão na via auditiva (LOPES, 2011; REGAN, 1989)

O *Brainstem Evoked Response Audiometry* (BERA) é um exame audiométrico que se baseia na análise da forma de onda do BAEP, o qual é gerado a partir de estímulos sonoros de curta duração (tipicamente *clicks*) e registrados através de eletrodos posicionados no escalpo, apresentando uma série de sete ondas, formadas em torno dos primeiros 10 ms após a estimulação. O BAEP representa a atividade bioelétrica da via auditiva até o nível do tronco encefálico (FROTA, 2003). A utilização deste potencial é de comprovada importância, no entanto, permite inferir sobre a integridade da via auditiva somente até o colículo inferior, tornando necessária a utilização de PEA de média latência quando se deseja avaliar estruturas a nível cortical (ZAEYEN, 2005).

Devido à grande reprodutibilidade dos PEA de curta latência, estes se apresentam com maior utilização clínica que PEA transientes de média e de longa latência (LOPES, 2011), pois para estes estímulos há variações na amplitude e na latência de acordo com o estado de atenção e do estado de vigília (acordado, sonolento ou anestesiado) dos indivíduos (LOPES, 2011; STACH, 2002). Tais variações do PEA

de média latência foram exploradas por Cagy *et al.* (2000) como ferramenta para monitoramento do plano anestésico (CAGY; INFANTOSI; GEMAL, 2000).

Assim como a EOA, o BERA é apontado como um importante exame para triagem auditiva, sendo utilizado de forma complementar às emissões para que seja possível determinar o limiar neurofisiológico (RAMOS *et al.*, 2000). A experiência do examinador no reconhecimento das ondas é um fator determinante na eficácia da técnica, apresentando também como limitação avaliar a via auditiva na faixa de 2000 a 4000 Hz quando clicks são empregados. Para avaliar a audição em frequências específicas são comumente utilizados *tone bursts* ou *tone pips*, em que tons em diferentes frequências são apresentados separadamente em estimulação monoaural, acarretando um aumento no tempo de avaliação (SUPPIEJ *et al.*, 2007).

### 3.1.1 Tipos de Estímulo:

**Click:** é um estímulo gerado por uma sequência de pulsos que causam condensações e rarefações de forma sucessiva, provocando pressões positivas e negativas na membrana timpânica (MISULIS; HEAD, 2003). O estímulo consiste na aplicação de pulsos retangulares com aproximadamente 100 $\mu$ s de duração, aplicados a diferentes frequências. Desta forma, seu espectro de frequências é amplo, estimulando uma grande faixa da membrana basilar. Portanto, é um estímulo que apresenta baixa especificidade em frequência, sendo que sua maior ativação sonora ocorre na faixa de 2000 a 4000 Hz, na qual a resposta para pacientes com perda auditiva apresenta melhor correlação com o limiar audiométrico (MISULIS; HEAD, 2003; ZAEYEN, 2005).

**Tone Burst:** são estímulos compostos por trechos de tom puro que podem apresentar modulação em amplitude, tendo assim um menor espectro de frequência em relação ao click, permitindo estimular a cóclea em faixas mais estreitas entre 500 e 4000 Hz em crianças e adultos; apresentam limiares eletrofisiológicos compatíveis com os obtidos por audiometria tonal (SOLECKI, 1982). No entanto, são relatadas dificuldades na interpretação das ondas de resposta, principalmente em 500 Hz, onde é observada grande variabilidade de respostas e poucos indivíduos com limiares eletrofisiológicos abaixo de 70 dB<sub>NA</sub> (PINTO; MATAS, 2007).

## 3.2 Resposta auditiva em regime permanente

A resposta auditiva em regime permanente (*Auditory Steady State Response* - ASSR) é um tipo de avaliação auditiva eletrofisiológica e foi descrita inicialmente por Galambos *et al.* (1981), que empregaram estimulação por *tone burst* de 250 Hz a 5000 Hz, com taxa de apresentação de 40 estímulos por segundo e observaram a ocorrência de superposição das componentes de media latência (GALAMBOS; MAKEIG; TALMACHOFF, 1981). No entanto, as respostas apresentam redução significativa na amplitude para diferentes estados do ciclo sono-vigília e, em neonatos, devido à falta de maturação das vias auditivas (NEVES; SCHOCHAT, 2005; PETHE *et al.*, 2001). Estudos posteriores apontaram que, na faixa de 70 a 110 Hz, a ASSR não sofre a influência do ciclo sono-vigília e é pouco influenciada pela maturação das vias auditivas centrais, uma vez que as fontes geradoras estão localizadas no tronco encefálico (HERDMAN *et al.*, 2002; LINS; PICTON, 1995).

As ASSR tornaram-se atrativas devido à possibilidade de se registrar múltiplas respostas de forma simultânea, e através de métodos matemáticos, avaliá-las de forma objetiva com especificidade em frequência. Para evocar as ASSR são empregados diferentes tipos de estímulos, tais como *tone burst*, tons modulados em frequência (FM – *frequency modulation*), tons modulados em amplitude (AM), modulação em amplitude exponencial (AMN), modulação mista (em amplitude e frequência), além de ruído de banda larga e de banda estreita modulados em amplitude. Os diferentes estímulos têm como objetivo encontrar aqueles que são mais adequados em relação ao tempo de resposta, amplitude da resposta e especificidade em frequência (JOHN; DIMITRIJEVIC; PICTON, 2003; JOHN *et al.*, 1998; PICTON *et al.*, 2003). A seguir, são descritos os diferentes tipos de estímulo a serem empregados neste trabalho.

### 3.2.1 Modulação em amplitude (AM)

A modulação é a alteração de propriedades de uma onda portadora a partir de um sinal modulante. Como pode ser observado na Figura 8, na modulação em amplitude (AM) o sinal da portadora (Figura 8b) tem a sua amplitude alterada (Figura 8c) de acordo com o sinal modulante (Figura 8a). Esta alteração na amplitude no domínio do tempo corresponde, no domínio da frequência, ao surgimento de bandas laterais à frequência da portadora, espaçadas pela frequência da modulante (Figura 8c). Matematicamente a modulação de um tom em amplitude pode ser descrita pela equação:

$$s(t) = a(\sin(2\pi f_c t))(m_a(\sin(2\pi f_m t)) + 1) \quad (2)$$

Onde  $a$  é a amplitude da portadora,  $m_a$  o índice de modulação,  $f_c$  e  $f_m$  as frequências da portadora e da modulante, respectivamente. A modulação em amplitude para tons puros tem sido o tipo de estímulo mais referenciado, em virtude do seu modelo eletrofisiológico estabelecido desde 1995 (LINS; PICTON, 1995).

Tendo em vista que a membrana basilar se movimenta na frequência da portadora, deslocando os cílios das células ciliadas internas e estas geram potenciais de ação para deflexões em apenas um dos sentidos de deslocamento, Lins *et al.* (1995) descreveram o modelo de transdução coclear para ASSR utilizando AM por meio de um retificador associado a um filtro passa-baixas. Como pode ser observado na Figura 8(d), o espectro de frequência da versão retificada de um tom modulado em amplitude apresenta uma componente na frequência de modulação, portanto, a sensibilidade da cóclea em relação à frequência da portadora pode ser avaliada através desta componente (LINS; PICTON, 1995).

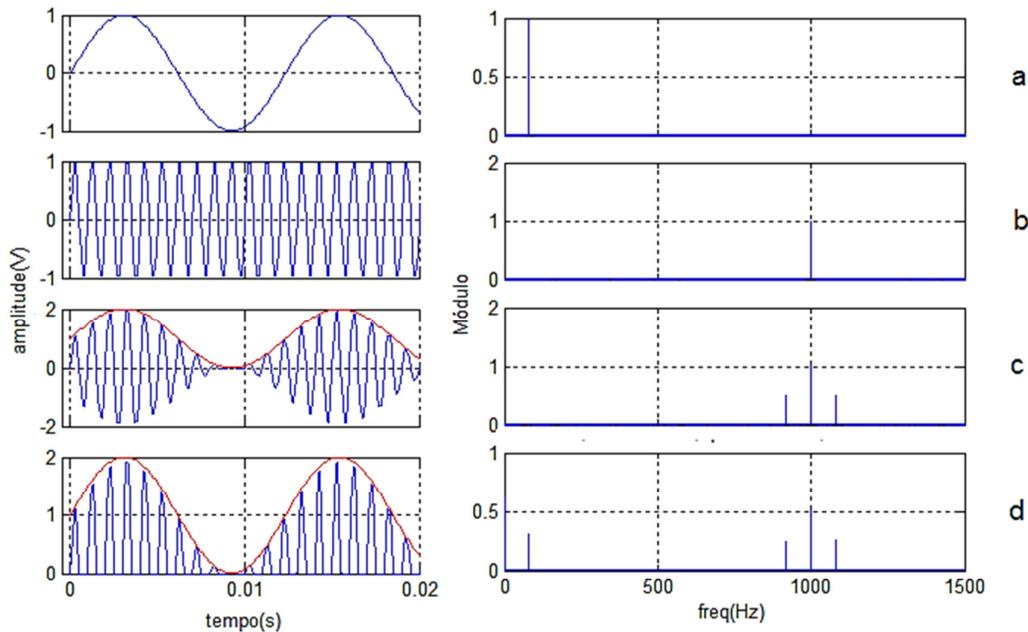


Figura 8: Representação no tempo e na frequência da modulante (a), da portadora (b), do sinal modulado em amplitude (c) e da retificação do sinal modulado (d).

A grande vantagem relacionada a este fato é a possibilidade de somar diferentes tons modulados por diferentes frequências e utilizar este sinal como estímulo, permitindo diferenciar as respostas de duas orelhas estimuladas simultaneamente. Desta forma, a ASSR possibilita a avaliação de limiares através de métodos objetivos de forma simultânea para ambas as orelhas, podendo se utilizar até oito estímulos (quatro por orelha) sem redução significativa na amplitude da resposta nas frequências individuais (LINS; PICTON, 1995). Cabe ressaltar que as frequências das portadoras devem estar afastadas por pelo menos uma oitava e as frequências modulantes por, no mínimo, 1,3 Hz (LINS; PICTON, 1995).

Neste contexto, Lins (2002) avaliou a variação no índice de modulação utilizando uma portadora de 1 kHz modulada por uma senoide de 91 Hz, observando um aumento significativo nas respostas, principalmente para índices entre 0 e 50%, o que pode ser explicado pelo aumento na energia das bandas laterais ao aumentar o índice de modulação. Na prática, o índice mais utilizado é o de 100% (JOHN *et al.*, 1998; LINS, 2002; PICTON *et al.*, 2003).

Buscando uma maior eficiência em relação ao tempo de detecção, John *et al.* (2003) utilizaram uma mesma modulante para quatro portadoras de tons diferentes (500 Hz, 1 kHz, 2 kHz e 4 kHz). Desta maneira, a resposta da cóclea em relação às diferentes áreas estimuladas poderiam ser investigadas simultaneamente, tendo como efeito um menor tempo de estimulação, porém, sem especificidade em frequência (JOHN; DIMITRIJEVIC; PICTON, 2003).

### **3.2.2 Modulação em amplitude exponencial**

A intensidade da resposta a um estímulo sonoro está ligada a dois fatores: a intensidade do estímulo, que aumentará a frequência de disparo dos neurônios e a quantidade de células ciliadas excitadas (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2002). Por conseguinte, se aumentarmos o número de componentes laterais de frequência, mais células ciliadas serão excitadas, aumentando assim a intensidade da resposta.

Com base neste aspecto fisiológico, estudos apontam para a aplicação da modulação em amplitude com envelope exponencial (CHOI; PURCELL; JOHN, 2011; JOHN; DIMITRIJEVIC; PICTON, 2003, 2002), descrevendo matematicamente tal estímulo por:

$$s(t) = a(\sin(2\pi f_c t)) \left( 2m_a \left( \left( \frac{1 + \sin(2\pi f_m t)}{2} \right)^n - 0.5 \right) + 1 \right) \quad (3)$$

sendo  $a$  a amplitude da portadora,  $m_a$  o índice de modulação,  $f_c$  a frequência da portadora,  $f_m$  a frequência modulante e  $n$  o número de pares de componentes laterais à portadora. Para  $n$  igual a 1 o sinal modulante será uma senoide, logo recaindo na equação descrita anteriormente (sinal AM).

A Figura 9a apresenta as variações no sinal modulado quando o valor de  $n$  é alterado. É possível observar que para  $n$  diferente de 1, teremos a função seno modulada por uma função exponencial  $\sin^n(\omega t)$ . Em relação ao espectro, o número de pares de componentes laterais é igual ao valor de  $n$ , sendo cada componente espaçada de  $f_m$  (Figura 9b). Na Figura 9c são apresentados apenas os primeiros 500Hz do espectro, a fim de uma melhor visualização das componentes de baixa frequência do espectro retificado, que apresenta  $n$  componentes se desconsiderada a componente em corrente contínua oriunda da retificação (JOHN; DIMITRIJEVIC; PICTON, 2002).

Pode-se observar na Figura 9c que, para  $n=1$  ou  $n=2$ , a amplitude da primeira componente lateral do estímulo não se altera. No entanto, para valores mais elevados a amplitude desta componente reduz com o aumento de  $n$ . Apesar deste fato, a resposta na frequência da modulante eleva com o aumento de  $n$ ; se compararmos à AM convencional, este acréscimo é menos significativo nas frequências intermediárias - em torno de 2 kHz (JOHN; DIMITRIJEVIC; PICTON, 2002), as quais já apresentam os melhores resultados dentre as frequências comumente utilizadas para estimulação (ZANOTELLI, 2011).

Contudo, para aplicações clínicas, sugere-se que a utilização de  $n=2$  é mais indicada, pois o aumento da energia total nas componentes laterais para valores maiores de  $n$  não é significativo, e aumenta o risco de reduzir a especificidade das respostas devido ao aumento do número de componentes laterais de amplitude reduzida (JOHN; DIMITRIJEVIC; PICTON, 2002; JOHN *et al.*, 2004).

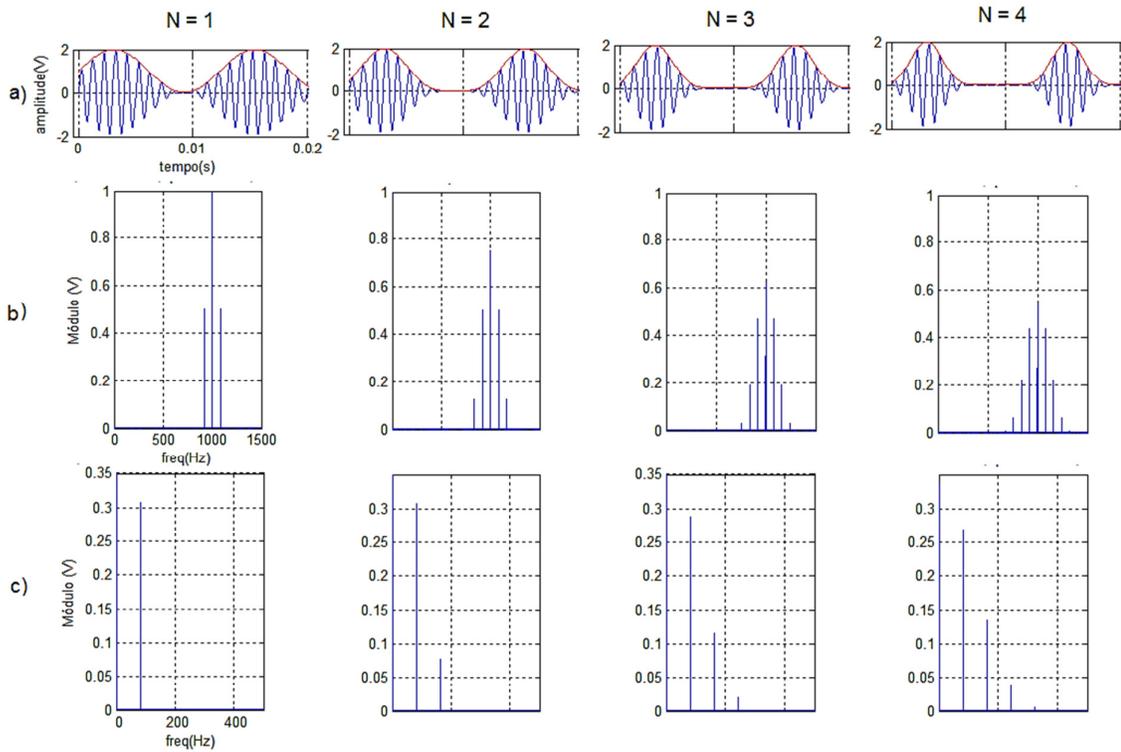


Figura 9: Representação do sinal com modulação em amplitude exponencial (a) no tempo, (b) na frequência e (c) o espectro do sinal retificado.

### 3.2.3 Modulação mista (MM)

A modulação mista (*Mixed Modulation* - MM) é a combinação da modulação AM e a modulação em frequência por uma mesma modulante, sendo tal técnica proposta por Zwicker (1962 apud JOHN *et al.*, 2001). Tal estímulo pode ser representado pela seguinte equação (JOHN *et al.*, 2001):

$$S(t) = a(m_a \sin(2\pi f_m t) + 1) + \frac{\sin\left(2\pi f_c t + \left\{\frac{m_f f_c}{2f_m} \sin\left(2\pi f_m t + \frac{\theta\pi}{180}\right)\right\}\right)}{\left(1 + \frac{m_a^2}{2}\right)^{1/2}} \quad (4)$$

Onde  $f_m$  é a frequência de modulação para ambos (frequência e amplitude) de um tom senoidal ( $f_c$ ),  $a$  é a amplitude,  $m_a$  e  $m_f$  os índices de modulação em amplitude e frequência, respectivamente e  $\theta$  a diferença de fase entre AM e FM.

A modulação mista também permite a utilização de múltiplos estímulos simultâneos em ambas as orelhas (JOHN *et al.*, 2001). Estudos apontam que tal estímulo pode proporcionar um aumento de até um terço na amplitude das respostas em relação à utilização destas modulantes separadas, sendo necessário que AM e FM

estejam em fase, ou seja, que a máxima amplitude ocorra simultaneamente com a máxima frequência (JOHN *et al.*, 2001).

Os estudos mostram que mantendo a maior frequência do tom FM alinhada à maior amplitude do tom AM, ocorrerá uma ligeira mudança no espectro para frequências altas, ao invés da simetria observada quando os dois estímulos são apresentados separadamente, mesmo assim a resposta obtida será aproximadamente a soma das duas respostas obtidas em separado (JOHN *et al.*, 2004).

Esses resultados se mantiveram em diferentes faixas etárias, como neonatos e adultos. Dessa maneira, na última década os estudos tem sugerido o uso desses estímulos para obtenção de limiares eletrofisiológicos, considerando que a especificidade em frequência é mantida (JOHN *et al.*, 2004).

### **3.2.4 Ruído como portadora**

Utilizando um tom puro como portadora, é possível combinar vários tons modulados em um único estímulo auditivo e assim inferir sobre a sensibilidade da cóclea de forma específica (LINS; PICTON, 1995). No entanto, sacrificando-se a especificidade obtida com o tom puro, se uma grande extensão da membrana for excitada simultaneamente tendo uma única portadora, a resposta deste estímulo teria amplitude suficiente para reduzir de forma significativa o tempo de teste (JOHN; DIMITRIJEVIC; PICTON, 2003). Além disso, no caso de uma portadora com característica de sinal estocástico, esta seria menos susceptível a problemas de interação harmônica com as frequências modulantes, considerando-se sua aleatoriedade (JOHN *et al.*, 1998).

A partir desta possibilidade, John *et al.* (2003) sugeriram a utilização de um ruído de banda larga como portadora, filtrando-se um ruído branco na faixa audível. O ruído foi então modulado em amplitude por um tom de baixa frequência, utilizado para avaliar a presença de resposta ao estímulo (JOHN; DIMITRIJEVIC; PICTON, 2003; JOHN *et al.*, 1998). A Figura 10 apresenta o espectro de magnitude de um ruído branco após filtragem passa-baixas de 8 kHz e uma modulação em amplitude em 80 Hz (índice de modulação de 100%).

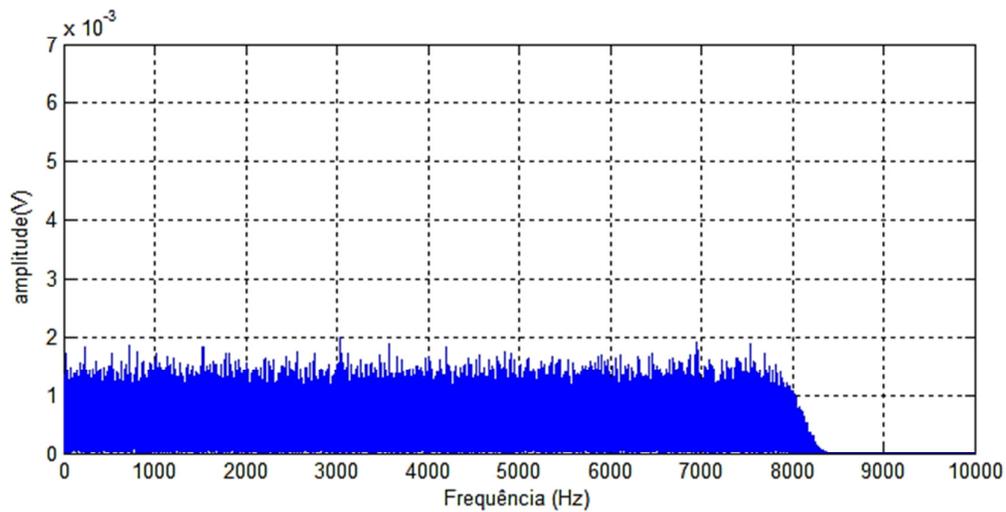


Figura 10: Espectro de magnitude do ruído banda larga modulado em amplitude.

Como o estímulo é constituído de componentes de todas as frequências de uma determinada faixa, uma grande extensão da membrana basilar será excitada, o que justificaria a grande amplitude de resposta e a significativa velocidade de identificação da mesma obtida por John *et al.* (2003). Contudo, é uma técnica que deve ser aplicada quando não há preocupação quanto à especificidade de frequência, e sim com o intuito de obter a resposta da forma o mais rapidamente possível (JOHN; DIMITRIJEVIC; PICTON, 2003), sendo relevante para as etapas iniciais de triagem auditiva.

O ruído de banda larga pode ser dividido em sub-bandas por meio de filtragem, e estas podem ser moduladas com diferentes frequências modulantes, com vistas a aumentar a especificidade. Todavia, deve-se resguardar um intervalo de uma oitava entre as portadoras devido à possibilidade de interações entre os estímulos, conforme observado por JOHN *et al.* (1998), os quais relataram que componentes de baixa frequência tendem a reforçar respostas aos tons de alta frequência, e componentes de alta frequência tendem a suprimir resposta aos tons de frequências baixas, caso este intervalo não seja respeitado (JOHN *et al.*, 1998). A Figura 11 apresenta o espectro de magnitude do ruído dividido em duas bandas, de 1 Hz a 1kHz e de 2 kHz a 8 kHz, sendo a primeira faixa modulada em 80 Hz e a segunda em 83 Hz.

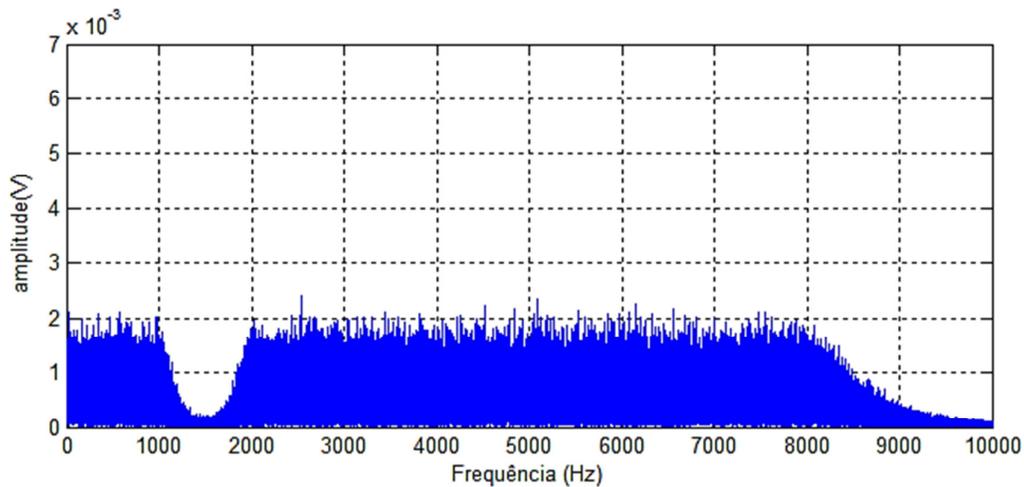


Figura 11: Espectro de magnitude do ruído de duas bandas modulado em amplitude.

### 3.3 Técnicas de Detecção Objetiva da Resposta

As técnicas de detecção objetiva da resposta (ORD) permitem inferir sobre a presença/ausência de resposta à estimulação com base em testes estatísticos com uma taxa de falsos positivos máxima previamente estabelecida através do seu nível de significância. Para aplicação de uma técnica ORD, é definida uma hipótese nula ( $H_0$ ), partindo do pressuposto que não há resposta à estimulação e estabelecendo-se um valor crítico, o qual consiste em um limiar de detecção. Considera-se que há resposta e rejeita-se  $H_0$  quando os valores obtidos excedem o valor crítico, calculado para um dado nível de significância  $\alpha$ . (KAY, 1998).

Na literatura são apresentadas diversas alternativas de técnicas ORD, cada uma com o foco em um aspecto específico do sinal (SIMPSON *et al.*, 2000). Assim, os estudos com foco nestes métodos investigam aquelas que possibilitam uma maior probabilidade de detecção com o menor tempo possível. A eficiência está relacionada à razão sinal-ruído (RSR), que por sua vez, cresce com o aumento do número de épocas de sinal EEG durante estimulação, implicando, por conseguinte no aumento do tempo de registro.

Alternativamente, estudos tem demonstrado que se pode aumentar a probabilidade de detecção, sem aumento no tempo, ao se empregar um maior número de

derivações de EEG com a aplicação de técnicas ORD multivariadas (MIRANDA DE SÁ; FELIX, 2002; ZANOTELLI, 2011).

### 3.3.1 Magnitude Quadrática da Coerência

DOBIE e WILSON (1989) propuseram a utilização da Magnitude Quadrática da Coerência (MSC - *Magnitude Squared Coherence*) para a análise de potencial evocado auditivo em regime permanente, onde são identificadas as frequências que contribuem significativamente para o potencial evocado. A MSC é baseada na coerência entre o sinal de estimulação  $y[n]$  e o sinal de EEG  $x[n]$ . Sendo o sinal de estimulação determinístico, periódico e com todas as janelas sincronizadas com o estímulo, podemos expressar a MSC matematicamente somente em função do EEG medido (DOBIE; WILSON, 1989):

$$\hat{k}^2(f) = \frac{|\sum_{i=1}^M X_i(f)|^2}{M \sum_{i=1}^M |X_i(f)|^2} \quad (5)$$

Sendo  $M$  o número de épocas do sinal de EEG e  $X_i(f)$  a Transformada Discreta de Fourier (DFT) dos  $i$ -ésimos trechos. Quanto maior a magnitude quadrática da coerência entre a estimulação e a resposta do sistema mais próxima de 1 será essa razão (DOBIE; WILSON, 1989).

Para  $M$  épocas independentes de um sinal gaussiano de média zero (EEG espontâneo), o valor crítico de  $\hat{k}^2(f)$ , para o nível de significância  $\alpha$  pode ser obtido analiticamente por (DOBIE; WILSON, 1993; MIRANDA DE SÁ; INFANTOSI, 2007):

$$\hat{k}_{crit}^2(f) = 1 - \alpha^{\frac{1}{M-1}} \quad (6)$$

Uma taxa de falsos positivos  $\alpha$  é esperada mesmo na ausência de estímulo (DOBIE; WILSON, 1993).

### 3.3.2 Medida de Sincronismo de Componentes (CSM)

A medida de sincronismo de componentes (CSM - *Component Synchrony Measure*) é uma técnica ORD aplicada no domínio da frequência que mede a consistência de fase de cada componente espectral, podendo ser estimada por (DOBIE; WILSON, 1994):

$$\hat{\rho}^2(f) = \left( \frac{1}{M} \sum_{i=1}^M \cos \theta_i(f) \right)^2 + \left( \frac{1}{M} \sum_{i=1}^M \sin \theta_i(f) \right)^2 \quad (7)$$

onde  $\theta_i(f)$  é a fase da  $i$ -ésima época da componente espectral  $f$ . A Hipótese Nula, neste caso, é determinada partindo-se do pressuposto de que a fase esteja aleatoriamente distribuída entre 0 e  $2\pi$ , fazendo a média dos senos e cossenos tender a zero. Em contrapartida, se houver sincronismo entre as componentes, a soma dos quadrados das médias de seno e cosseno tenderá para 1 (DOBIE; WILSON, 1994).

Pode-se demonstrar que a estimativa da CSM para a hipótese nula de ausência de resposta tende assintoticamente para uma distribuição qui-quadrada com 2 graus de liberdade ( $\chi_2^2$ ), cujo valor crítico é determinado para um nível de significância  $\alpha$  e varia de acordo com a quantidade de trechos ( $M$ ) (SIMPSON *et al.*, 2000), sendo matematicamente descrita por:

$$\rho_{crit}^2 = \frac{\chi_{2crit,\alpha}^2}{2M} \quad (8)$$

### 3.3.3 Detector de Rice (RD)

O detector de Rice (RD - *Rice Detector*) avalia a presença de resposta através da Transformada de Fourier dos  $M$  trechos de EEG  $X_i(f)$  sendo calculado por (FARINA *et al.*, 2013):

$$\hat{r}_m = \frac{1}{M} \left[ \left( \sum_{i=1}^M \text{Re}(X_i(f)) \right)^2 + \left( \sum_{i=1}^M \text{Im}(X_i(f)) \right)^2 \right]^{1/2} \quad (9)$$

Onde  $\text{Re}(X_i(f))$  é a parte real e  $\text{Im}(X_i(f))$  a parte imaginária da Transformada Discreta de Fourier da  $i$ -ésima época para a frequência  $f$ .

O valor crítico de  $\hat{r}_m$  para um nível de significância  $\alpha$  é calculado em sua forma analítica por:

$$\hat{r}_{m_{crit}} = \left( \frac{2\sigma^2 \ln\left(\frac{1}{\alpha}\right)}{M} \right)^{1/2} \quad (10)$$

Sabendo que este valor depende da variância  $\sigma$  do sinal, e não é possível determiná-lo *a priori*, a estatística de interesse foi redefinida para (FARINA *et al.*, 2013):

$$\hat{\xi} = \frac{\hat{r}_m}{\sigma} \quad (11)$$

Desta forma, o valor crítico passa a depender apenas do valor de significância  $\alpha$  e do número de trechos  $M$ .

$$\hat{\xi}_{crit} = \left( \frac{2 \ln\left(\frac{1}{\alpha}\right)}{M} \right)^{1/2} \quad (12)$$

De forma similar às outras técnicas, a detecção é obtida quando as estimativas ultrapassam o valor crítico ( $\hat{\xi} > \hat{\xi}_{crit}$ ).

## CAPÍTULO 4 - Materiais e Métodos

Este capítulo descreve tanto a implementação de estímulos a serem empregados, quanto a aquisição e o processamento de sinais EEG para detecção das ASSR.

### 4.1 Geração do Estímulo Auditivo

Neste trabalho foi utilizado o “*Audiostim*”, sistema de geração de estímulos auditivos e de coleta de sinais de EEG desenvolvido pelo Núcleo de Estudos e Pesquisas em Engenharia Biomédica NEPEB/UFMG (ROMÃO, 2009). Este sistema foi concebido de forma modular, de modo que novos estímulos possam ser implementados e incorporados. O módulo de geração de estímulos é constituído por uma unidade de controle, com base na plataforma de desenvolvimento ADSP-BF533 EzKit Lite da *Analog Devices*, que recebe os dados de configuração via *software* através da interface de comunicação RS-232 (ROMÃO, 2009).

O *Audiostim* foi desenvolvido para a geração de diversos tipos de estímulos auditivos, no entanto, este trabalho propõe a utilização de ruídos limitados em banda e modulados em amplitude (JOHN; DIMITRIJEVIC; PICTON, 2003), estímulos não existentes originalmente no *Audiostim*. Portanto, os mesmos foram implementados e algumas alterações no *firmware* do equipamento foram realizadas.

O código foi desenvolvido em linguagem C e organizado em três blocos: geração de um ruído branco aleatório, filtragem e modulação. O sistema foi projetado para que os ruídos fossem gerados e filtrados dinamicamente. As senóides utilizadas na modulação foram calculadas apenas uma vez no início do processo e armazenadas em uma tabela de dados. Os ruídos filtrados foram então multiplicados pela senóide armazenada, gerando o ruído modulado.

A Figura 12 apresenta o ruído branco implementado, capturado e armazenado com auxílio do osciloscópio e posteriormente analisado com o *software* Matlab. Como se pode observar no gráfico inferior da Figura 12, a distribuição do ruído se aproxima de uma distribuição uniforme (i.e., apresenta a mesma probabilidade para toda a faixa de frequência). Além disso, sua amplitude varia entre +1 e -1 (Figura 12), como proposto por John *et al.* (2003). A Figura 13 apresenta o histograma da amplitude.

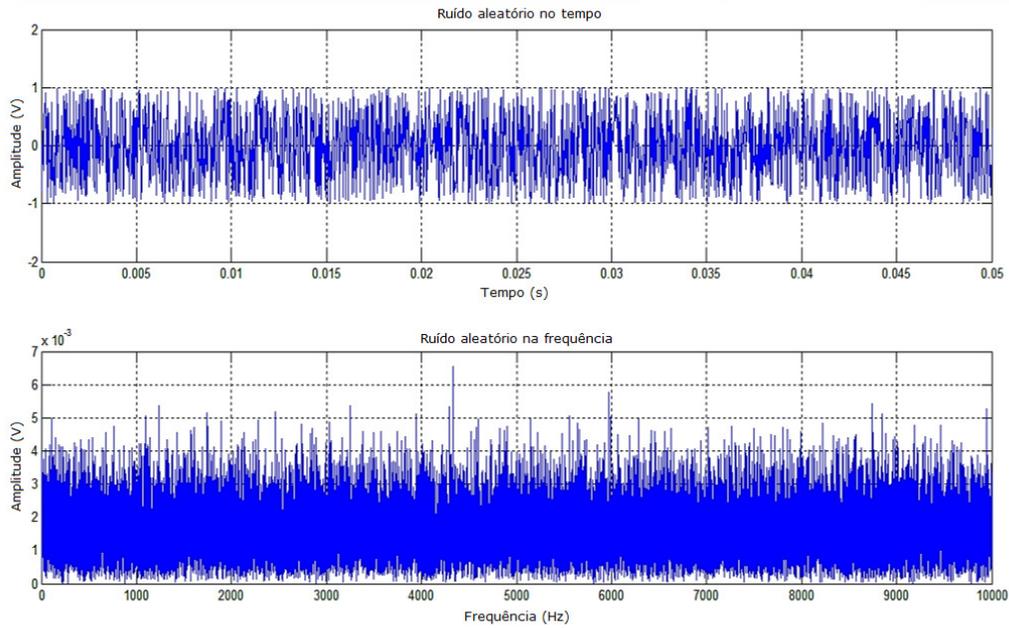


Figura 12: Ruído gerado pelo "Audiostim" e analisado em Matlab.

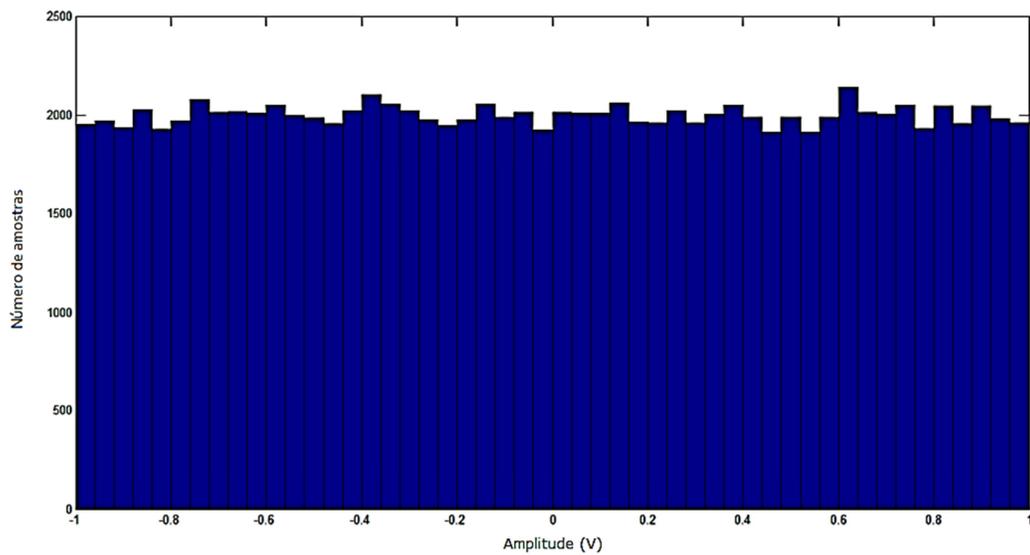


Figura 13: Histograma da amplitude para o ruído branco gerado com valores variando de -1 a +1.

#### 4.1.1 Cálculo e Escolha dos Filtros

Para as aplicações desejadas se fez necessário o desenvolvimento de quatro estímulos que utilizam o ruído branco como portadora. Desta forma, foram gerados três tipos de ruídos a partir da filtragem do sinal original: i) ruído passa-baixas: aplicou-se

um filtro digital Chebyshev I de ordem 5 com frequência de corte em 1 kHz; ii) ruído banda larga (RBL): foi utilizado um filtro passa-baixas Chebyshev I de ordem 10 e corte em 8 kHz; iii) ruído de banda estreita: obtido a partir de um filtro passa-faixa Chebyshev II de ordem 10 para a banda de 2kHz a 8kHz. Assim foram obtidos os quatro estímulos: a) Ruído de banda grave (RBG); b) Ruído banda larga (RBL); c) Ruído de banda aguda (RBA) e d) Ruído de duas banda (RDB) (através da soma de i e iii). A escolha das faixas de frequência teve como base o trabalho de John *et al.* (2003).

A primeira parte do desenvolvimento destes estímulos foi realizada simulando-os no Matlab para escolher filtros digitais com faixa de transição estreita, e que não resultasse em tempo de cálculo muito elevado, pois os estímulos deveriam ser gerados dinamicamente, garantindo que haveria tempo suficiente para os cálculos e a apresentação no canal de saída. Com este intuito, foram utilizadas as funções do Matlab para construção de filtros IIR (*Infinite Impulse Response*).

Algumas limitações para escolha do filtro, tais como velocidade de processamento e número das casas decimais dos coeficientes, foram observadas ao aplicá-los em *firmware*. Por se tratar de filtro recursivo, o filtro IIR é dependente das  $N$  entradas e  $M$  saídas anteriores que devem ser armazenadas na memória e utilizadas para o cálculo da saída atual. O comportamento deste filtro, em tempo discreto, pode ser representado pela seguinte equação de diferenças:

$$y[n] = \sum_{k=0}^{N-1} b_k * x[n - k] - \sum_{m=1}^{N-1} a_m * y[n - m] \quad (13)$$

sendo  $N-1$  a ordem do filtro,  $b_k$  e  $a_m$  os coeficientes,  $x[n]$  a entrada atual e  $y[n]$  a saída atual. Desta maneira são necessárias várias iterações para que se obtenha a saída desejada, sendo este número de iterações proporcional à ordem do filtro, a qual fica limitada pela capacidade de processamento do DSP.

Além disso, DSP, ao utilizar ponto flutuante, não permitia realizar os cálculos em tempo hábil. Sendo assim, para aumentar a performance do DSP em operações matemáticas se fez necessária a utilização de dados com ponto fixo, através de um tipo de representação numérica da plataforma de desenvolvimento VisualDSP++ 5.0, o *fract32*. No entanto, este recurso limitou o número de casas decimais que poderiam ser

utilizadas para os coeficientes. Em termos práticos, impossibilitou a utilização do Butterworth, que foi utilizado por John *et al.* (2003). Por isso foram utilizados os filtros Chebyshev tipo I e tipo II. A resposta de frequência dos filtros construídos, utilizando o número de casas decimais suportadas pelo DSP, podem ser observados na Figura 14.

Por fim, além da implementação dos estímulos, para a geração dos ruídos limitados em banda foi realizada alteração do *firmware* do *Audiostim*, uma vez que nenhum outro estímulo era gerado em tempo real.

Os espectros dos sinais gerados foram obtidos através de um osciloscópio, sendo apresentados para o ruído de banda larga (RBL), o ruído de duas bandas (RDB), o ruído de banda grave (RBG) e o ruído da banda aguda (RBA), respectivamente, nas Figuras de 15 a 18.

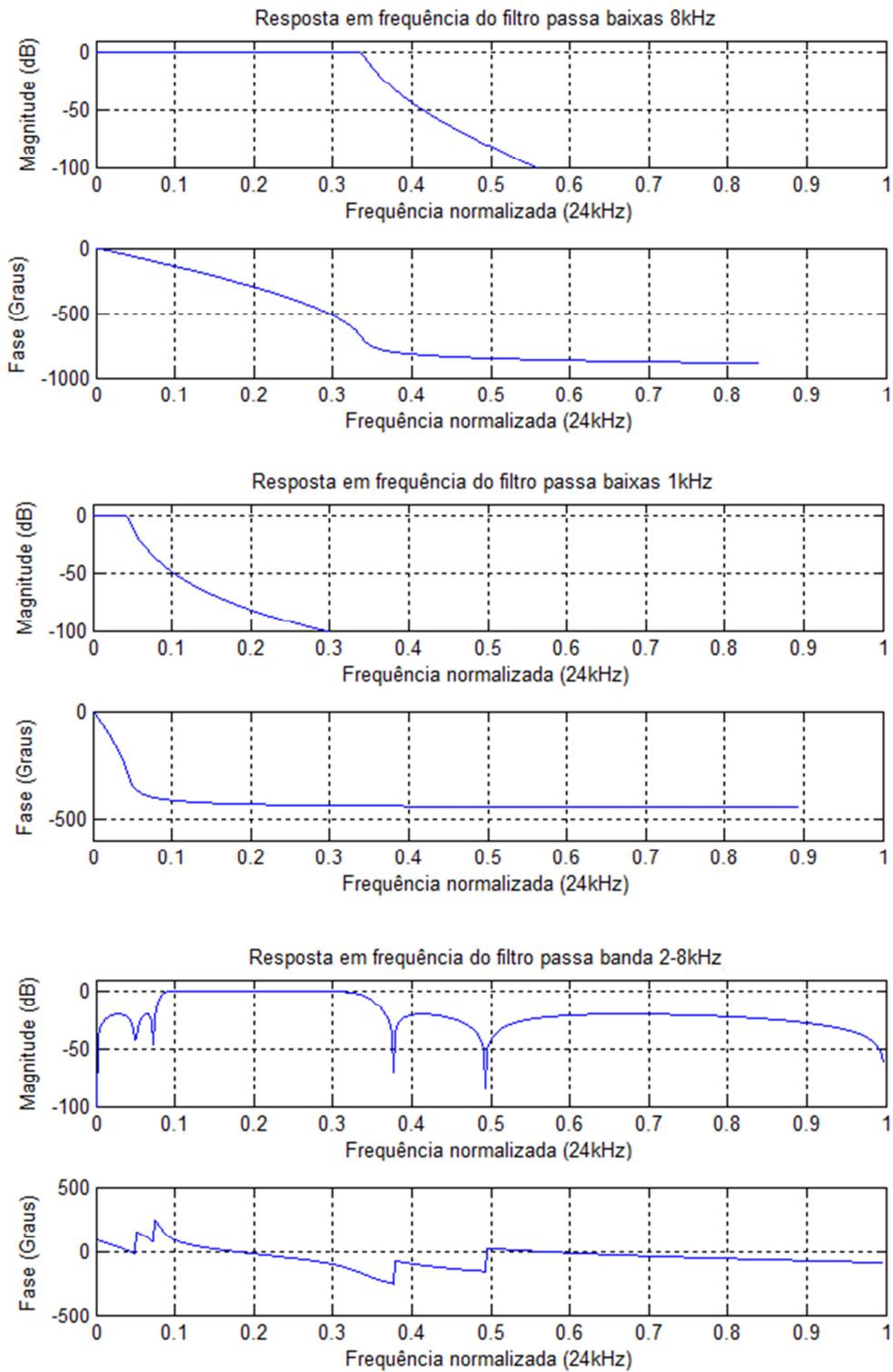


Figura 14: Diagrama de Bode para os filtros construídos.

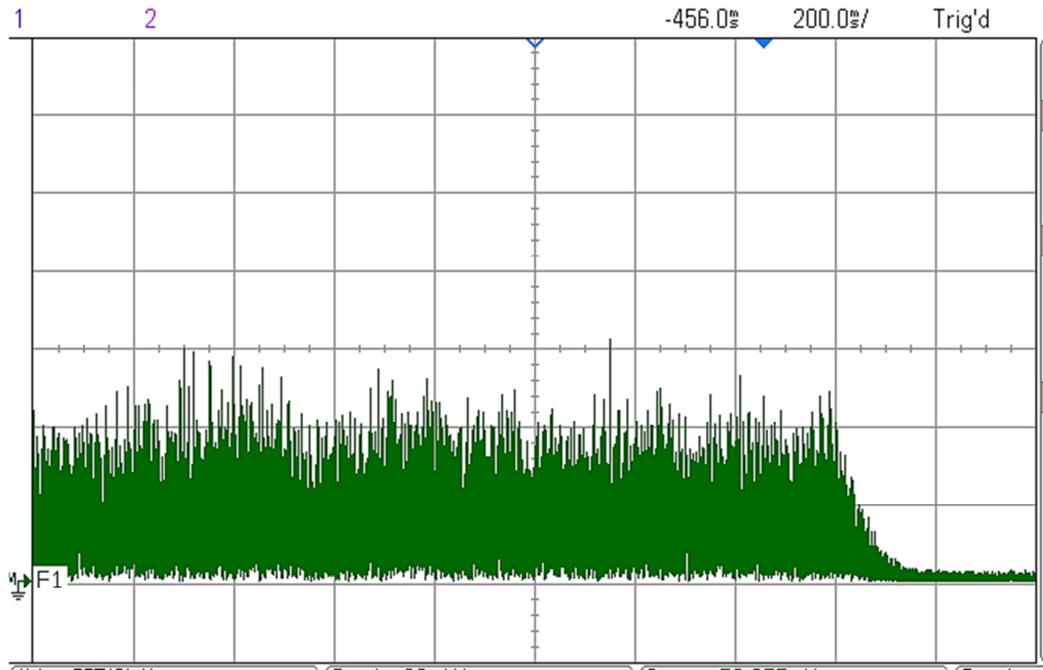
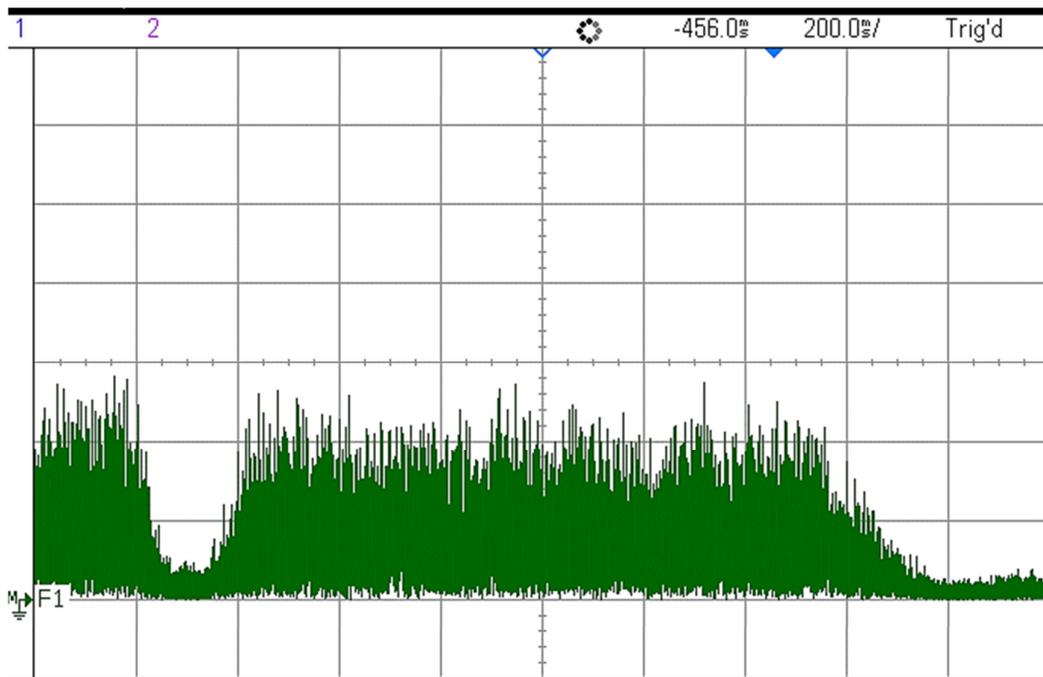


Figura 15: Espectro de Magnitude do ruído de banda larga medido com osciloscópio.  
Escala Vertical: 2mV; Escala Horizontal: 1kHz.



Menu 1Canal

Figura 16: Espectro de Magnitude do ruído de duas bandas medido com osciloscópio.  
Escala Vertical: 2mV; Escala Horizontal: 1kHz.

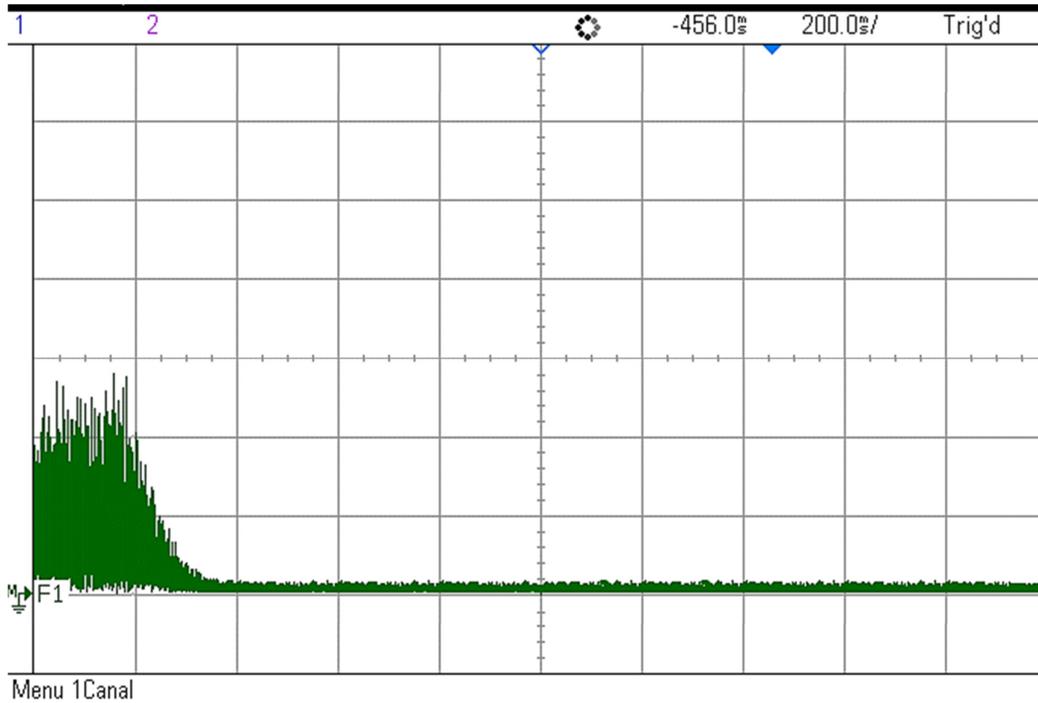


Figura 17: Espectro de Magnitude do ruído de banda grave medido com osciloscópio.  
Escala Vertical: 2mV; Escala Horizontal: 1kHz.

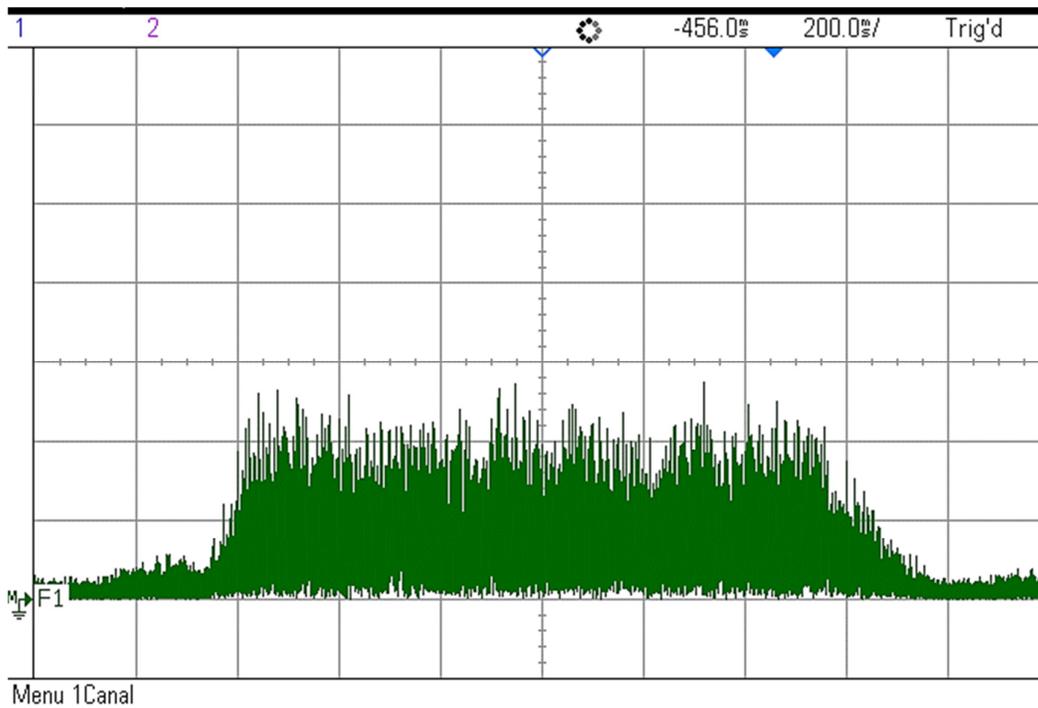


Figura 18: Espectro de Magnitude do ruído de banda aguda medido com osciloscópio.  
Escala Vertical: 2mV; Escala Horizontal: 1kHz.

#### 4.1.2 Escolha das Modulantes e Espalhamento Espectral

Para atender às especificações propostas por Lins *et al.* (1995), as frequências modulantes deveriam estar compreendidas entre 70 e 110Hz e separadas entre si por pelo menos 1,3Hz, evitando assim interferências inter-estímulos. As modulantes foram escolhidas de acordo com o trabalho de John *et al.* (1998) e suas frequências ajustadas para conter um número inteiro de ciclos em cada janela, visando evitar espalhamento espectral.

Em *firmware*, as modulantes foram armazenadas por meio de tabelas de dados que são lidas ciclicamente e apresentados na saída de áudio de forma dinâmica. Sabendo que a taxa do conversor digital-para-analógico é de 48kHz e que os dados são separados em janelas de 1024 amostras, a tabela foi gerada para que cada ciclo tivesse a duração de exatamente 1,024 segundos (49152 amostras), garantindo, desta maneira, o sincronismo entre as épocas.

A Tabela 1 apresenta o valor nominal das modulantes correspondentes a cada uma das portadoras, bem como o valor real após o ajuste descrito.

Tabela 1: Frequências modulantes para cada estímulo.

<b>Portadora</b>	<b>Orelha</b>	<b>Modulante</b>	<b>Modulante corrigida</b>
500Hz	Esquerda	80	80,08
	Direita	78	78,12
1000Hz	Esquerda	85	84,96
	Direita	87	86,91
2000Hz	Esquerda	90	89,84
	Direita	99	98,63
4000Hz	Esquerda	95	94,73
	Direita	92	91,79
RBG	Esquerda	81	81,05
	Direita	87	86,91
RBA e RBL	Esquerda	95	94,73
	Direita	104	104,49

O índice de modulação utilizado em todos os estímulos foi de 100%, com base no trabalho de Lins (2002), que observou um aumento significativo da resposta com o aumento do índice de modulação até este valor, sugerindo que há uma diminuição na amplitude da componente que é responsável pela ativação da membrana basilar na frequência onde se procura a resposta (LINS, 2002).

### **4.1.3 Verificação e Ajuste de Intensidade Sonora**

O *hardware* do *Audiostim* se baseia na plataforma de desenvolvimento EZ-Kit para Blackfin 533 que contém o chip AD1836. Este Codec de áudio possui um conversor DA de 10 bits que trabalha a uma taxa de 48.000 amostras por segundo, suportando até seis canais de saída.

Assim, o DSP (*Digital Signal Processor*), configurado pelo *software* de interface com o usuário, fornece o sinal de estímulo para o conversor DA que, por sua vez, tem um controle de ganho de saída. Desta forma, dois parâmetros são necessários para determinar a intensidade do sinal de saída, o fator de multiplicação para amplitude da portadora e o valor do ganho fornecido pelo CODEC. Deve-se ressaltar que é necessário um cuidado especial para que o sinal fornecido pelo DSP não sature a entrada do conversor e para que a tensão máxima de saída do CODEC (1,4V<sub>pico</sub>) não seja atingida.

A verificação da intensidade sonora produzida foi realizada utilizando o medidor de nível sonoro modelo 2250, com o acoplador DB0138 e a orelha artificial modelo 4152, todos equipamentos da Brüel & Kjær.

Os ruídos foram gerados para que todas as frequências da faixa de interesse tivessem a mesma intensidade. Entretanto, o fone empregado neste trabalho (5A) não apresenta resposta de magnitude linear (E-A-R AUDITORY SYSTEMS, 2014). Assim, o sinal sonoro para o ruído é atenuado em algumas frequências.

Para os estímulos de tom puro modulado foi realizado um ajuste individual na intensidade das portadoras para compensar a variação na função de transferência do transdutor. Desta forma, cada uma das portadoras apresenta aproximadamente o valor de intensidade escolhido na interface com o usuário, ou seja, se for selecionada a intensidade de 45dB<sub>SPL</sub>, cada uma das quatro portadoras constituintes do estímulo terá esta intensidade. Como o sinal de estimulação é composto por quatro portadoras, a

intensidade do estímulo é a soma destas quatro intensidades, portanto o estímulo composto apresenta cerca de 6 dB acima do selecionado no *software*.

Nas normas de calibração para ruídos estão previstos apenas estímulos de faixa bem mais estreita que as utilizadas neste trabalho, além de serem não modulados (Norma ISO 8253-2). Assim, neste trabalho, a calibração dos ruídos modulados baseou-se no valor RMS em  $\text{dB}_{\text{SPL}}$ .

## 4.2 Aquisição de Sinais de EEG

Este trabalho foi aprovado no Comitê de Ética em pesquisa da UFMG sob o parecer nº 0369.0.203.000-10. Os estímulos auditivos foram apresentados através do fone de inserção E-A-RTone 5A (Figura 19).



Figura 19: Fone de inserção 5A E-A-RTONE (E-A-RTONE, 2014).

### 4.2.1 Indivíduos

Participaram do experimento 19 indivíduos adultos, com média de idade de  $26,45 \pm 3,9$  anos, sendo 7 do sexo feminino, totalizando 38 orelhas. Os participantes preencheram um termo de consentimento livre e esclarecido (TCLE- anexo) desta forma, estando cientes do procedimento e do caráter voluntário na participação da pesquisa.

Todos os voluntários passaram por um procedimento de inspeção visual do meato acústico externo através do otoscópio HEINE mini 2000 com o intuito de verificar alguma anormalidade que pudesse impedir a realização dos demais procedimentos, caso constatada alguma alteração o indivíduo seria encaminhado para avaliação e conduta otorrinolaringológica e excluído da casuística. Após a inspeção, os

voluntários foram submetidos a uma avaliação tonal limiar através do audiômetro Miracle HF da marca 3J® (padrão de calibração ANSI S3.6/ISO 389), realizada em uma cabina com tratamento acústico.

Na audiometria foram apresentados tons puros na faixa de 250Hz a 8kHz, onde o indivíduo foi instruído a pressionar a pêra de resposta caso ouvisse o estímulo, a fim de verificar a acuidade auditiva dos participantes para as frequências testadas. No procedimento o tom foi apresentado monoaural com intensidade inicial de 40 dB<sub>NA</sub> utilizando a técnica descendente-ascendente (passos descendentes de 10 dB<sub>NA</sub> e ascendentes de 5 dB<sub>NA</sub>). Considerou-se o limiar a menor intensidade que o indivíduo respondeu em 50% das vezes. A Tabela 2 apresenta o limiar médio em dB<sub>NA</sub> para as frequências testadas em cada orelha, além do desvio padrão.

Tabela 2: Audiometria tonal dos indivíduos

Orelha Direita						
Frequência (Hz)	250	500	1000	2000	4000	8000
Média	17,1	14,1	9,4	11,8	2,1	5,0
Desvio padrão	6,1	5,9	4,6	5,0	4,4	5,0
Orelha Esquerda						
Frequência (Hz)	250	500	1000	2000	4000	8000
Média	15,6	12,9	10	10,3	1,8	3,8
Desvio padrão	5,8	5,6	5,0	7,0	3,0	5,7

#### 4.2.2 Local de Coleta e Colocação dos Eletrodos

As coletas de sinais foram realizadas no Núcleo de Estudos e Pesquisas em Engenharia Biomédica (NEPEB/UFMG) em uma cabine com ruído reduzido, sendo o mesmo monitorado com o uso de decibelímetro de acordo com a recomendação do fabricante do fone de ouvido. Os indivíduos foram posicionados em decúbito dorsal com a cabeça apoiada em um travesseiro e instruídos a permanecer relaxados e de olhos fechados, e se possível, em sono natural.

Foram utilizados, para a coleta, eletrodos de disco de prata/cloreto de prata nas derivações Fpz (terra), Cz (eletrodo de registro) e A1 em curto-circuito com A2 (referência) por meio de um *jumper*.

### 4.2.3 Sistema de Bioamplificação e Pré-processamento

O bioamplificador utilizado foi o QP511 da Grass Technologies (Figura 20). O equipamento permite um ganho de 5.000 à 50.000 vezes, permitindo ainda ajustar filtros analógicos (passa alta, passa baixa e *notch* de 60Hz).



Figura 20: Bioamplificador QP511 (GRASS TECHNOLOGIES, 2014).

Em cada canal do equipamento são disponibilizadas três entradas, duas para o amplificador diferencial e outra para o eletrodo de terra.

O ganho utilizado em todas as coletas foi de 50.000 vezes para permitir a digitalização dos sinais de EEG coletados que são naturalmente da ordem de pouco mais de uma dezena de microvolts. Foi empregado um filtro passa-alta em 30 Hz. O filtro passa-alta foi ajustado para 30 Hz, considerando-se que as respostas são identificadas nas frequências modulantes e a mais baixa usada neste trabalho foi  $f_m = 78$  Hz. O filtro passa-baixa foi ajustado para a frequência de 300 Hz, sendo a maior frequência de interesse 105 Hz. Assim, este filtro atenua as interferências de alta frequência e trabalha como filtro *aliasing*.

Após a bioamplificação o sinal foi enviado para o DSP e amostrado a uma taxa de 1000 pontos por segundo, com resolução de 16bits. Além disso, foi adicionado um sinal de *trigger*, utilizado para posterior segmentação dos sinais EEG, os quais foram amostrados e enviados via RS232 para o computador e armazenados em disco rígido.

#### 4.2.4 Protocolo de estimulação

Os cinco estímulos foram apresentados de forma aleatória para os indivíduos, sendo utilizadas três intensidades (55, 45 e 25 dB<sub>SPL</sub>) de forma descendente. A estimulação foi binaural com duração de 5 minutos para cada intensidade, sendo este tempo definido considerando que a aplicação pretendida é em triagem auditiva infantil, portanto, a agilidade na obtenção de resultados é um fator determinante para sua aplicabilidade. Os estímulos utilizados foram:

- Ruído banda larga (RBL): ruído branco filtrado com passa-baixa de 8kHz modulado em amplitude com  $f_m = 94,73$  Hz para orelha esquerda (OE) e 104,49 Hz para orelha direita (OD);
- Ruído banda grave (RBG): ruído branco filtrado com passa-baixa de 1 kHz modulado em amplitude com  $f_m = 81,05$  Hz para OE e 86,91 Hz para OD;
- Ruído banda aguda (RBA): ruído branco filtrado com passa-faixa de 2 a 8 kHz modulado em amplitude com  $f_m = 94,73$  Hz para OE e 104,49 Hz para OD.
- Ruído duas bandas (RDB): ruído branco filtrado com passa-baixa de 1 kHz (RDB-grave) e com passa-faixa de 2 a 8 kHz modulado (RDB-agudo) em amplitude com  $f_m = 86,91$  Hz para OD e 81,05 Hz para OE e a 104,49 Hz para OD e 94,73 Hz para OE para as respectivas faixas de frequência.
- Múltiplos tons modulados em amplitude: portadoras de 500, 1000, 2000 e 4000 Hz modulados em amplitude, respectivamente, por modulantes de 78,12Hz; 83 Hz; 86,91Hz; 98,63Hz; 91,79Hz para OD, e 80,08Hz; 84,96Hz; 89,84Hz; 94,73Hz para OE.

### 4.3 Processamento

O processamento foi realizado *offline* utilizando o *software* Matlab. O primeiro passo do processamento identifica o *trigger*, segmentando-se o sinal em épocas de 2048 amostras (2,048 segundos).

#### 4.3.1 Rejeição de artefatos

As épocas de EEG são analisadas com o intuito de se retirar aquelas com elevado nível de ruído e que poderiam comprometer a identificação de resposta ao estímulo, que depende da informação de sincronismo de fase da mesma. Assim, foram descartadas épocas que continham mais de 5% de amostras consecutivas ou mais de

10% das amostras totais com valores acima do limiar de  $8\mu\text{V}$  definido experimentalmente.

### **4.3.2 Aplicação das técnicas ORD**

Foram aplicadas três técnicas ORD, MSC, CSM e DR, estimadas respectivamente por meio das expressões (5), (7) e (9). Os valores críticos foram calculados usando as expressões (6), (8) e (12) para um nível de significância  $\alpha$  de 5%. Foi considerada detecção positiva da resposta quando dez estimativas consecutivas ultrapassasse o respectivo valor crítico, registrando-se também o tempo de detecção.

### **4.3.3 Análise estatística**

As taxas de detecção para diferentes técnicas e diferentes estímulos foram comparadas usando-se o Teste de Friedman (nível de significância de 5%), seguido de análise *post hoc* de Tukey-Kramer para avaliar a ocorrência de diferenças estatisticamente significativas. O mesmo teste foi aplicado para a comparação entre as medianas dos tempos de detecção.

## CAPÍTULO 5 - Resultados

Neste capítulo serão apresentados os resultados das análises realizadas, organizados em duas seções. Na primeira são comparadas as taxas de detecção entre as técnicas de processamento utilizadas e entre os estímulos propostos nas três intensidades (25, 45 e 55dB<sub>SPL</sub>). Na segunda, é apresentada a comparação entre os tempos de detecção, também para diferentes estímulos, técnicas e para as três intensidades.

### 5.1 Análise comparativa da taxa de detecção entre técnicas e estímulos

A Figura 21 apresenta a comparação entre os percentuais de detecção das três técnicas utilizadas – MSC, CSM e DR – para cada um dos cinco estímulos na intensidade de 25 dB<sub>SPL</sub>, sendo que o AM é composto por quatro frequências para cada orelha e o RDB por duas faixas de frequências analisadas separadamente RDB-grave (1-1000 Hz) e RDB-aguda (2000-8000 Hz).

A primeira análise comparativa realizada foi entre as técnicas, onde o DR apresentou resultados inferiores às demais para todos os estímulos, com uma taxa de detecção máxima de 50% e média 20,5%. A CSM foi ligeiramente melhor que a MSC, chegando a 73,7% (percentual médio de 43,7%) de detecção enquanto a MSC obteve um máximo de 63,2% (média= 39,5%). O teste de multicomparação (Friedman com *post hoc* de Tukey-Kramer) apontou desempenho estatisticamente inferior para o DR em relação à MSC e à CSM quando todos os estímulos são considerados, não mostrando diferenças para estas duas últimas técnicas. Foi realizado outro teste estatístico utilizando apenas os três estímulos que obtiveram os melhores resultados (RBL, RBA e RDB-aguda), para o qual as técnicas não diferiram estatisticamente.

Analisando o desempenho dos estímulos, taxa superior a 50% foi atingida apenas para AM4000 e RBA, RBL e RDB-aguda. A maior taxa de detecção foi para RBA para as três técnicas (73,7% - CSM, 63,2% - MSC e 50% - DR) e em segundo para RDB-aguda (63,2% - CSM, 55,3% - MSC e 34,2% - DR). O teste de Friedman seguido da análise *post hoc* indicou diferença estatisticamente significativa somente para o desempenho de RBA em relação ao AM1000 e ao RDB-grave.

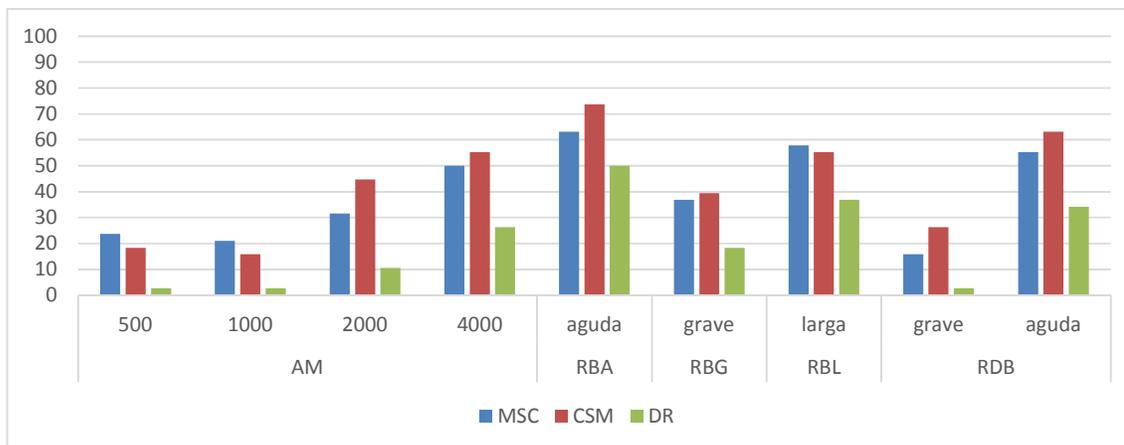


Figura 21: Percentual de detecção para a intensidade de 25dB<sub>SPL</sub>.

A comparação entre taxas de detecção para intensidade de 45dB<sub>SPL</sub> é apresentada na Figura 22. A CSM e a MSC apresentaram mais de 60% de detecção para todos os estímulos, exceto para o RDB-grave e AM500, enquanto o DR registrou valores abaixo de 50% para AM (500, 1000, e 2000 Hz) e RDB-grave. A maior taxa apresentada pelas técnicas foi de 97,4% para MSC (RDB-aguda), 94,7% para CSM (RBA e RBL) e 92,1% para o DR (RDB-aguda). Na média, a CSM e a MSC apresentaram resultados similares sendo 76,3% e 76,0% respectivamente, e apenas 59,4% para DR. Desta forma, o teste de multicomparação indicou novamente desempenho significativamente menor para DR em relação à CSM e MSC utilizando todos os estímulos, mas não houve nenhuma diferença estatística utilizando apenas os três melhores.

Os estímulos RBA, RBL e RDB-agudo apresentaram os melhores resultados com taxas similares para todas as técnicas. O teste estatístico apontou diferença significativa apenas entre o RDB-grave e o RDB-agudo.

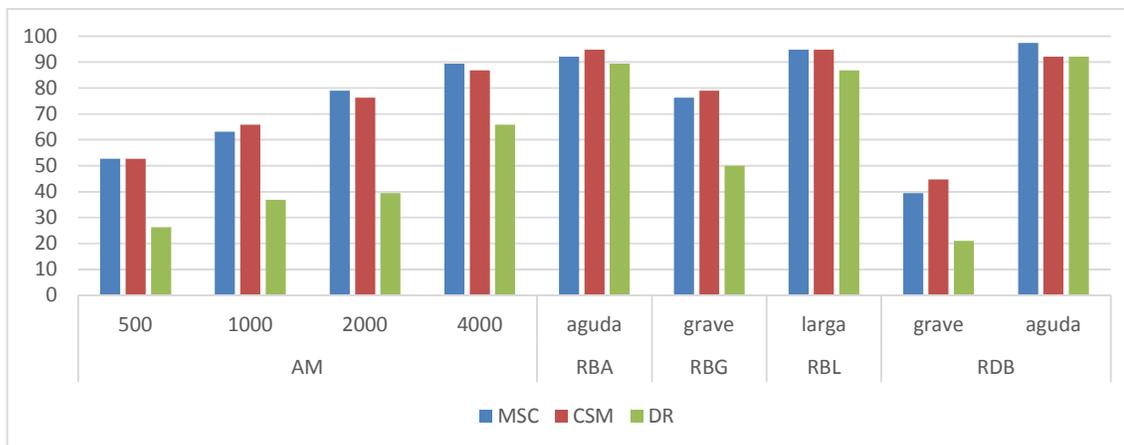


Figura 22: Percentual de detecção para a intensidade de 45dB<sub>SPL</sub>

Como o registro com estímulo na intensidade de 55dB<sub>SPL</sub> foi realizado apenas para 10 indivíduos, para as taxas de detecção representadas na Figura 23 tem-se apenas 20 orelhas. CSM, MSC e DR apresentaram taxa de detecção média de 83,3; 84,4 e 71,1%, respectivamente. CSM e MSC obtiveram 100% de detecção para RBL. A maior taxa do DR foi de 90,0% para o RBL e RBA. Assim como nas demais intensidades, o teste estatístico de Friedman apontou desempenho estatisticamente inferior para DR quando comparado com MSC e CSM quando utilizados todos os estímulos.

Considerando a análise entre os estímulos, o RBA apresentou taxas elevadas de detecção (95% - CSM e MSC; 90% - DR), seguido pelos AM-4000, AM-500 e RDB-agudo, todos com média superior a 85% de detecção. Porém, foi RBL que apresentou as maiores taxas de detecção para todas as três técnicas (100% - CSM e MSC, 90,0% - DR) e RBD-grave teve os menores níveis também para todas as técnicas (50% - CSM; 55% - MSC e 25% - DR). O teste de multicomparação apontou diferença estatística apenas entre estes dois estímulos.

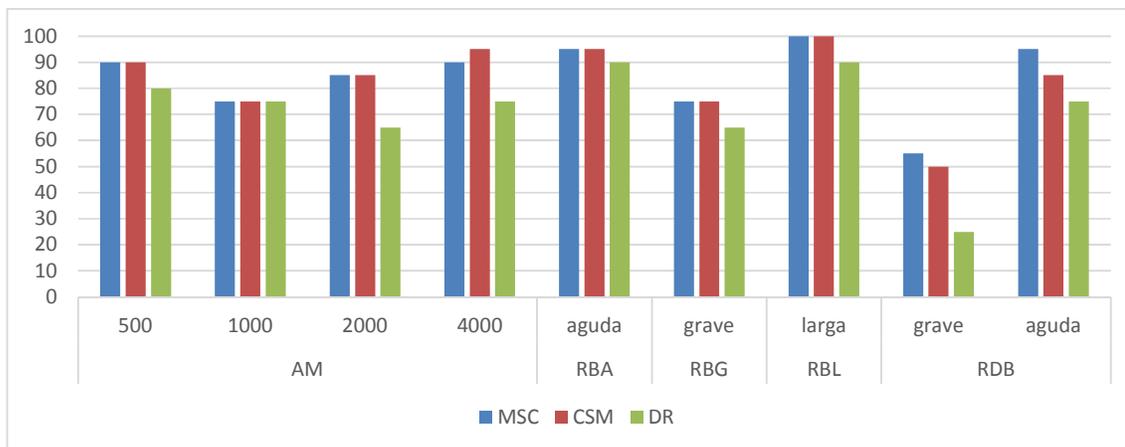


Figura 23: Percentual de detecção para a intensidade de 55dB<sub>SPL</sub>

## 5.2 Análise comparativa do tempo de detecção entre técnicas e estímulos

A Figura 24 descreve a variação do tempo de detecção entre os estímulos para todas as técnicas na intensidade de 25dB<sub>SPL</sub>. Cabe salientar que os tempos de detecção foram calculados para diferentes números de indivíduos, pois para alguns não houve detecção. O caso mais evidente pode ser observado para AM500, AM1000 e RDB-grave, estímulos para os quais houve detecção somente para uma única orelha para a técnica DR.

A mediana do tempo de detecção para MSC foi menor que a das outras técnicas para sete dos nove estímulos. A CSM apresentou menor mediana para RBG e DR para AM500. As medianas da MSC variaram entre 51,2s (RDB-grave) e 201,7s (AM1000). Para a CSM a melhor e a pior mediana foram, respectivamente, 22,5s (AM500) e 202,7s (AM1000) e para DR 10,2s (AM500) e 184,3s (AM2000). Entretanto, o teste de Friedman não apontou diferença estatística entre técnicas quando aplicado às medianas dos tempos de detecção. Além disso, não se observou diferença estatística entre os estímulos por meio do teste de Friedman, considerando-se todas as técnicas.

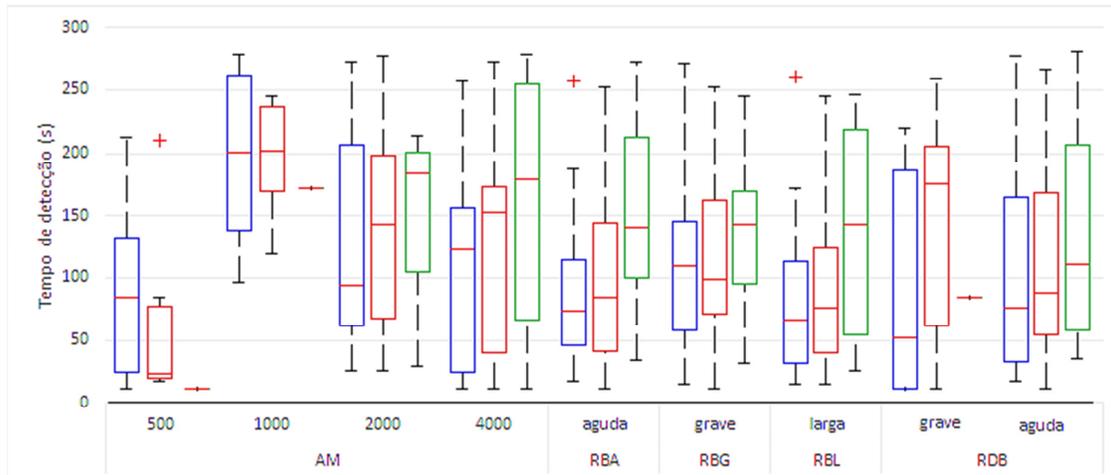


Figura 24: Tempo de detecção entre técnicas em 25dB<sub>SPL</sub>. Caixa Azul - MSC; Caixa Vermelha - CSM; Caixa Verde - DR.

A comparação entre os tempos de detecção obtidos com as três técnicas utilizadas para a intensidade de 45dB<sub>SPL</sub> é apresentada na Figura 25. Como se pode observar a mediana para a MSC é menor (melhor desempenho) para a maioria dos estímulos. No entanto, a CSM tem valores muito similares à MSC, tanto em relação à mediana e quanto à dispersão. O menor tempo para MSC e CSM foram 18,4s e 22,5s, ambos para RDB-aguda. Para DR o menor valor foi de 30,9s para o RBL. O teste de multicomparação apontou diferença estatística somente entre DR e MSC.

A comparação entre os estímulos para o tempo de detecção, considerando todas as técnicas, na intensidade de 45dB<sub>SPL</sub>, apontou, por meio do teste de multicomparação que AM500 apresentou mediana de tempo de detecção significativamente menor que o RDB-agudo e RBL.

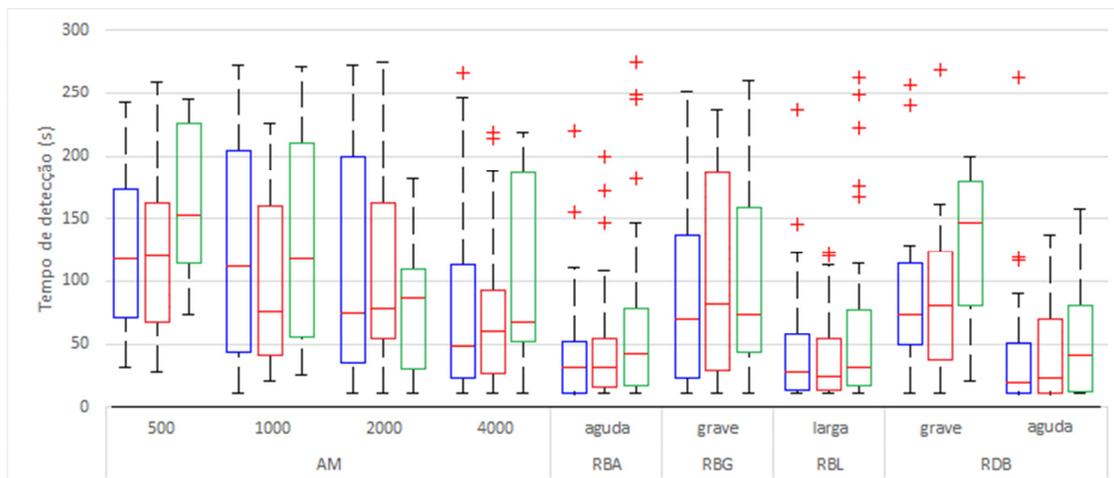


Figura 25: Tempo de detecção entre técnicas em 45dB<sub>SPL</sub>. Caixa Azul - MSC; Caixa Vermelha - CSM; Caixa Verde - DR.

Os resultados da comparação do desempenho das técnicas para a intensidade de 55dB<sub>SPL</sub> são mostrados na Figura 26. Cabe ressaltar que para esta intensidade tem-se apenas 20 das orelhas, conforme descrito anteriormente.

Verificando o desempenho obtido pelas técnicas, as menores medianas de tempo de detecção para MSC, CSM e DR foram respectivamente 14,3; 16,4; e 26,6s, todas para o RBA, e as maiores foram 79,8 (RDB-grave); 135,2 (RDB-grave) e 116,7s (AM500). Podemos observar que com o aumento da intensidade os resultados da MSC e CSM se aproximaram, ainda assim, a MSC permanece com um desempenho superior para sete das nove técnicas. O DR obteve resultados mais próximos às outras técnicas, mas permaneceu estatisticamente inferior à MSC segundo o teste de Friedman.

Por fim, o teste de multicomparação para mediana dos tempos de detecção, obtidos com diferentes estímulos e considerando todas as técnicas, apresentou diferença estatisticamente significativa entre RBA e os estímulos RDB-grave e AM2000.

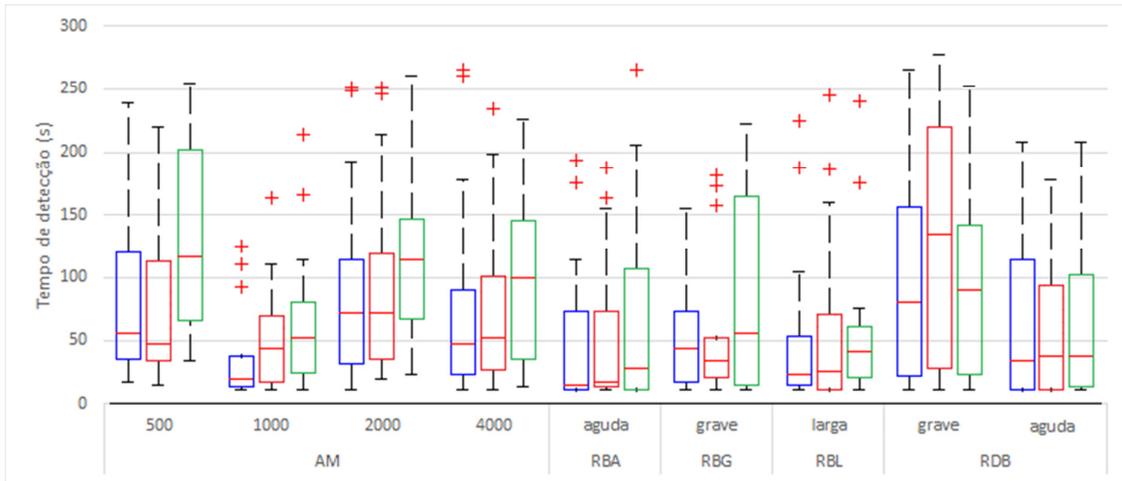


Figura 26: Tempo de detecção entre técnicas em 55dB<sub>SPL</sub>. Caixa Azul - MSC; Caixa Vermelha - CSM; Caixa Verde - DR.

## CAPÍTULO 6 - Discussão

### 6.1 Análise das respostas em função da técnica utilizada

Diferentes técnicas ORD foram aplicadas com o intuito de comparar o desempenho em relação ao tempo e ao percentual de detecção para os diversos estímulos em três intensidades (25, 45 e 55dB<sub>SPL</sub>). A MSC utiliza a magnitude e fase da transformada de Fourier das várias épocas do sinal de EEG, enquanto o DR utiliza apenas a informação de magnitude e a CSM apenas a de sincronismo de fase. Já em 1987, Picton *et al.* relatavam uma maior importância da fase em relação à magnitude, especialmente para sinais próximos ao limiar, ao comparar os resultados das técnicas ORD teste T<sup>2</sup> de Hotelling (que utiliza fase e magnitude) e Coerência de fase (apenas a fase), sendo que outros estudos também fazem a mesma afirmação (CAGY; INFANTOSI; GEMAL, 2000; PICTON *et al.*, 1987). Neste contexto, apesar das taxas de detecção para a intensidade de 25dB<sub>SPL</sub> serem muito baixas para todas as técnicas, o DR se apresentou estatisticamente inferior a CSM e a MSC. Para a menor intensidade de estímulo, pôde-se observar o DR com aproximadamente a metade das detecções apresentadas pelas outras técnicas ORD. A CSM apresentou melhores taxas de detecção para a menor intensidade, sem apresentar, porém, diferença estatisticamente significativa em relação à MSC. Tais achados concordam com os observados em experiência realizada com mamíferos (JORIS; SCHREINER; REES, 2004) que relataram o sincronismo de fase com a frequência de modulação, mesmo em intensidade próximas ao limiar auditivo, especialmente para os estímulos de amplitude modulada.

Tendo em vista a importância da fase nestas aplicações, alguns estudos propõem a criação de detectores baseados em sua estimativa (CHOI; PURCELL; JOHN, 2011; JOHN *et al.*, 2004; PICTON *et al.*, 2001), em que uma fase de referência seria obtida para uma intensidade moderada ou elevada, e, a partir desta, seria verificada presença ou ausência de resposta. Entretanto, a fase de referência para uma dada intensidade elevada pode não ser adequada como referência para outras intensidades, fato que pode limitar o emprego de tal método na triagem auditiva (SANTOS *et al.*, 2012).

Além disso, ao se comparar os resultados para intensidade 25dB<sub>SPL</sub> com os obtidos para 55dB<sub>SPL</sub> ficou nítido que com o aumento da intensidade, houve redução na diferença de desempenho entre DR e outras técnicas, apesar da diferença estatística

permanecer. Podemos inferir, portanto, que com o aumento da RSR a influência da magnitude na taxa de detecção é aumentada.

Farina *et al.* (2013) introduziram o uso do RD na detecção da resposta evocada somatossensitiva, tendo esta técnica ORD apresentado desempenho equivalente a MSC (FARINA *et al.*, 2013). O presente estudo não obteve o mesmo resultado, o que pode ser justificado pela diferença entre os estímulos utilizados, pois a resposta sensorial somática apresenta razão sinal-ruído (RSR) usualmente maior.

John *et al.* (2003) mostraram que os estímulos utilizando ruído limitado em banda como portadora produzem respostas maiores que os tons, conseqüentemente com melhor RSR (JOHN; DIMITRIJEVIC; PICTON, 2003). Neste trabalho, observou-se que não há diferença estatística entre as técnicas, em nenhuma das intensidades, se analisarmos apenas os três estímulos com melhor desempenho (RBL, RBA e RDB-aguda). Desta maneira, os estímulos utilizando ruído como portadora parecem ser menos susceptíveis às características da técnica ORD utilizada. Apesar de John *et al.* utilizarem os mesmos ruídos, não se pode confrontar diretamente os resultados de taxa de detecção, uma vez que sua análise foi realizada sobre a amplitude da resposta e o tempo de detecção da resposta (JOHN; DIMITRIJEVIC; PICTON, 2003). Há também diferenças metodológicas, como, por exemplo, a intensidade utilizada ( $50\text{dB}_{\text{SPL}}$ ) e a técnica ORD Teste F Espectral, que faz uso somente da informação de magnitude (ABDO; SANTOS; TIERRA-CRIOLLO, 2012; DOBIE; WILSON, 1989).

Para o emprego da técnica em triagem auditiva universal, a rapidez e a consistência de detecção de resposta são importantes, respectivamente, como parâmetro de desempenho e critério de parada (JOINT COMMITTEE ON INFANT HEARING, 2007). Por esta razão, no presente estudo, o tempo de detecção foi determinado com base na identificação positiva de resposta consistente em 10 estimativas consecutivas da ORD. Foram utilizados na análise de tempo apenas os sinais que obtiveram detecção em até 5min. Desta forma, para a intensidade de  $25\text{dB}_{\text{SPL}}$ , poucos dados foram usados na análise estatística, principalmente para o DR que obteve taxa de detecção sempre inferior ou igual a 50% e, em alguns casos, a resposta foi detectada em apenas um registro. Mesmo a MSC e a CSM obtiveram aproximadamente 40% de detecção, em geral, para esta intensidade. Desta forma, não houve diferença estatística em  $25\text{dB}_{\text{SPL}}$  em relação as técnicas para o tempo de detecção. No entanto, neste estudo, a intensidade

de 25dB<sub>SPL</sub> foi utilizada apenas para verificar a consistência das técnicas ORD quanto à variação do percentual de detecção em relação ao aumento da intensidade utilizada, pois tal intensidade seria aplicável em pesquisa de limiar, e não em triagem auditiva.

Considerando as demais intensidades, a MSC apresentou melhores tempos de detecção para ambas. No entanto, a CSM mostrou resultados muito próximos não havendo diferença estatística entre estas técnicas. O DR obteve os maiores tempos, sendo seus valores estatisticamente maiores que os obtidos pela MSC para 45 e 55dB<sub>SPL</sub>. Este resultado está de acordo com outros trabalhos, uma vez que a informação de fase tem se mostrado importante não só para alcançar taxas de detecção mais altas, mas também para aumentar a rapidez do exame (PICTON *et al.*, 1987; SIMPSON *et al.*, 2000).

## **6.2 Análise das respostas em função do estímulo**

No presente trabalho foi investigado também o desempenho de diferentes estímulos em relação à taxa de detecção e ao tempo de resposta quando aplicadas as três técnicas ORD escolhidas.

Em relação às taxas de detecção, as portadoras de 500 e 1000Hz apresentaram as piores taxas de detecção nas intensidades de 25 e 45dB<sub>SPL</sub> entre os estímulos AM. Contudo, para 55dB<sub>SPL</sub>, 500Hz apresentou uma melhora considerável em relação às outras portadoras. Outros estudos também reportaram a portadora de 500Hz como a de pior desempenho entre as utilizadas em estímulos AM (JOHN *et al.*, 2004; VAN MAANEN; STAPELLS, 2009; SANTOS *et al.*, 2010; KORCZAK *et al.*, 2012). No entanto, o pior desempenho observado neste trabalho em detecção foi para RDB-grave que apresentou diferença estatística em relação ao melhor estímulo em cada intensidade. Cabe salientar que com a distribuição da banda de frequência utilizada no RDB, a banda grave tem apenas 1/7 da potência total do estímulo, aproximadamente 8,5dB<sub>SPL</sub> a menos que os outros (JOHN; DIMITRIJEVIC; PICTON, 2003). No entanto, apesar de apresentar melhores taxas de detecção que o RDB-grave, o RBG mostrou taxas de detecção inferiores a todos os outros ruídos utilizados. John *et al.* (2003) reportaram que tal estímulo apresenta amplitude de resposta significativamente inferior à obtida utilizando-se portadoras de banda larga e aguda, porém, sem haver diferença estatística.

Os estímulos constituídos por frequências da banda grave exibiram também maiores medianas no tempo de detecção. O AM500 apresentou diferença estatística em relação ao RBL para 45dB<sub>SPL</sub> e o RDB-grave em relação ao RBA em 55dB<sub>SPL</sub>. Especula-se que o aumento no tempo de detecção da resposta a estímulos de baixa frequência esteja relacionado a um efeito de "jittering", fazendo com que a mesma atinja o ápice da cóclea com uma fase distinta para cada época de EEG considerada (PICTON et al., 2003), havendo concomitantemente uma redução na RSR, causada pela atenuação da onda em função da distância percorrida até o ápice da cóclea.

Relacionando os melhores resultados, a portadora de 4000Hz obteve as maiores taxas entre as portadoras de tons AM para todas as intensidades. Este resultado concorda com Van Maanen e Stapels (2009) que também reportaram 4000Hz como a frequência de melhor desempenho (VAN MAANEN; STAPELLS, 2009). No entanto, há outros estudos que referenciam a frequência de 2000Hz como a portadora com melhores resultados (CALIL; LEWIS; FIORINI, 2006; D'HAENENS *et al.*, 2009). Contudo, é possível observar uma tendência a se obter maior probabilidade de detecção para frequências portadoras médias e altas (CALIL; LEWIS; FIORINI, 2006; D'HAENENS *et al.*, 2010; PICTON *et al.*, 2003; SANTOS, 2012; VAN MAANEN; STAPELLS, 2009; ZANOTELLI, 2011). Comparativamente, podemos observar este comportamento também para as respostas obtidas com os estímulos com portadoras de ruídos, dado que as melhores taxas de detecção foram apresentadas para o RBA, RBL e RDB-aguda, ou seja, estímulos que apresentam contribuição em mais altas frequências. Estudos realizados em mamíferos através de captação invasiva de EEG e análise "post mortem" apontam para mecanismos de adaptação, que proporcionam um maior número de conexões no córtex auditivo primário nas frequências que compõe os sons utilizados na comunicação (EGGERMONT, 2001). Sabendo que a fala tem uma energia considerável na faixa de 1000Hz a 4000Hz, estas frequências tendem a apresentar um melhor desempenho.

Para as intensidades de 45 e 55dB<sub>SPL</sub>, os melhores estímulos foram RBL e RBA, os quais apresentaram para as técnicas MSC e CSM na intensidade de 55dB 100% e 95% de detecção, respectivamente. Se para as intensidades de 25 e 45dB<sub>SPL</sub> o RBA apresentou melhores resultados que o RBL, o mesmo não ocorreu em 55dB<sub>SPL</sub>. Tal resultado poderia ser explicado pelo fato de na avaliação da ASSR, baixas frequências

serem mais afetadas pela diminuição da intensidade, causando retardo na onda viajante e aumento na latência das respostas (JOHN *et al.*, 1998; RODRIGUEZ *et al.*, 1986).

Os estímulos RBA e RBL, além das melhores taxas, apresentaram também os melhores tempos de detecção, principalmente para a intensidade de 55dB<sub>SPL</sub>, sendo as medianas respectivamente de 17s e 26s. John *et al.* (2003) também apontaram estes estímulos como aqueles que levaram à obtenção mais rápida da resposta. No entanto há uma diferença considerável nos valores de tempo de detecção obtidos por John *et al.* (2003) (RBA - 37s e RBL - 43s) e os encontrados neste trabalho. Tais diferenças podem ser explicadas levando-se em consideração o emprego de diferentes técnicas ORD, a diferença na intensidade (50dB<sub>SPL</sub>) e que os resultados apresentados por John *et al.* se basearam no tempo médio de detecção, ao invés da mediana do tempo (JOHN; DIMITRIJEVIC; PICTON, 2003). A portadora de 1000Hz apresentou a pior taxa de detecção em 55dB<sub>SPL</sub> entre os estímulos AM, mas obteve a menor mediana de tempo entre eles. Por outro lado, John *et al.* (2003) reportou a portadora de 1000Hz como aquela que apresentou tanto a menor média de tempo entre os estímulos por tom AM, quanto a que obteve a maior amplitude de resposta, caracterizando-a como a que levaria a uma maior facilidade de detecção (JOHN; DIMITRIJEVIC; PICTON, 2003).

Como principais exames aplicados em triagem auditiva temos as Emissões Otoacústicas Evocadas e o BERA (HOC *et al.*, 2011; JOINT COMMITTEE ON INFANT HEARING, 2007; RODRIGUES; LEWIS, 2010). O RBA que apresentou bons resultados para taxa e tempo de detecção poderia contornar a limitação das EOA, que apresenta baixa sensibilidade para perdas auditivas neurais (KEMP, 1978; MEENA *et al.*, 2013). Todavia, são apresentadas as mesmas limitações em banda do BERA obtido por *click*, uma vez que somente seriam testadas frequências acima de 2kHz (LEE *et al.*, 2008). Sabendo que as frequências baixas podem auxiliar no diagnóstico diferencial de patologias condutivas, e que são comuns entre neonatos e crianças até 7 anos de idade (ROTH; DIRK; RUDOLF, 2011), os ruídos que abrangem a região correspondente a sons graves seriam mais indicados para triagem. Dentre eles, o RBL apresenta os melhores resultados, sendo necessários mais estudos para verificar se perdas auditivas nas baixas frequências afetariam os resultados do teste.

A especificidade em frequência com a ASSR em triagem neonatal foi testada por Mijares Nodarse *et al.* (2011) através de dois tons AM somados utilizando as portadoras

de 500Hz e 2000Hz. Foram avaliados 50 neonatos com audição normal que apresentaram especificidade e sensibilidade diagnóstica superiores a 95% (MIJARES NODARSE *et al.*, 2011). Tendo em vista este trabalho e os achados de John *et al.* (2003), pode-se inferir que a substituição de tons por ruídos poderia proporcionar maior robustez ao teste (JOHN; DIMITRIJEVIC; PICTON, 2003). Assim, cabe analisar se a melhor aplicação seria a apresentação de duas bandas moduladas de 1Hz a 1000Hz e de 2000Hz a 8000Hz de forma simultânea (RDB) ou separadamente (RBA e RBG). No trabalho de John *et al.* (2003), a amplitude foi significativamente maior para RBG do que para RDB-grave (JOHN; DIMITRIJEVIC; PICTON, 2003). Entretanto, o presente estudo mostrou que apesar de apresentar melhores resultados, não houve diferença estatística para taxa nem tempo de detecção para RBG em relação a RDB-grave.

Contudo, a aplicação de estímulo com ambas as bandas de forma simultânea acarretaria uma alta taxa de falsos negativos para a banda grave, que representa 1/7 da potência total do ruído, e a apresentação em separado aumentaria o tempo de teste, uma vez que o tempo total seria a soma da duração de estimulação com RBA e RBG. Resumidamente, as baixas frequências são mais afetadas pela diminuição da intensidade (JOHN *et al.*, 1998; RODRIGUEZ *et al.*, 1986) e as altas frequências tendem a ter uma melhor resposta pela ativação espacial da cóclea na faixa que compreende a da fala e que, portanto, apresenta maior número de aferências (EGGERMONT, 2001; JOHN; DIMITRIJEVIC; PICTON, 2003). Sendo assim, acredita-se que um estímulo simultâneo que apresente um equilíbrio de intensidade entre graves e agudos, apresente maiores taxas de detecção do que cada banda separadamente, porém, este aspecto precisa ser verificado.

## CAPÍTULO 7 - Conclusão

O presente trabalho investigou o desempenho das técnicas ORD na detecção de resposta à estimulação auditiva com diferentes tipos de estímulos. Dentre tais técnicas, a MSC apresentou os melhores resultados para aplicação em triagem, não mostrando, no entanto, diferença estatística em relação à CSM em nenhuma das intensidades, seja em tempo ou em taxa de detecção. Sendo assim, ambas as técnicas poderiam ser empregadas em triagem. O DR, por outro lado, se apresentou como um método que não deve ser aplicado em sinais próximos do limiar, mas mostrou desempenho compatível com a MSC e CSM para intensidades de estimulação mais elevadas. Foi possível verificar que os estímulos utilizando ruídos modulados mostraram-se menos susceptíveis à variação da técnica ORD utilizada que os estímulos por tons.

Particularmente, RBL e RBA se mostraram eficientes em tempo de detecção e robustas quanto a taxa de detecção para as intensidades de 45 e 55dB<sub>SPL</sub>. Contudo, para o ruído em banda larga são necessários novos testes com vistas a verificar seu comportamento para indivíduos com perdas auditivas. O ruído de banda aguda, no entanto, não traria ganhos significativos em relação aos atuais testes utilizados em triagem neonatal. Por fim, a utilização de bandas distintas simultâneas se apresenta como a melhor alternativa. Ainda assim, um melhor equilíbrio de energia entre as bandas poderia proporcionar melhores resultados principalmente em baixas frequências.

Portanto, sugere-se para trabalhos futuros utilizar um estímulo em duas bandas simultâneas com a mesma energia para ambas. Visando reduzir o tempo de detecção, pode-se empregar mais derivações, aplicando-se técnicas ORD multivariadas, o que possibilitaria a identificação da resposta *on-line*. O sistema poderia também ser adaptado para se tornar mais flexível, possibilitando a alteração de parâmetros da estimulação (e.g.: frequências modulantes e portadoras, largura de banda dos ruídos, etc). Adicionalmente, deve-se investigar a aplicação dos novos estímulos em neonatos e indivíduos com diferentes graus de perda auditiva, para avaliar as intensidades que permitam obter maiores valores de sensibilidade e especificidade, em população clínica, com vistas ao estabelecimento de novos protocolos de triagem auditiva.

## Referências Bibliográficas

ABDO, F.; SANTOS, T.; TIERRA-CRIOLLO, C. J. Parameters to monitor multiple auditory steady-state responses: Spectral F test. In: ISSNIP Biosignals and Biorobotics Conference: Biosignals and Robotics for Better and Safer Living (BRC). **Anais...IEEE**, jan. 2012

BEAR, M. F.; CONNORS, B. W.; PARADISO, M. A. **Neurociências: Desvendando o sistema nervoso**. 2<sup>a</sup>. ed. Porto Alegre: Artmed, 2002.

CAGY, M.; INFANTOSI, A. F. C.; GEMAL, A. E. Monitorização do plano anestésico por técnicas estatísticas no domínio da frequência. **Rev. Bras. Eng. Bioméd.**, v. 16, p. 95–107, 2000.

CALIL, D. B.; LEWIS, D. R.; FIORINI, A. C. Achados dos potenciais evocados auditivos de estado estável em crianças ouvintes. **Distúrbios da Comunicação**, v. 18, n. 3, p. 391–401, 2006.

CHIAPPA, K. H. **Evoked Potentials in Clinical Medicine**. 2 ed. New York: Raven Press, 1997.

CHOI, J. M.; PURCELL, D. W.; JOHN, M. S. Phase stability of auditory steady state responses in newborn infants. **Ear and hearing**, v. 32, n. 5, p. 593–604, 2011.

D’HAENENS, W. *et al.* The clinical value of the multiple-frequency 80-Hz auditory steady-state response in adults with normal hearing and hearing loss. **Archives of otolaryngology--head & neck surgery**, v. 135, n. 5, p. 496–506, 2009.

D’HAENENS, W. *et al.* Determination and evaluation of clinically efficient stopping criteria for the multiple auditory steady-state response technique. **Clinical neurophysiology : official journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology**, v. 121, n. 8, p. 1267–78, ago. 2010.

DOBIE, R. A.; WILSON, M. J. Analysis of auditory evoked potentials by magnitude-squared coherence. **Ear and Hearing**, v. 10, n. 1, p. 2–13, 1989.

DOBIE, R. A.; WILSON, M. J. A comparison of t test, F test, and coherence methods of detecting steady-state auditory-evoked potentials, distortion-product otoacoustic emissions, or other sinusoids. **Journal of the Acoustical Society of America**, v. 100, n. 4 Pt 1, p. 2236–2246, 1996.

DOBIE, R. A.; WILSON, M. J. Objective response detection in the frequency domain. **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology**, v. 88, n. 6, p. 516–524, 1993.

DOBIE, R. A.; WILSON, M. J. Objective detection of 40 Hz auditory evoked potentials: phase coherence vs. magnitude-squared coherence. **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology**, v. 92, n. 5, p. 405–413, 1994.

DURRANT, J. D.; FERRARO, J. A. Potenciais auditivos evocados: visão geral e princípios básicos. In: KATZ, J. **Tratado de Audiologia Clínica**. 4 ed. Barueri: Manole Ltda, 1999. p. 315–336.

E-A-R AUDITORY SYSTEMS. **Instructions for the use of eartone 5A : Insert Earphones**. Disponível em: <<http://www.aearo.com/pdf/audsys/eartoneinstruction.pdf>>. Acesso em: 20 dez. 2014.

E-A-RTONE. **E-A-RTONE Gold 5A 10 ohm Audiometric Insert Earphone**. Disponível em: <[http://www.aearo.com/e-a-r.com/auditorysystems/aud\\_detail.cfm?prod\\_family=E-A-RTONE&ind\\_prod\\_num=410-5001001](http://www.aearo.com/e-a-r.com/auditorysystems/aud_detail.cfm?prod_family=E-A-RTONE&ind_prod_num=410-5001001)>. Acesso em: 20 dez. 2014.

EGGERMONT, J. J. Between sound and perception: reviewing the search for a neural code. **Hearing research**, v. 157, n. 1-2, p. 1–42, jul. 2001.

FARINA, P. D. *et al.* Rice detector: proposal of a novel objective response detection technique. **Revista Brasileira de Engenharia Biomédica**, v. 29, n. 4, p. p. 321–328, 2013.

FROTA, S. **Fundamentos em Fonoaudiologia: Audiologia**. 2<sup>a</sup> ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2003. p. 224

GALAMBOS, R.; MAKEIG, S.; TALMACHOFF, P. J. A. 40-Hz auditory potential recorded from the human scalp. **Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America**, v. 78, n. 4, p. 2643–7, 1981.

GERNER, B. G. *et al.* Overview of newborn hearing screening activities in Latin America. **Pan American journal of public health**, v. 29, p. 145–52, 2011.

GRASS TECHNOLOGIES. **Quad AC Amplifier System**. Disponível em: <<http://www.grasstechnologies.com/products/amplifiers/qp511.html>>. Acesso em: 20 dez. 2014.

HERDMAN, A. T. *et al.* Intracerebral sources of human auditory steady-state responses. **Brain Topography**, v. 15, n. 2, p. 69–86, 2002.

HOC, A. *et al.* Audiologic screening. Ad Hoc Committee on Screening for Impairment, Handicap, and Middle Ear Disorders. American Speech-Language-Hearing Association (ASHA). **ASHA**, v. 36, n. 6-7, p. 53–4, 2011.

JOHN, M. S. *et al.* Multiple auditory steady-state responses (MASTER): stimulus and recording parameters. **Audiology : official organ of the International Society of Audiology**, v. 37, n. 2, p. 59–82, 1998.

JOHN, M. S. *et al.* Multiple auditory steady-state responses to AM and FM stimuli. **Audiology and Neuro-Otology**, v. 6, p. 12–27, 2001.

JOHN, M. S. *et al.* Recording Auditory Steady-State Responses in Young Infants. **Ear and Hearing**, v. 25, n. 6, p. 539–553, dez. 2004.

- JOHN, M. S.; DIMITRIJEVIC, A.; PICTON, T. W. Efficient stimuli for evoking auditory steady-state responses. **Ear and Hearing**, v. 24, n. 5, p. 406–423, out. 2003.
- JOHN, M. S.; DIMITRIJEVIC, A.; PICTON, T. W. Auditory steady-state responses to exponential modulation envelopes. **Ear and Hearing**, v. 23, n. 2, p. 106–117, 2002.
- JOINT COMMITTEE ON INFANT HEARING. Year 2007 position statement: Principles and guidelines for early hearing detection and intervention programs. **Pediatrics**, v. 120, p. 898–921, 2007.
- JORIS, P. X.; SCHREINER, C. E.; REES, A. Neural processing of amplitude-modulated sounds. **Physiological reviews**, v. 84, n. 2, p. 541–77, abr. 2004.
- KANDEL, E. R.; SCHWARTZ, J. H.; JESSELL, T. M. **Principles of Neural Science**. 4<sup>a</sup>. ed. McGraw-Hill: McGraw-Hill Companies, 2000.
- KAY, S. M. **Fundamentals of Statistical Signal Processing: Detection Theory**. 1<sup>a</sup>. ed. Upper Saddle River: Prentice-Hall, 1998.
- KEMP, D. T. Stimulated acoustic emissions from within the human auditory system. **The Journal of the Acoustical Society of America**, v. 64, n. 5, p. 1386–91, nov. 1978.
- KORCZAK, P. *et al.* Auditory steady-state responses. **Journal of the American Academy of Audiology**, v. 23, n. 3, p. 146–70, mar. 2012.
- LEE, H. S. *et al.* Clinical comparison of the auditory steady-state response with the click auditory brainstem response in infants. **Clinical and experimental otorhinolaryngology**, v. 1, n. 4, p. 184–8, dez. 2008.
- LINS, O. G. **Audiometria Fisiológica Tonal utilizando Respostas de Estado estável Auditivas do tronco Cerebral**. Tese (Doutorado em Medicina) - Escola Paulista de Medicina, Universidade Federal de São Paulo, São Paulo. 2002.
- LINS, O. G.; PICTON, T. W. Auditory steady-state responses to multiple simultaneous stimuli. **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology**, v. 96, n. 5, p. 420–432, 1995.
- LOPES, G. C. **Caracterização das respostas evocadas auditivas em regime permanente no mesencéfalo de ratos wistar**. Dissertação - Instituto de Ciências Biológicas, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte. 2011.
- MEENA, R. S. *et al.* Role of transient evoked otoacoustic emission beyond screening of hearing impairment: a study of 400 cases. **Indian journal of otolaryngology and head and neck surgery : official publication of the Association of Otolaryngologists of India**, v. 65, n. 2, p. 134–9, abr. 2013.
- MIJARES NODARSE, E. *et al.* Newborn hearing screening test with multiple auditory steady-state responses. **Acta otorrinolaringológica española**, v. 62, n. 2, p. 87–94, 2011.

- MIRANDA DE SÁ, A. M. F. L.; FELIX, L. B. Improving the detection of evoked responses to periodic stimulation by using multiple coherence: Application during photic stimulation. **Med Eng Phys**, v. 24, n. 4, p. 245–252, 2002.
- MIRANDA DE SÁ, A. M. F. L.; INFANTOSI, A. F. C. Evaluating the relationship of non-phase locked activities in the electroencephalogram during intermittent stimulation: A partial coherence-based approach. **Medical and Biological Engineering and Computing**, v. 45, p. 635–642, 2007.
- MISULIS, K. E.; HEAD, T. C. **Essentials of Clinical Neurophysiology**. 3. ed. Burlington: Butterworth Heinemann, 2003.
- NEVES, I. F.; SCHOCHAT, E. Maturação do processamento auditivo em crianças com e sem dificuldades escolares. **Pró-Fono Revista de Atualização Científica**, v. 17, n. 3, p. 311–320, 2005.
- NIEDERMEYER, E.; LOPES DA SILVA, F. **Electroencephalography: Basic Principles, Clinical Applications, and Related Fields**. 5<sup>a</sup>. ed. Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins, 2005. p. 1309
- ROTH, T. N.; DIRK, R.; RUDOLF, H. Prevalence of age-related hearing loss in Europe : a review. **European Archives of Otorhinolaryngology**, v.268, n.8, p. 1101–1107, 2011.
- PEDROSO, M. A. **Aspectos Metrológicos da Calibração de Audiômetros**. Dissertação (mestrado) - Programa de Pós-Graduação em Metrologia Científica e Industrial, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis. 2002.
- PETHE, J. *et al.* Amplitude modulation following responses in awake and sleeping humans--a comparison for 40 Hz and 80 Hz modulation frequency. **Scandinavian audiology. Supplementum**, n. 52, p. 152–155, 2001.
- PICTON, T. W. *et al.* Reliability estimates for steady-state evoked potentials. **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology**, v. 68, n. 2, p. 119–131, 1987.
- PICTON, T. W. *et al.* The use of phase in the detection of auditory steady-state responses. **Clinical Neurophysiology**, v. 112, n. 9, p. 1698–1711, 2001.
- PICTON, T. W. *et al.* Human auditory steady-state responses. **International Journal of Audiology**, v. 42, n. 4, p. 177–219, 2003.
- PINTO, F. R.; MATAS, C. G. Comparação entre limiares de audibilidade e eletrofisiológico por estímulo tone burst. **Revista Brasileira de Otorrinolaringologia**, v. 73, n. 4, p. 513–522, 2007.
- PURVES, D. *et al.* **Neurociências**. 4<sup>a</sup>. ed. Porto Alegre: Artmed, 2010. p. 928

RAMOS, E. G. *et al.* Detecção da resposta auditiva no EEG de crianças utilizando técnicas no domínio da frequência. **Revista Brasileira de Engenharia Biomédica**, v. 16, n. 3, p. 127–137, 2000.

REGAN, D. **Human brain electrophysiology: Evoked potentials and evoked magnetic fields in science and medicine**. 1. ed. New York: Elsevier, 1989. p. 672

RODRIGUES, G. R. I.; LEWIS, D. R. Potenciais evocados auditivos de estado estável em crianças com perdas auditivas cocleares. **Pró-Fono Revista de Atualização Científica**, v. 22, n. 1, p. 37–42, mar. 2010.

RODRIGUEZ, R. *et al.* Human auditory steady state responses: effects of intensity and frequency. **Ear and hearing**, v. 7, n. 5, p. 300–13, out. 1986.

ROMÃO, M. *et al.* Sistema Para Estudo Do Potencial Evocado Auditivo Em Regime Permanente. In: XXI CONGR BRAS ENG BIOMÉD. **Anais**. Salvador: XXI CBEB, 2008. p. 790.

ROMÃO, M. W. **Sistema Para Detecção De Limiar Auditivo Fisiológico Com Base No Potencial Evocado Em Regime Permanente**. Dissertação (mestrado) - Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte. 2009.

SANTOS, T. *et al.* Respostas auditivas em regime permanente de 70hz a 110hz: uma proposta de triagem auditiva. **Revista Brasileira de Fonoaudiologia ISSN:21790841**, v. 16, 2010.

SANTOS, T. *et al.* Component Synchrony Measure: Fase e Tempo de Detecção de Respostas Auditivas Múltiplas em Regime Permanente. In: XXIII CONGR BRAS ENG BIOMÉD. **Anais**. Porto de Galinhas: XXIII CBEB, 2012.

SANTOS, T. S. **Múltiplas Respostas Auditivas em Regime Permanente de 70 Hz a 110 Hz : Uma proposta de triagem auditiva**. Dissertação (mestrado) - Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte. 2012.

SILMAN, S.; SILVERMAN, C. A. **Auditory diagnosis: principles and applications**. San Diego: Singular Publishing Group, 1997. p. 430

SIMPSON, D. M. *et al.* Objective response detection in an electroencephalogram during somatosensory stimulation. **Annals of Biomedical Engineering**, v. 28, n. 6, p. 691–698, 2000.

SOLECKI, J. M. Tone burst sensitivity in normal and sensorineural hearing impaired listeners. **American Speech-language-hearing Association at the annual convention**. **Anais**. Cincinnati: 1982 Disponível em: <[http://digitalcommons.wustl.edu/cgi/viewcontent.cgi?article=1460&context=pacs\\_capstones](http://digitalcommons.wustl.edu/cgi/viewcontent.cgi?article=1460&context=pacs_capstones)>. Acesso em: 10 mar. 2014

STACH, B. A. The auditory steady-state response: A primer. **Hearing Journal**, v. 55, n. 9, p. 10–18, 2002.

SUPPIEJ, A *et al.* Reliability of hearing screening in high-risk neonates: comparative study of otoacoustic emission, automated and conventional auditory brainstem response. **Clinical neurophysiology : official journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology**, v. 118, n. 4, p. 869–76, abr. 2007.

VAN MAANEN, A.; STAPELLS, D. R. Normal multiple auditory steady-state response thresholds to air-conducted stimuli in infants. **Journal of the American Academy of Audiology**, v. 20, n. 3, p. 196–207, 2009.

ZAEYEN, E. J. B. **Aplicação da Coerência ao Eletroencefalograma para Investigar Características do Potencial Evocado Auditivo de Média Latência**. Dissertação (mestrado) - Engenharia Biomédica, Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro. 2005.

ZANOTELLI, T. **Técnicas Multivariadas para Detecção das Respostas Auditivas em Regime Permanente** Dissertação (mestrado) - Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte. 2011.

ZWICKER, E. Direct comparisons between the sensations produced by frequency modulation and amplitude modulation. **Journal of the Acoustical Society of America**, v. 34, p. 1425–1430, 1962.

## **APÊNDICE A - Artigos publicados durante o Mestrado**

SILVA, J. J.; SANTOS, T.; TIERRA-CRIOLLO, C. J.; MELGES, D. B. Objective Response Detection of Multiple Auditory Steady-State Responses: Rice Detector vs Component Synchrony Measure. **Journal of Physics. Conference Series (Print)**, v. 477, p. 012031, 2013.

SANTOS, T. S.; SILVA, J. J.; MELGES, D. B.; TIERRA-CRIOLLO, C. J. Component Synchrony Measure: Tempo e Fase de detecção de Múltiplas Respostas Auditivas em Regime Permanente. In: XXIII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, 2012, Recife. **Anais do XXIII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica**. Recife: Adaltech Soluções em Eventos, 2012.