

UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS

Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica

**SISTEMA PARA DETECÇÃO DE LIMIAR AUDITIVO  
FISIOLÓGICO COM BASE NO POTENCIAL EVOCADO EM  
REGIME PERMANENTE**

Matheus Wanderley Romão

BELO HORIZONTE, BRASIL.

OUTUBRO DE 2009

Matheus Wanderley Romão

**SISTEMA PARA DETECÇÃO DE LIMIAR AUDITIVO  
FISIOLÓGICO COM BASE NO POTENCIAL EVOCADO EM  
REGIME PERMANENTE**

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. Carlos Julio Tierra-Criollo  
Co-Orientador: Prof. Dr. Paulo Fernando Tormin  
Borges Crosara

Belo Horizonte

2009

Matheus Wanderley Romão

**SISTEMA PARA DETECÇÃO DE LIMIAR AUDITIVO FISIOLÓGICO COM BASE NO POTENCIAL  
EVOCADO EM REGIME PERMANENTE**

Dissertação submetida ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Escola de  
Engenharia da Universidade Federal de Minas Gerais,  
Belo Horizonte, 2009.

---

Carlos Julio Tierra-Criollo (Orientador) - UFMG

---

Paulo Fernando Tormin Borges Crosara (Co-Orientador) - UFMG

---

Murilo Eugênio Duarte Gomes – UFMG

---

Otávio Gomes Lins – UFPE

## **AGRADECIMENTOS**

Agradeço ao professor Carlos Julio pelos ensinamentos transmitidos ao longo dos anos e pela prontidão e boa vontade em ajudar.

Ao professor Paulo Fernando pelas observações e sugestões dadas durante o desenvolvimento do trabalho e pelo auxílio na revisão do texto.

A todos os amigos do NEPEB pelo apoio e colaboração durante a realização deste trabalho. Em especial, à Damares, Marcella e Nayara pela participação efetiva durante todo o desenvolvimento do protótipo. Ao Henrique, Felipe e Armando pelo suporte técnico e disponibilidade em ajudar.

Agradeço, também, à CAPES, ao CNPq e à FAPEMIG pelo apoio financeiro.

## RESUMO

A audiometria baseada nos potenciais evocados em regime permanente (ASSR) tem se mostrado uma técnica promissora para a detecção objetiva de limiares auditivos, principalmente em indivíduos que não podem responder aos exames convencionais (como os recém nascidos e pessoas com distúrbios cognitivos). Recentemente, diversas pesquisas vêm sendo realizadas visando à melhoria da qualidade dos resultados e, conseqüentemente, a redução no tempo de execução deste exame. Entretanto, os equipamentos disponíveis no mercado são, geralmente, muito restritos com relação às suas funcionalidades, ou seja, o usuário não tem a opção de investigar o efeito que novas formas de estimulação, bem como outros métodos de processamento de sinais, têm sobre o desempenho do ASSR. O presente trabalho propõe o desenvolvimento de um sistema versátil que permita estudar o ASSR sob diversas abordagens, visando a uma estimativa melhor e mais rápida do limiar auditivo fisiológico. O protótipo construído é composto por um sistema microprocessado que utiliza o processador digital de sinais da Analog Devices - ADSP BF533 tanto para a geração dos estímulos sonoros, quanto para aquisição dos sinais de eletroencefalografia. Constitui o protótipo, também, um bioamplificador, responsável pelo registro da atividade cerebral durante a estimulação e; os algoritmos responsáveis pela detecção do ASSR. Para facilitar o controle dos parâmetros do exame, foi desenvolvida, ainda, uma interface gráfica através da qual o usuário definirá todo o protocolo de estimulação utilizado (tipo de estímulo, duração do estímulo, intensidade do estímulo, entre outros). Além de gerar as formas de onda mais estudadas recentemente - tom AM (Amplitude Modulada), FM (Frequência Modulada), MM (Modulação Mista) e *Chirp*- o protótipo possibilita, também, a programação de estímulos com forma de onda arbitrária. Para avaliar o desempenho do sistema, realizou-se simulações e um estudo de casos no qual 5 indivíduos normais foram submetidos a Tons AM de intensidade 80dB SPL durante, aproximadamente, 22 minutos. Os resultados mostraram que os algoritmos de detecção implementados foram capazes de identificar o ASSR após, aproximadamente, dois minutos de estimulação. O sistema mostrou-se adequado para obter o ASSR e em trabalhos futuros será utilizado em uma população maior para avaliar o limiar fisiológico auditivo.

## ABSTRACT

The auditory evoked potentials based on steady state response (ASSR) has shown a promising technique to assess the hearing thresholds in an objective way, especially in patients who cannot respond to conventional tests (such as newborns and people with cognitive disorders). Recently, several studies aim to improve the quality of the responses and, consequently, lead to shorter detection time. However, the devices available do not allow the user to investigate the effect that new waveforms, as well as other signal processing techniques, have on the performance of ASSR. This work aims to develop a system to investigate the ASSR under different paradigms to find a better and faster estimation of the physiological hearing threshold. The prototype is composed of a microprocessor system that uses the ADSP-BF533 (Analog Devices-USA) evaluate board to generate the auditory stimuli and to digitalize the electroencephalographic signals (EEG). It also has an amplifier, responsible for the analog EEG acquirement of brain electrical activity during stimulation and the response detection algorithm. A graphical user interface was designed to assist the user in the definition of the entire stimulation protocol (type of stimulus, stimulus duration, stimulus intensity, among others). The system can generate the most used waveforms - AM (amplitude modulation), FM (Frequency Modulation), MM (mixed modulation) and the Chirp tones. Moreover, the prototype allows the user to implement an arbitrary waveform. To evaluate the performance of the system, simulations and experiments were performed in 5 normal-hearing subjects. They were presented to AM stimuli of 80dB SPL intensity for about 22 minutes. The results showed that the detection algorithms implemented were able to identify the ASSR after approximately two minutes of stimulation. The system was able to identify the ASSR and it is going to be used in a larger population, in future works, to assess the physiological hearing threshold.

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Divisão anatômica do sistema auditivo .....	6
Figura 2: Estrutura anatômica da orelha média .....	8
Figura 3: Estrutura anatômica da orelha interna. ....	10
Figura 4: Deslocamento da endolinfa dentro da cóclea e movimentação da membrana basilar .....	11
Figura 5: Destaque para as regiões que respondem a diferentes frequências na membrana basilar. ....	12
Figura 6: O órgão de Corti .....	13
Figura 7: Vias auditivas ascendentes.....	14
Figura 8: Procedimento utilizado para a realização da EOA. ....	20
Figura 9: Diagrama Geral do “AudioStim” indicando os módulos que compõem o sistema...37	
Figura 10: Destaque para as quatro funções atribuídas à UC.....	38
Figura 11: Hardware ADSP-BF533 EzKit Lite da Analog Devices utilizado no desenvolvimento da UC.....	39
Figura 12: Detalhamento dos recursos disponibilizados pelo DSP que foram utilizados para a implementação da UC .....	41
Figura 13: Circuito equivalente de saída da UC.....	42
Figura 14: Circuito equivalente de saída da UC com o fone ligado.....	42
Figura 15: Acoplamento do amplificador de áudio à saída da UC .....	43
Figura 16: Ambiente de desenvolvimento VISUALDSP++ 4.0 .....	44
Figura 17: Amplificador para potenciais evocados QP511 da Grass Technologies.....	45
Figura 18: Diagrama da montagem realizada para os testes da IG e UC.....	49
Figura 19: Diagrama do teste do bioamplificador indicando a aquisição do ECG de um voluntário para a derivação bipolar D1.....	50
Figura 20: Fone supra auricular TDH39P (esquerda) e de inserção E-A-RTONE 5A (direita) .....	52
Figura 21: Diagrama esquemático do procedimento utilizado para a calibração do protótipo .....	53
Figura 22: Diagrama mostrando o funcionamento do algoritmo de rejeição de artefatos.....	57

Figura 23: Exemplo ilustrando como os registros são manipulados ao longo da execução dos algoritmos de detecção MSC, PSM e $T^2_{circ}$ .....	59
Figura 24: Exemplo ilustrando como os registros são manipulados antes da execução do teste F.....	59
Figura 25: O AudioStim.....	61
Figura 26: Tela da Interface Gráfica indicando os parâmetros que o usuário pode ajustar ....	64
Figura 27: Exemplo de configurações para geração de tons AM.....	65
Figura 28: Configuração da frequência de amostragem.....	66
Figura 29: Procedimento para estabelecer a comunicação entre a IG e a UC.....	67
Figura 30: Tom puro de 500 Hz e amplitude $75mV_{pico}$ gerado no canal de saída do “AudioStim” e medido com o osciloscópio.....	68
Figura 31:(a) Tom Puro de 500 Hz e $75mV_{pico}$ coletado no canal de entrada da UC, (b) FFT – espectro de amplitude.....	68
Figura 32: Segunda forma de onda gerada no teste da UC e IG.....	69
Figura 33: (a) Tom AM (com frequência da portadora igual a 200 Hz, modulante igual a 50 Hz, índice de modulação de 100% e amplitude de $150mV_{pico}$ ) captado no canal de entrada do “AudioStim”.(b) FFT – espectro de amplitude.....	69
Figura 34: Terceira forma de onda gerada no teste da UC e IG.....	70
Figura 35:(a) Sinal captado no canal de entrada do “AudioStim” referente à onda composta pela soma de dois tons AM. (b) ) FFT – espectro de amplitude.....	70
Figura 36: Pulsos medidos pelo osciloscópio após a calibração do bioamplificador.....	71
Figura 37: Sinal do ECG medido na saída do bioamplificador.....	72
Figura 38: Probabilidade de detecção do Teste F para $\alpha=5\%$ , $M=10, 30, 100, 500, 1.000$ .....	73
Figura 39: Detalhe da curva mostrada na Figura 38 destacando os valores de M analisados.	74
Figura 40: Probabilidade de detecção da MSC para $\alpha=5\%$ e $M=10, 30, 100, 500, 1.000$ .....	74
Figura 41: Probabilidade de detecção de $T^2_{circ}$ para $\alpha=5\%$ e $M=10, 30, 100, 500, 1.000$ .....	75
Figura 42: Probabilidade de detecção da PSM para $\alpha=5\%$ e $M=10, 30, 100, 500, 1.000$ .....	75
Figura 43: Curva ROC do teste F para $M=16$ e $RSR=-30, -12, -6, 0$ e $6dB$ .....	76
Figura 44: Curva ROC da MSC para $M=16$ e $RSR=-30, -12, -6, 0$ e $6dB$ .....	76
Figura 45: Curva ROC de $T^2_{circ}$ para $M=16$ e $RSR=-30, -12, -6, 0$ e $6dB$ .....	77
Figura 46: Curva ROC da PSM para $M=16$ e $RSR=-30, -12, -6, 0$ e $6dB$ .....	77

Figura 47: Resultados fornecidos pelos testes estatísticos após a análise dos registros de um indivíduo submetido ao primeiro estímulo.....	79
Figura 48: Resultados fornecidos pelos testes estatísticos após a análise das respostas de um indivíduo ao segundo estímulo. ....	80
Figura 49: Resultados fornecidos pelos testes estatísticos após a análise das respostas de um indivíduo ao terceiro estímulo .....	81
Figura 50: Histograma dos resultados obtidos pelas quatro técnicas ORD, indicando o número de indivíduos que apresentaram respostas ao primeiro estímulo (tom AM com portadora igual e 1.000Hz modulada a 86.91Hz ) considerando-se M=4, 6, 16, 48, 100 e 500 trechos e $\alpha=5\%$ .....	82
Figura 51: Histograma dos resultados obtidos pelas quatro técnicas ORD, indicando o número de indivíduos que apresentaram respostas ao segundo estímulo (onda composta pela sobreposição de dois tons AM com portadoras iguais a 1.000Hz e 4.000Hz moduladas, respectivamente, a 90,82Hz e 100,59Hz) considerando-se M=4, 6, 16, 48, 100 e 500 trechos e $\alpha=5\%$ .....	83
Figura 52: Histograma dos resultados obtidos pelas quatro técnicas ORD, indicando o número de indivíduos que apresentaram respostas ao terceiro estímulo (onda composta pela sobreposição de quatro tons AM com portadoras iguais a 500Hz, 1.000Hz, 2.000Hz e 4.000Hz moduladas, respectivamente, a 81,06Hz; 90,82Hz; 100,59Hz e 110,35Hz) considerando-se M=4, 6, 16, 48, 100 e 500 trechos e $\alpha=5\%$ .....	84

**LISTA DE ABREVIATURAS**

AM	–	Amplitude Modulada
ASSR	–	<i>Auditory Steady State Response</i>
BERA	–	<i>Brainstem Evoked Response Audiometry</i>
CEFALA	–	Centro de Estudos da Fala, Acústica, Linguagem e Música
CMRR	–	<i>Common-Mode Rejection Ratio</i>
CSM	–	<i>Component Synchrony Measure</i>
DSP	–	<i>Digital Signal Processor</i>
EEG	–	Eletroencefalografia
ECG	–	Eletrocardiograma
EOA	–	Emissão Otoacústica
EOAE	–	Emissão Otoacústica Espontânea
EOAT	–	Emissão Otoacústica Transiente
EOAPD	–	Emissão Otoacústica por Produto de Distorção
FFT	–	<i>Fast Fourier Transform</i>
FM	–	Frequência Modulada
IG	–	Interface Gráfica
IPRF	–	Índice Percentual de Reconhecimento da Fala
LED	–	<i>Light Emitting Diode</i>
LRF	–	Limiar de Reconhecimento da Fala
MAC	–	<i>Multiplier-Accumulator</i>
MM	–	Modulação Mista
MSC	–	<i>Magnitude Squared Coherence</i>
NA	–	<i>Nível de Audição</i>
NEPEB	–	Núcleo de Estudos e Pesquisas em Engenharia Biomédica
ORD	–	<i>Objective Response Detection</i>
PD	–	Probabilidade de detecção
PEA	–	Potencial Evocado Auditivo

PFA	–	Probabilidade de Falsos Alarmes
PSM	–	<i>Phase Synchrony Measure</i>
RAM	–	<i>Random Access Memory</i>
ROC	–	<i>Receiver Operation Characteristics</i>
RSR	–	Relação Sinal-Ruído
SDT	–	<i>Speech Detection Threshold</i>
SPL	–	<i>Sound Pressure Level</i>
SFT	–	<i>Spectral F Test</i>
SRT	–	<i>Speech Reception Threshold</i>
UC	–	Unidade de Controle
ULA	–	Unidade Lógica Aritmética

## SUMÁRIO

1.	INTRODUÇÃO.....	1
1.1.	Objetivo.....	4
1.2.	Estrutura do trabalho.....	4
2.	Sistema Auditivo.....	6
2.1.	Orelha Externa.....	6
2.2.	Orelha Média.....	7
2.3.	Orelha Interna.....	10
2.3.1.	Órgão de Corti.....	12
2.4.	Vias Auditivas Centrais.....	14
3.	Exames audiométricos.....	16
3.1.	Audiometria.....	16
3.2.	Imitanciometria.....	18
3.3.	Métodos objetivos de avaliação auditiva.....	19
3.3.1.	Emissões Otoacústicas.....	19
3.3.2.	Potenciais Evocados Auditivos.....	20
4.	Técnicas de detecção objetivas de respostas.....	26
4.1.	O Teste F (SFT).....	26
4.2.	Magnitude Quadrática da Coerência.....	29
4.3.	Medida de Sincronismo de Fase.....	31
4.4.	O Teste $T^2_{\text{circular}}$ ( $T^2_{\text{Circ}}$ ).....	33
4.5.	Comparação entre as técnicas ORD.....	34
5.	Materiais e Métodos.....	36
5.1.	Construção do Protótipo.....	36
5.1.1.	Unidade de Controle.....	37
5.1.2.	O Módulo de Bioamplificação.....	44
5.1.3.	Interface Gráfica (IG).....	46
5.1.4.	Processamento dos Sinais de EEG.....	47

5.2.	Testes dos Módulos que compõem o “AudioStim” .....	47
5.2.1.	Testes da UC e IG .....	47
5.2.2.	Teste do Bioamplificador .....	49
5.2.3.	Testes dos Algoritmos de Detecção .....	50
5.2.4.	Calibração do sistema.....	52
5.3.	Estudo de casos da aplicação do “Audiostim” .....	53
5.3.1.	Indivíduos .....	53
5.3.2.	Local da coleta de Dados .....	54
5.3.3.	Posicionamento dos eletrodos.....	54
5.3.4.	Estímulo .....	54
5.3.5.	Registro do EEG durante a estimulação .....	55
5.3.6.	Rejeição de Artefatos .....	57
5.3.7.	Processamento dos Sinais de EEG .....	58
6.	Resultados .....	61
6.1.	O “Audiostim” .....	61
6.1.1.	Especificações Técnicas do AudioStim .....	61
6.1.2.	Interface Gráfica (IG) .....	63
6.2.	Resultados dos testes de cada módulo que compõem o sistema.....	67
6.2.1.	Testes da UC e IG .....	67
6.2.2.	Teste do Bioamplificador.....	71
6.2.3.	Testes dos Algoritmos de Detecção .....	72
6.3.	Estudo de casos da aplicação do “Audiostim” .....	78
7.	Discussão .....	85
8.	Conclusão.....	89

## 1. INTRODUÇÃO

Os Potenciais Evocados vêm sendo amplamente utilizados em estudos que buscam uma melhor compreensão acerca das diversas modalidades sensoriais que integram o corpo humano. O registro destas respostas por meio da Eletroencefalografia (EEG) associada à aplicação de técnicas de processamento de sinais tem fornecido importantes informações sobre a maneira como estímulos externos são conduzidos, percebidos e interpretados pelo sistema nervoso (CHIAPPA, 1997).

Neste contexto estão os Potenciais Evocados Auditivos (PEA), ou seja, as respostas desencadeadas pelo sistema nervoso em função de uma estimulação sonora. Eles podem ser classificados como transitórios ou de regime permanente de acordo com o tipo de estímulo utilizado (MUSIEK; RINTELMANN, 2001; LINS, 2002).

Os PEA transitórios são obtidos com estímulos de curta duração quando apresentados em intervalos de tempo suficientes para que a resposta ocorra sem que haja sobreposição com a resposta ao estímulo anterior. Na clínica médica, este tipo de PEA é utilizado em um exame chamado *Brainstem Evoked Response Audiometry* (BERA), cujo principal objetivo é fazer uma avaliação geral dos limiares auditivos dos indivíduos (LINS, 2002; FELIX, 2006).

Os PEA em regime permanente, por sua vez, ocorrem quando o estímulo é apresentado a uma taxa rápida o suficiente para que a resposta a um dado estímulo sobreponha à resposta ao estímulo seguinte (LINS, 2002; FELIX, 2006; VENEMA, 2004). Este tipo de PEA é utilizado em um exame conhecido como *Auditory Steady State Response* (ASSR).

O que vem despertando a atenção de muitos pesquisadores para o estudo dos PEA em regime permanente é a possibilidade de obtenção de um perfil audiométrico abrangente, através da exploração de cada frequência, sem um aumento significativo no tempo de avaliação. Esse exame apresenta, ainda, propriedades que permitem uma avaliação mais

detalhada e objetiva da audição, tornando possível a configuração de um audiograma eletrofisiológico (CANALE *et al.*,2006; SCHMULIAN *et al.* 2005).

Na rotina médica, a utilização da técnica ASSR tem se mostrado promissora na avaliação da audição, principalmente em indivíduos que não podem responder aos exames convencionais (como recém nascidos, pacientes anestesiados e aqueles que apresentam algum distúrbio cognitivo) ou que intencionalmente simulam uma deficiência auditiva (LUTS *et al.* 2004).

Para os indivíduos recém nascidos, esta técnica teria fundamental importância, pois através dela poderia ser detectada, precocemente, a incidência de perda auditiva (LUTS *et al.* 2004). Isto é de grande relevância para estes indivíduos uma vez que a audição está diretamente relacionada ao desenvolvimento da fala e da linguagem. Assim, a avaliação auditiva nos primeiros dias de vida permitiria o tratamento precoce e preveniria, então, que estes indivíduos apresentem uma redução das habilidades comunicativas em função da má compreensão dos sons que constituem a fala. Segundo Sousa e outros (1998), no Brasil, a identificação de deficiências auditivas em crianças é tardia, ocorrendo quando elas já estão com uma idade média de 3,6 anos. Este atraso, além de prejudicar o desenvolvimento da criança em idade escolar, onera o sistema público de saúde, que precisa investir recursos para o tratamento destes indivíduos. Dados indicam que 10% a 15% das crianças em idade escolar são portadoras de deficiência auditiva leve e flutuante, ou seja, têm capacidade auditiva cerca de 30% menor (SOUSA, 1998).

Para contornar essa situação, alguns estados brasileiros (Rondônia, Piauí, Ceará, Rio Grande do Sul, Paraná, Pernambuco, Mato Grosso, São Paulo, Minas Gerais, Sergipe) e o Distrito Federal estão tornando obrigatória a triagem auditiva dos recém nascidos através de um exame popularmente denominado “teste da orelhinha”. Este nome se deve a uma analogia feita ao exame realizado logo nos primeiros dias de vida da criança conhecido como o “Teste do pezinho” (GRUPO DE TRIAGEM AUDITIVA NEONATAL UNIVERSAL, 2008).

Atualmente o teste da orelhinha é feito, principalmente, através de dois exames: Emissões Otoacústicas (EOA) e BERA (BOHRER, 2008). A EOA é um exame de rápida execução utilizado

para verificar se o recém nascido apresenta perdas auditivas superiores a 30dB. O BERA, por sua vez, é utilizado de forma complementar quando se deseja determinar, de modo geral, o limiar auditivo deste indivíduo. Entretanto, a avaliação geral feita pelo BERA pode omitir perdas auditivas em frequências específicas, o que pode acarretar problemas no desenvolvimento da criança (LINS, 2002). Com isso, oportunidades de aplicação de novos métodos com resultados mais consistentes e precisos vêm sendo pesquisadas, o que abre possibilidades de empregar técnicas como a ASSR.

Contudo, apesar dos bons resultados já descritos na literatura, a técnica ASSR, ainda é objeto de muitos estudos. Várias pesquisas recentes buscam aprimorá-la para que apresente resultados mais precisos e de forma mais rápida. Entretanto, essa não é uma tarefa fácil, pois é preciso investigar a influência que os parâmetros envolvidos na realização da técnica têm no resultado do exame. Estes parâmetros são, por exemplo, o tipo de estímulo, a forma como os eletrodos são posicionados, o tempo de estimulação ou as técnicas de processamento utilizadas para tratar o sinal de EEG e detectar a resposta ao estímulo (STÜRZEBECKER *et al.* 2006; JOHN *et al.* 2001; DOBIE; WILSON, 1996; VICTOR; MAST, 1991).

Nos últimos anos, alguns equipamentos destinados a realização de exames por meio da ASSR vem sendo desenvolvidos e testados em laboratórios de diversas regiões do mundo. Dentre esses equipamentos, destacam-se o MASTER e o AUDIX desenvolvidos no Canadá e em Cuba, respectivamente. Além destes, há também alguns que são comercializados por empresas especializadas em equipamentos médicos como a *Interacoustics*, *Viasys Healthcare*, *Intelligent Hearing Systems* entre outras.

No Brasil, a avaliação auditiva utilizando a tecnologia ASSR ainda está nos seus primórdios e, por isso, não são encontrados no mercado interno produtos com tecnologia nacional. Isto se deve ao fato de todos os equipamentos utilizados no país serem importados a um custo muito elevado. Além de possuir um preço alto, os equipamentos produzidos no exterior são, geralmente, muito restritos com relação às suas funcionalidades, ou seja, o usuário não tem a opção de investigar o efeito que novas formas de estimulação, bem como outros métodos de processamento, têm sobre o desempenho da técnica ASSR.

Com base nas constatações decorrentes da pesquisa realizada, o presente trabalho propõe o desenvolvimento de um sistema versátil, que permita investigar a técnica ASSR sob diversas abordagens, visando uma estimativa melhor, e mais rápida, do limiar auditivo fisiológico.

### **1.1. Objetivo**

Este trabalho tem como principal objetivo desenvolver um sistema para o estudo do potencial evocado auditivo em regime permanente – o “AudioStim”.

O sistema proposto permitirá que o usuário selecione os principais parâmetros que envolvem a técnica ASSR como, por exemplo, a frequência, a intensidade, a forma da onda, o tempo de duração do estímulo, o tempo entre dois estímulos e o número de estímulos.

Para isso, desenvolveu-se um protótipo constituído de uma fonte de estímulos sonoros, um sistema de coleta de EEG e um software para processamento destes sinais.

### **1.2. Estrutura do trabalho**

O presente trabalho está dividido em oito capítulos que incluem uma parte teórica (Capítulos 2, 3 e 4) e outra experimental, vinculada à execução do projeto propriamente dito (Capítulos 5, 6, 7 e 8).

O Capítulo 2 traz uma breve revisão sobre a anatomia e fisiologia do sistema auditivo humano. Na ocasião, são destacadas as principais estruturas envolvidas no processo da audição, desde o pavilhão auricular externo até o córtex auditivo primário.

No Capítulo 3 são apresentados os principais exames de avaliação auditiva utilizados na rotina médica. Ao longo do capítulo são apresentadas, de forma sucinta, as principais características de cada exame bem como suas principais vantagens e limitações. Por ser o tema central deste trabalho, o exame realizado com base no potencial evocado em regime

permanente será abordado com um maior grau de detalhamento. Neste caso, será apresentada uma revisão bibliográfica mais extensa onde são considerados tanto aspectos qualitativos quanto quantitativos.

No quarto Capítulo serão apresentadas e descritas as características das principais técnicas de detecção objetiva de respostas, no domínio da frequência, utilizadas no ASSR.

O quinto Capítulo se refere aos materiais e métodos utilizados no desenvolvimento do protótipo. Este capítulo encontra-se dividido em duas partes. A primeira detalha a forma como o protótipo foi idealizado e descreve todos os recursos utilizados na sua construção.

Já a segunda parte aborda os testes realizados. Em um primeiro momento são descritos os ensaios elaborados para verificar o correto funcionamento de todos os módulos que compõem o sistema. Em seguida, descreve-se o estudo de casos realizados para aferir o desempenho do sistema como um todo.

Os resultados obtidos para todos os testes, por sua vez, serão apresentados no Capítulo 6 e discutidos no Capítulo 7.

O Capítulo 8, por fim, traz as conclusões do trabalho e apresenta algumas propostas de trabalhos futuros.

## 2. SISTEMA AUDITIVO

A audição, que constitui um dos cinco sentidos dos seres humanos, é um processo complexo que envolve a captação, percepção e interpretação dos sons presentes no meio ambiente. A estrutura anatômica do sistema auditivo humano é dividida em três partes: orelha externa, orelha média e orelha interna, sendo esta última continuada pela estrutura nervosa responsável por levar os sinais elétricos até o córtex auditivo (BEAR *et al.* 2002) (Figura 1).

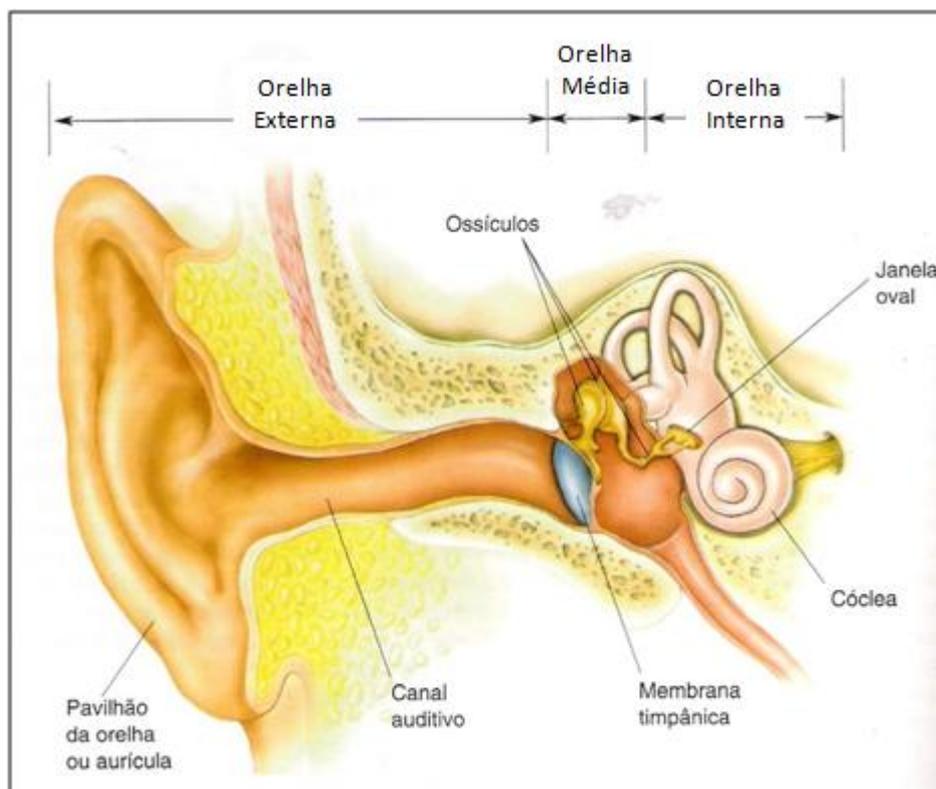


Figura 1: Divisão anatômica do sistema auditivo.  
Fonte: Modificado de Bear *et al.* 2002.

### 2.1. Orelha Externa

A orelha externa é composta pelo pavilhão auricular (ou aurícula) e pelo meato acústico externo (ou canal auditivo). Suas principais funções são:

- Coletar e encaminhar as ondas sonoras à orelha média;
- Iniciar o processo de amplificação do som;
- Auxiliar na localização da fonte sonora.

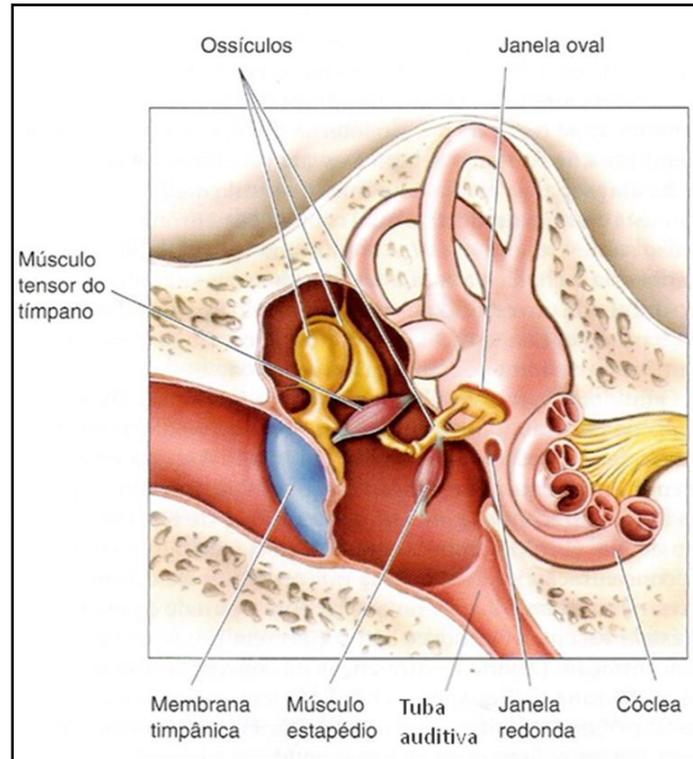
O pavilhão auricular é uma estrutura constituída por tecido cartilaginoso recoberto por pele. Sua função é captar as ondas sonoras do meio ambiente e direcioná-las até o meato acústico externo, que por sua vez, irá conduzi-las até a membrana timpânica. Ao longo de sua extensão, o meato acústico externo é revestido por pêlos e glândulas que secretam uma substância gordurosa (cerume) que o impermeabiliza e protege da ação de microorganismos. (BEAR *et al.* 2002; KANDEL *et al.* 2000).

Além de conduzir as ondas sonoras, o meato acústico externo também é responsável por amplificar os sons na faixa de frequência situada entre 2.000Hz e 3.000Hz. Isto é possível porque sua estrutura tubular com cerca de 2,5 cm de extensão faz com que excitações nessa faixa entrem em ressonância antes de serem propagadas até a orelha média. (PURVES *et al.* 2005; KANDEL *et al.* 2000).

## **2.2. Orelha Média**

A principal função atribuída à orelha média é transmitir à orelha interna a energia sonora captada pela orelha externa. Anatomicamente, ela é composta pelos seguintes segmentos, conforme ilustrado pela Figura 2:

- Membrana Timpânica;
- Cavidade da orelha média – que é preenchida por ar e comunica-se com a nasofaringe através da tuba auditiva;
- Cadeia ossicular – formada pelos menores ossos encontrados no corpo humano, sendo eles denominados: Martelo, bigorna e estribo.
- Músculos da orelha média.



**Figura 2: Estrutura anatômica da orelha média.**  
**Fonte: Modificado de Bear et al. 2002.**

A energia sonora captada pela orelha externa atinge a membrana timpânica, fazendo-a vibrar, acompanhando as ondas de pressão e rarefação presentes no som. A vibração do tímpano é, então, propagada até a janela oval da cóclea, através do deslocamento da cadeia ossicular (PURVES *et al.* 2005; KANDEL *et al.* 2000; BEAR *et al.* 2002). Entretanto, o som incidente encontra uma resistência à sua propagação devido à diferença entre o ambiente dentro da orelha média (ar) e aquele encontrado na orelha interna (líquido). Quando a onda sonora passa de um meio de baixa impedância, como o ar, para um meio de impedância maior, como a água, toda a energia acústica tende a ser refletida. Assim, para assegurar a transmissão da energia sonora ao interior da cóclea, a orelha média utiliza dois mecanismos de amplificação (PURVES *et al.* 2005; KANDEL *et al.* 2000):

1. Mecanismo hidráulico – Esse mecanismo promove a amplificação do som devido à diferença existente entre as áreas da membrana timpânica e da janela oval. Essa diferença faz com que a força exercida pelo som na membrana timpânica

resulte em um aumento de pressão na janela oval, que intensifica a vibração do líquido presente no interior da cóclea.

2. Mecanismo de alavanca martelo-bigorna – Para resolver o problema de casamento de impedâncias (entre o ar da orelha externa e o líquido da orelha interna), a orelha média executa um segundo mecanismo de amplificação através da cadeia ossicular. O ramo longo da bigorna, que é menor que o cabo do martelo, causa um efeito de alavanca, fazendo com que a pressão acústica transmitida à janela oval aumente.

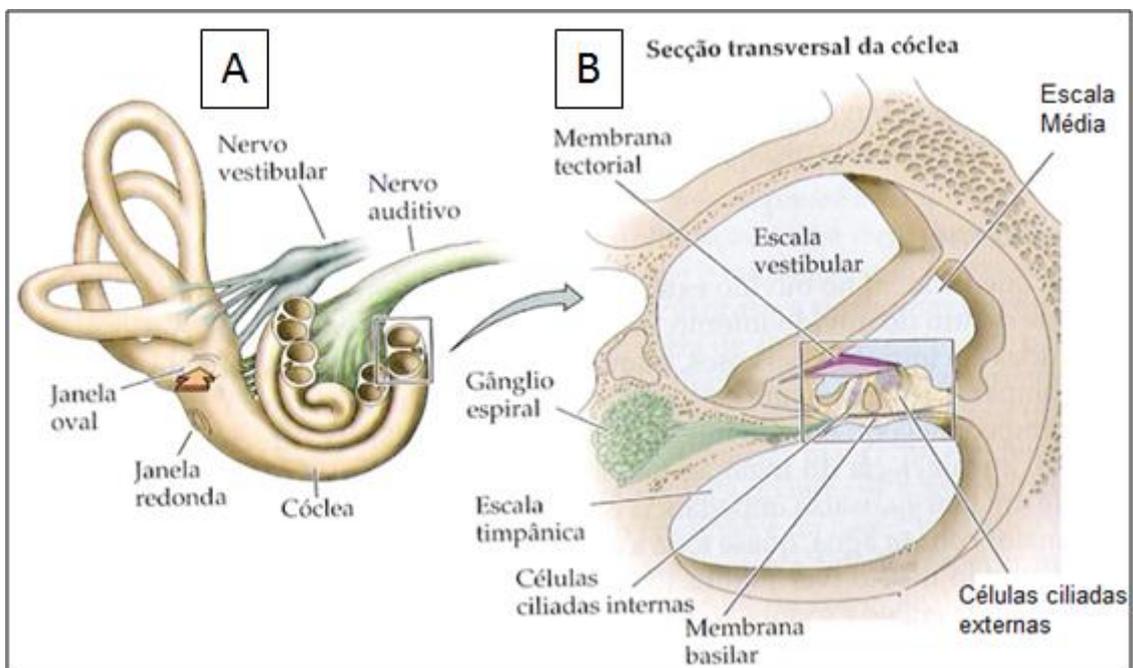
Além da resistência encontrada em função dos diferentes meios de propagação, a energia sonora pode também sofrer uma atenuação no instante em que é transmitida da orelha externa para a orelha média, devido a uma eventual diferença de pressão entre essas duas regiões. Essa diferença fará com que a membrana timpânica seja forçada em direção a orelha média ou ao meato acústico externo, dependendo da região de menor pressão. Uma vez forçada, a membrana timpânica não vibrará livremente, acarretando em uma atenuação da energia sonora. Para contornar essa situação, a orelha média tem, em sua constituição, a tuba auditiva, que funciona como um canal que permite equalizar a pressão do meio externo com a da cavidade na qual se encontra a cadeia ossicular. Isso garante que a unidade tímpano-ossicular vibre sem obstáculos (BEAR *et al.* 2002; KANDEL *et al.* 2000).

Para proteger a orelha interna de estímulos sonoros de elevada intensidade, a orelha média executa um mecanismo de defesa, denominado reflexo estapediano. Esse reflexo consiste em uma contração do músculo do estribo (estapédio) que, sob a presença de estímulos de grande intensidade, se desloca de cima para baixo aumentando a rigidez da membrana timpânica. Esta contração irá impedir que a energia sonora intensa seja propagada através da orelha média prevenindo assim, danos na membrana timpânica, na cadeia ossicular e, principalmente, nas células ciliadas (BEAR *et al.* 2002).

### 2.3. Orelha Interna

A orelha interna está localizada na porção petrosa do osso temporal. É interessante observar que ela não está relacionada, exclusivamente, à audição. Na verdade, ela se divide em duas porções: vestibular e coclear. A porção vestibular (ou labirinto) está intimamente relacionada ao auxílio e manutenção do equilíbrio corporal, enquanto a porção coclear está associada ao sistema auditivo (BEAR *et al.* 2002).

A cóclea é uma estrutura que ocupa um lugar decisivo na via auditiva, pois é nela que a energia das ondas sonoras é transformada em sinais neurais. Anatomicamente, ela é um órgão com cerca de 9 mm de diâmetro que possui uma estrutura cônica espiralada formada por três ductos que se afinam da base para o ápice. Esses ductos são: escala vestibular, escala média ou ducto coclear e escala timpânica (vide Figura 3) (PURVES *et al.* 2005; KANDEL *et al.* 2000; BEAR *et al.* 2002).



**Figura 3: Estrutura anatômica da orelha interna.**

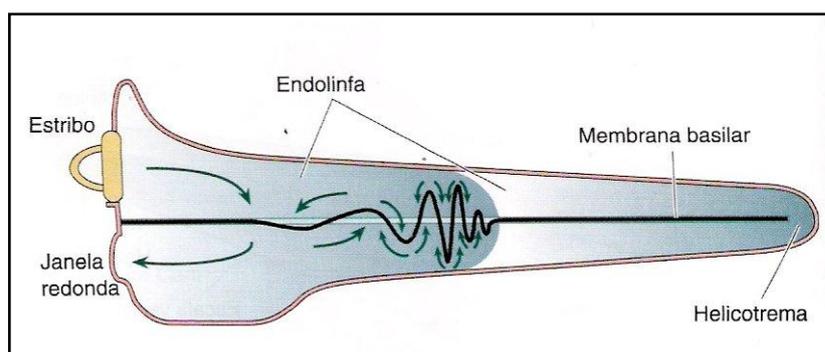
**A) Cóclea; B) Corte transversal da cóclea destacando as escalas vestibular, média e timpânica.**

**Fonte: Modificado de Purves *et al.* 2005.**

Conforme ilustrado pela Figura 3, a escala vestibular, que está localizada na porção superior limita-se com a orelha média pela janela oval. A escala média, por sua vez, ocupa a posição intermediária abrigando o órgão de Corti, sendo delimitada, em sua base, pela membrana basilar. Finalmente, a escala timpânica, localizada inferiormente, faz limite com a orelha média através da janela redonda (KANDEL *et al.* 2000).

As escalas, vestibular e timpânica, se unem no ápice da cóclea, em uma região denominada helicotrema. Seus interiores são preenchidos por um líquido rico em sódio chamado perilinfa. O ducto coclear, por sua vez, é preenchido pela endolinfa, que tem sua composição rica em potássio (BEAR *et al.* 2002).

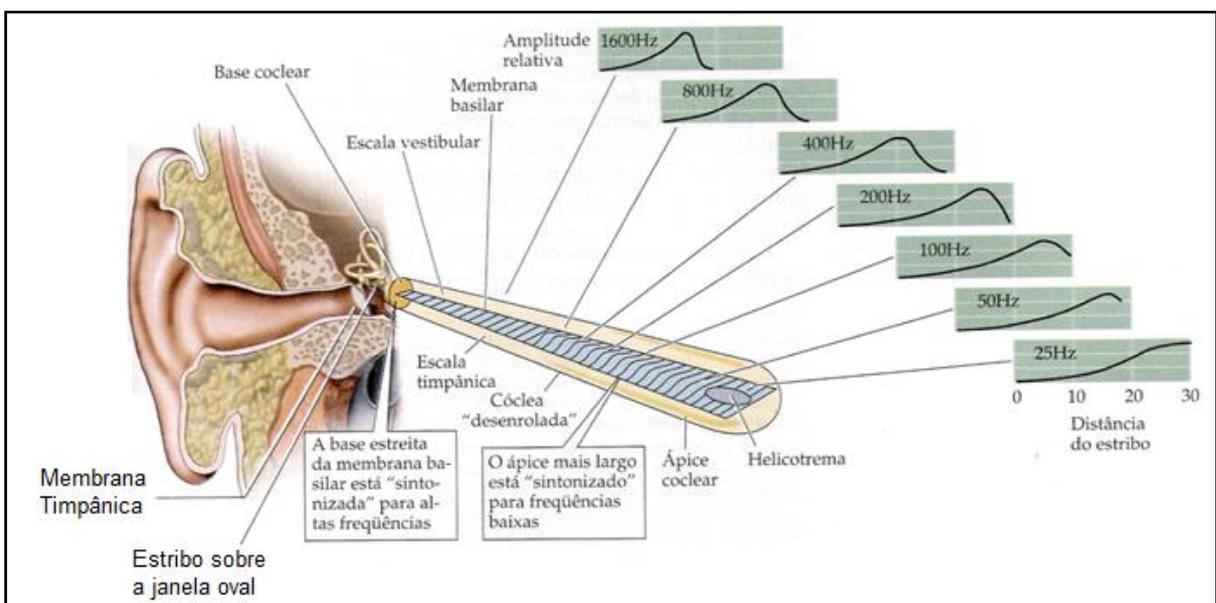
Durante a transmissão da energia sonora, a base do estribo se projeta, através da janela oval, para o interior do vestíbulo, impulsionando a perilinfa. Como esse líquido se encontra dentro de uma caixa óssea rígida, a pressão aplicada acaba sendo direcionada ao ápice da cóclea. Com isso, a onda mecânica se desloca ao longo da escala vestibular, atinge o helicotrema e retorna pela escala timpânica, empurrando a janela redonda em direção à cavidade da orelha média. Esse deslocamento resulta em uma diferença de pressão hidrostática que faz a membrana basilar vibrar de cima para baixo (PURVES *et al.* 2005; KANDEL *et al.* 2000; BEAR *et al.* 2002). A Figura 4 ilustra esta dinâmica.



**Figura 4: Deslocamento da endolinfa dentro da cóclea e movimentação da membrana basilar.**  
**Fonte: Bear *et al.* 2002.**

Essa vibração, entretanto, não se dá de maneira uniforme. A estrutura mecânica da membrana, mais larga e flexível na extremidade apical e mais estreita e rígida na

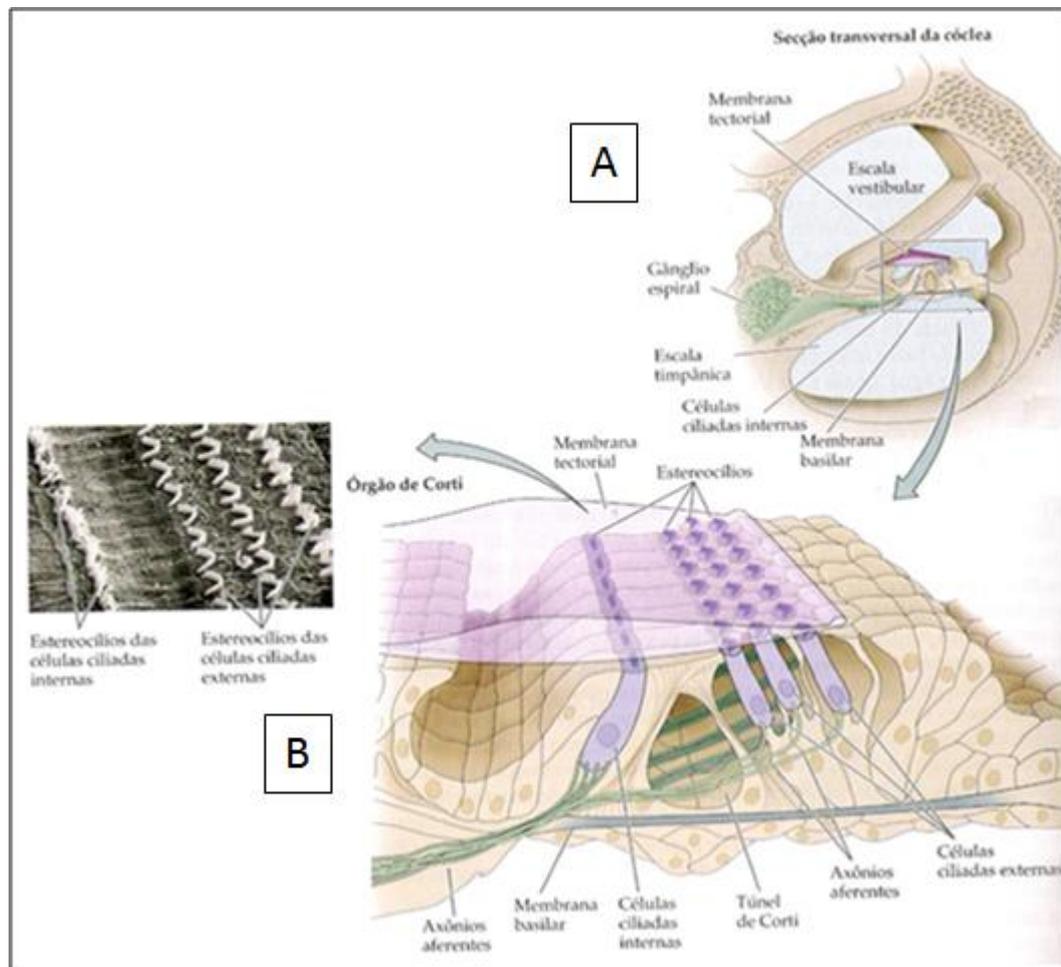
extremidade basal (KATZ, 1999; KANDEL *et al.* 2000), faz com que ela se movimente apenas em uma região específica, cuja localização dependerá da frequência do estímulo sonoro. Desta forma, esta estrutura atua como um analisador de espectro, decompondo formas de onda complexas em diversas componentes discretas. Assim, sons de diferentes frequências, excitarão a membrana basilar em regiões distintas. As regiões que respondem às baixas frequências estão localizadas no ápice, enquanto aquelas que respondem às altas frequências se encontram na base, como ilustrado pela Figura 5 (PURVES *et al.* 2005; KANDEL *et al.* 2000; BEAR *et al.* 2002).



**Figura 5: Destaque para as regiões que respondem a diferentes frequências na membrana basilar.**  
**Fonte: Purves *et al.* 2005.**

### 2.3.1. Órgão de Corti

O órgão de Corti (Figura 6) é a estrutura, dentro da orelha interna, responsável por converter a energia mecânica do som em sinais elétricos que serão encaminhados ao córtex cerebral. (KANDEL *et al.* 2000). Localizado sobre a membrana basilar e encoberto pela membrana tectória, o órgão de Corti é constituído, principalmente, pelas células ciliadas externas e internas e por estruturas que fornecem sustentação a estas duas (BEAR *et al.* 2002). As células ciliadas, que constituem os receptores auditivos, são células epiteliais especializadas que despolarizam quando excitadas por estímulos mecânicos.



**Figura 6: O órgão de Corti.**

**A) Sessão transversal da cóclea destacando o órgão de Corti e as escalas vestibular, média e timpânica. B) O Órgão de Corti. Detalhe das estruturas envolvidas na transdução do estímulo sonoro em impulsos elétricos, que seguirão até o córtex auditivo primário.**

**Fonte: Modificado de Purves *et al.* 2005.**

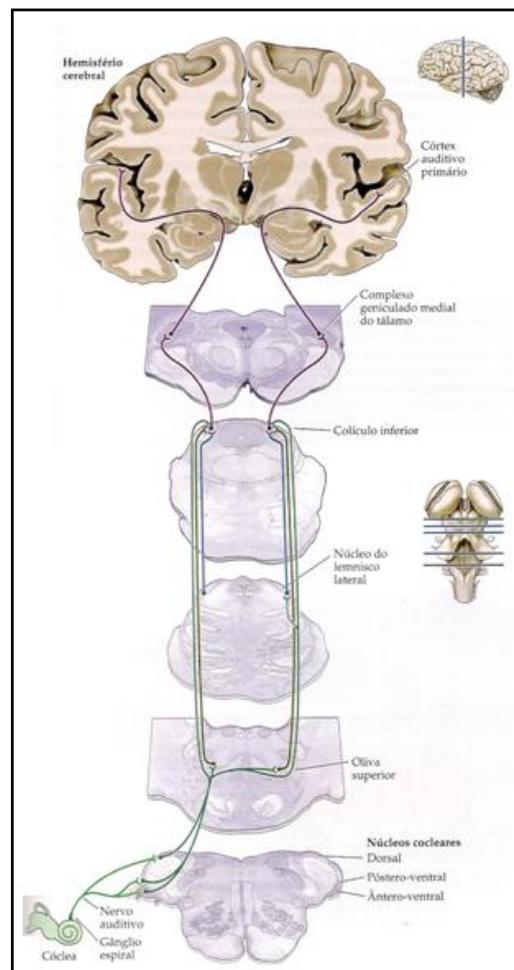
O movimento da membrana basilar em resposta ao som faz com que toda a estrutura que sustenta as células ciliadas movimente-se em direção à membrana tectória. Pelo fato da membrana tectória firmar as extremidades dos estereocílios das células ciliadas, esta movimentação irá deslocar os estereocílios destas células de um lado para o outro (PURVES *et al.* 2005; BEAR *et al.* 2002). Registros mostram que, quando os estereocílios se deslocam em uma direção, a célula ciliada despolariza e quando se deslocam na outra, a célula hiperpolariza. Assim, quando uma onda sonora provoca uma oscilação da membrana basilar,

as células ciliadas irão gerar um potencial de receptor que despolariza e hiperpolariza alternadamente a partir do potencial de repouso (KANDEL *et al.* 2000).

No caso das células ciliadas externas, os potenciais gerados provocarão contrações mecânicas rápidas nestas células, que resultarão na amplificação da vibração da membrana basilar. Esta amplificação irá excitar um número maior de células ciliadas internas culminando na deflagração de potenciais de ação que seguirão pelas vias auditivas aferentes até o córtex (BEAR *et al.* 2002).

#### 2.4. Vias Auditivas Centrais

Antes de chegarem ao córtex cerebral, os potenciais de ação deflagrados pelas células ciliadas internas percorrem um complexo trajeto ao longo do sistema nervoso (Figura 7).



**Figura 7: Vias auditivas ascendentes.**

Os cortes indicam as regiões pelas quais as fibras passam antes de atingirem o córtex auditivo primário.

Fonte: Modificado de Purves *et al.* 2005.

O início desta trajetória se dá nos gânglios espirais onde ocorrem as sinapses das células ciliadas internas, e de onde partem os axônios que se juntam às fibras provenientes do sistema vestibular para formar o nervo vestibulo-coclear. Este, por sua vez, irá penetrar o tronco encefálico na altura do bulbo, chegando até os núcleos cocleares dorsal e ventral, ipsilaterais à cóclea de onde os axônios originaram-se (BEAR *et al.* 2002).

Neste ponto, a maior parte das fibras nervosas cruza a linha média e estabelece sinapses com a oliva superior em ambos os lados do tronco encefálico. Outras, no entanto, passam pela oliva superior, cruzam a linha média e seguem até o colículo inferior, no mesencéfalo. Há, ainda, algumas fibras que partem dos núcleos cocleares e passam por outros núcleos de retransmissão intermediária antes de atingirem o colículo inferior. O que deve ser destacado, no entanto, é que todas as vias auditivas ascendentes convergem para o colículo inferior antes de seguirem sua trajetória até núcleo geniculado medial do tálamo (PURVES *et al.* 2005; KANDEL *et al.* 2000; BEAR *et al.* 2002).

Desta última estrutura, as fibras seguem até o córtex auditivo primário, localizado no giro temporal superior, onde serão organizadas de forma tonotópica (PURVES *et al.* 2005).

### **3. EXAMES AUDIOMÉTRICOS**

A integridade da audição é verificada por meio de exames específicos, destinados a avaliar diferentes aspectos anatômicos e/ou fisiológicos do sistema auditivo. Na rotina médica, a utilização destes exames é de grande utilidade, pois fornecem aos médicos uma análise abrangente que lhes permite descartar suspeitas e, conseqüentemente, fazer um diagnóstico mais preciso.

Dentre os principais exames utilizados destacam-se a audiometria, a imitanciometria, as EOA e os PEA. As características de cada um, bem como as suas principais aplicações são apresentadas a seguir.

#### **3.1. Audiometria**

A audiometria é atualmente o procedimento comportamental mais utilizado para a obtenção dos limiares auditivos aéreos (através de fones) e ósseos (através de vibrador). Este exame é composto, principalmente, pela audiometria tonal e pela logaudiometria (MUSIEK; RINTELMANN, 2001; FROTA, 1998).

A audiometria tonal é um exame convencional largamente utilizado que permite medir a audição periférica através da obtenção dos limiares auditivos de tons puros. É realizado de maneira simples, não invasiva e sem qualquer desconforto para o paciente (BESS; HUMES, 1998; YANTIS, 1994). Apesar de apresentar bons resultados, esse exame é dependente de respostas consistentes por parte das pessoas examinadas, o que lhe confere um caráter subjetivo.

Para um estudo adequado do estado do sistema auditivo, é preciso conhecer os limiares por via aérea e via óssea, que são os meios possíveis de transmissão de energia sonora para a cóclea. Através da via aérea, a energia sonora entra pelo meato acústico externo e é

transportada, mecanicamente, pelo sistema de transmissão da orelha média para a cóclea. Já a energia sonora transmitida por via óssea, estimula diretamente a cóclea através da vibração do crânio (FROTA, 1998).

Na Audiometria Tonal por Via Aérea, cada orelha é testada separadamente. Inicia-se o exame nas frequências de 1.000Hz, 2.000Hz, 3.000Hz, 4.000Hz, 6.000Hz e 8.000Hz e, em seguida, são testadas as frequências de 500Hz e 250Hz.

Já na Audiometria Tonal por Via Óssea, um vibrador ósseo é posicionado sobre a mastóide do paciente. Esta forma de avaliação permite a obtenção dos limiares apenas nas frequências de 250Hz a 4.000Hz, pois estímulos abaixo de 250Hz e acima de 4.000 Hz são difíceis de serem produzidos devido às limitações eletroacústicas. Na prática clínica testam-se apenas as frequências de 500Hz, 1.000Hz, 2.000Hz, 3.000Hz e 4.000Hz (KATZ, 1999).

Os limiares encontrados na audiometria tonal são, então, registrados em um gráfico denominado audiograma. Este gráfico expressa, na abscissa, as frequências avaliadas em uma escala que vai de 250Hz a 8.000Hz. Na ordenada é apresentada a intensidade, em uma escala que vai de 10 dBNA a 110 dBNA (FROTA, 1998).

Outro exame que compõe a audiometria é a Logaudiometria (ou Audiometria Vocal). Ela tem como objetivo avaliar a habilidade do paciente em perceber e reconhecer os sons da fala, uma vez que essa compreensão é fundamental para a eficiência da comunicação. A avaliação audiológica básica inclui os testes de Limiar de Reconhecimento da Fala (ou *Speech Reception Threshold* (SRT)), o Índice Percentual de Reconhecimento de Fala (IPRF) e o Limiar de Detecção da Fala (ou *Speech Detection Threshold* (SDT)) (FROTA, 1998).

O SRT é definido como a menor intensidade na qual o indivíduo é capaz de repetir corretamente 50% das palavras trissílabas que lhes são apresentadas. A cada palavra falada ocorre uma diminuição da intensidade. O SDT mede a menor intensidade com a qual o paciente consegue detectar a presença de fala. Ele é feito apenas quando o indivíduo não consegue realizar ou não quer repetir as palavras do SRT. Já o IPRF mensura a habilidade do

paciente em repetir palavras monossílabas ou dissílabas. Para sua realização são empregadas listas contendo 25 vocábulos que são ditos pelo examinador e repetidos pelo paciente (LOPES, 1997; KATZ, 1999).

Existe, também, a Audiometria de Altas Freqüências, que é um teste subjetivo da audição, realizado em cabine acústica com fones de orelha calibrados especialmente para emitir sons extremamente agudos, nas freqüências de 8.000Hz a 16.000Hz. Entretanto, ainda não há um consenso a respeito do padrão de normalidade para este teste, mas sabe-se que a sensibilidade auditiva para tons puros de altas freqüências decresce com o aumento da intensidade e com o avanço da idade. Sendo assim, é um exame ideal para detectar fases precoces de doenças que têm o envolvimento do sistema auditivo e para monitorar estados de risco para a audição (FROTA, 1998).

### **3.2. Imitanciometria**

Outro teste que faz parte da rotina audiológica é a Imitanciometria. Seu objetivo é fornecer informações importantes sobre a integridade da orelha média e avaliar o reflexo estapediano (MUSIEK; RINTELMANN, 2001). Para a realização deste exame utiliza-se uma sonda que é introduzida no meato acústico externo do indivíduo. Esta sonda possui uma fonte de excitação sonora capaz de gerar estímulos intensos e um manômetro que altera a pressão dentro do meato acústico externo.

A imitanciometria é composta por três etapas: timpanometria, compliância e reflexo estapédico. A primeira avalia o comportamento da membrana timpânica em relação à variação de pressão, ou seja, mede as diferentes posições que ela assume quando é submetida a uma pressão externa. A Compliância, por sua vez, utiliza a pressão gerada pelo manômetro para medir o volume do meato acústico externo. (FROTA, 1998). Já a pesquisa do reflexo estapédico busca observar o mecanismo de defesa do sistema auditivo, que consiste na contração involuntária dos músculos da orelha média (estapédio) induzida por um estímulo acústico intenso.

### 3.3. Métodos objetivos de avaliação auditiva

Nos casos em que os indivíduos são incapazes de responder a audiometria (como bebês, pacientes anestesiados ou com alguma deficiência cognitiva) ou intencionalmente simulam uma deficiência auditiva, métodos objetivos de avaliação, como a EOA e os PEA, devem ser utilizados (FIGUEIREDO; CASTRO JÚNIOR, 2003; FERRAZ *et al.* 2002).

#### 3.3.1. Emissões Otoacústicas

O exame de Emissão Otoacústica (EOA) tem como base funcional captar os sons gerados dentro da cóclea pelas células ciliadas externas, coletados espontaneamente ou através de estimulação acústica. As EOA podem ser classificadas em:

- Emissões Otoacústicas Espontâneas (EOAE);
- Emissões Otoacústicas Evocadas;
  - Emissões Otoacústicas Transientes (EOAT);
  - Emissões Otoacústicas por Produto de Distorção (EOAPD).

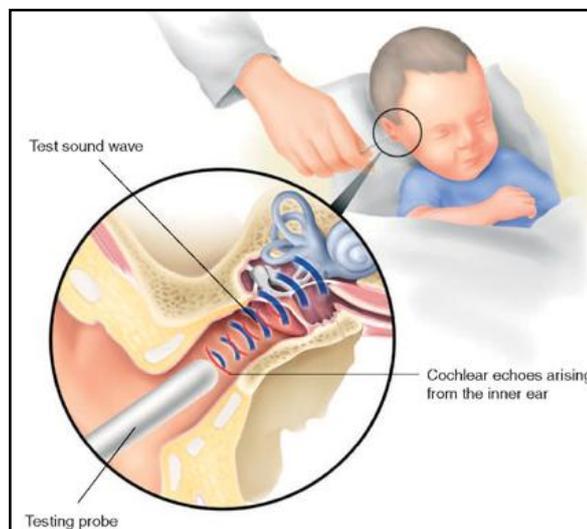
As EOAE consistem em sinais de banda estreita que são registrados na ausência de estímulos acústicos e se caracterizam como sinais estacionários que podem ser registrados por longos períodos de tempo (MARTIN *et al.* 1990).

As EOAT, por sua vez, são respostas captadas 5ms após um estímulo acústico breve. Observou-se que a maior quantidade de informação é conseguida quando se utiliza um clique na faixa de frequência situada entre 500Hz e 4.000Hz (LOPES, 1997; MARTIN *et al.* 1990).

As EOAPD ocorrem quando a cóclea é estimulada simultaneamente por dois tons puros de frequências diferentes. A interação não linear desses dois tons permitirá que a cóclea

produza um terceiro som, que é denominado produto de distorção (BILGER *et al.*1990; LOPES, 1997; MARTIN *et al.* 1990; YANTIS, 1994).

A realização deste exame é feita através de uma sonda que possui em sua extremidade uma fonte de excitação sonora e um microfone. No caso da EOAE, utiliza-se apenas o microfone para fazer a captação dos sons gerados espontaneamente no interior da cóclea. Já para a EOAT e EOAPD, utiliza-se a fonte de estímulos para excitar a orelha interna e o microfone para registrar a resposta evocada por tais estímulos (Figura 8).



**Figura 8: Procedimento utilizado para a realização da EOA.**

**Detalhe da sonda utilizada para a estimulação e captação da resposta evocada.**

**Fonte: Family Doctor,2009.**

De maneira geral, a EOA é um exame de rápida execução capaz de detectar perdas auditivas superiores a 30dB (MUSIEK; RINTELMANN, 2001). Entretanto, dadas as suas características, essa técnica não é adequada para avaliar limiares auditivos, ou seja, não avalia o grau da perda auditiva (LINS, 2002).

### **3.3.2. Potenciais Evocados Auditivos**

O potencial evocado auditivo (PEA) é uma resposta eletrofisiológica do córtex cerebral e estruturas subcorticais, eliciada por um estímulo sonoro, que pode ser captado por

eletrodos de superfície no couro cabeludo (CHIAPPA, 1997). O fato de estes potenciais poderem ser captados em indivíduos sedados ou anestesiados, de maneira não invasiva e sem desconforto, aumentou ainda mais a aplicabilidade clínica deste procedimento (AZEVEDO, 2003). A utilização dos PEA é indicada para o estudo de lesões no nervo vestibulo-coclear, como o *schwanoma* vestibular (um tumor benigno que se desenvolve no nervo), e a identificação de perdas auditivas em crianças e adultos com respostas inconsistentes à audiometria tonal. Além disso, esse método pode ser utilizado na detecção de morte encefálica e em pesquisas de neuro lingüística (SOUSA *et al.* 1998).

Dentre os exames realizados com base nos potenciais evocados auditivos destacam-se o *Brainstem Evoked Response Audiometry* (BERA) e o *Auditory Steady State Response* (ASSR) (MISULIS, 1994; FELIX, 2006).

### **BERA**

O BERA é um exame audiométrico no qual são utilizados *clicks* (estímulos de curta duração capazes de excitar a orelha interna na faixa entre 2.000Hz e 4.000Hz) para se obter uma avaliação geral do limiar auditivo (LINS, 2002; BROOKHOUSER *et al. apud* LIN *et al.* 2008; BOHRER, 2008). A resposta captada pelos eletrodos fixados no couro cabeludo do indivíduo apresenta-se na forma de um registro temporal composto de sete ondas positivas e negativas, que são observadas nos primeiros 12ms após a apresentação do estímulo (MISULIS, 1994; FIGUEIREDO; CASTRO JÚNIOR, 2003). O resultado final é, então, obtido após o examinador analisar a latência das respostas e identificar cada uma dessas ondas.

Embora não requeira a participação do paciente (técnica objetiva), o resultado final do exame está sujeito à análise subjetiva do examinador. Conforme descrito por Lins (2002), o BERA também é capaz de avaliar limiares auditivos em frequências específicas, porém o procedimento utilizado para tal levantamento é muito complexo e demorado, o que inviabiliza sua utilização na rotina médica.

## ASSR

A resposta em regime permanente (ASSR) é um potencial evocado desencadeado por um estímulo periódico apresentado de maneira contínua. Tal como os demais potenciais evocados corticais auditivos, ele é utilizado quando os testes convencionais, como a audiometria tonal, não mostram resultados satisfatórios (FERRAZ *et al.* 2002).

O que vem despertando a atenção de muitos pesquisadores para o estudo do ASSR, é a possibilidade de obtenção de um perfil audiométrico abrangente, através da exploração simultânea de várias frequências, sem um aumento significativo no tempo de avaliação (PICTON *et al.* 2002; LINS; PICTON, 1995). Outra grande vantagem está na forma objetiva de avaliação das respostas, que pode ser feita automaticamente por meio de softwares. Isto diminui a probabilidade de erros de diagnóstico uma vez que não é necessária a interpretação subjetiva de um profissional através da avaliação visual dos resultados. Além disso, a utilização desta técnica não necessita que os pacientes estejam sedados.

Galambos e outros (1981) foram os primeiros a estimar limiares auditivos usando a ASSR através de tons *burst* na faixa próxima a 40Hz. Este tipo de estímulo consiste em tons puros, geralmente na faixa entre 500Hz e 4.000Hz, apresentados em intervalos de tempo iguais ao inverso da frequência de estimulação ( $1/40 = 0,025s$ ). Entretanto, a amplitude das respostas a estes estímulos está relacionada ao estado de vigília do indivíduo, caindo pela metade quando o sujeito está dormindo (DIMITRIJEVIC *et al.* 2004). Além disso, o registro destas respostas é mais difícil de ser feito em recém nascidos. Isto se deve, provavelmente, ao fato das estruturas corticais desses indivíduos não estarem bem desenvolvidas (STAPPELLS *et al.* 1988).

Por este motivo, passou-se a estudar outras frequências de estimulação visando obter respostas imunes ao estado de vigília e, principalmente, possíveis de serem obtidas em recém nascidos, independente da maturação neurológica. Para tanto, utilizou-se a faixa de frequência entre 80Hz e 110 Hz (HERDMAN; STAPPELLS, 2001; AOYAGI *et al.* 1993b).

Atualmente, os tons AM (Amplitude Modulada) têm sido os estímulos mais utilizados no registro das ASSR. Essa forma de onda tem a sua energia distribuída em três pontos do espectro. O primeiro, de maior amplitude, está na frequência da portadora, enquanto os outros dois, se encontram equidistantes em relação ao primeiro sendo o afastamento deles igual à frequência da modulante (STAPELLS *et al.* 1993).

Segundo Lins (2002) a gênese das respostas em regime permanente se dá em virtude das características fisiológicas da orelha interna. Quando atinge a cóclea, o tom AM vibra a membrana basilar na região correspondente à frequência da portadora, excitando os cílios das células ciliadas internas presas a esta região. Os cílios destas células, entretanto, só desencadeiam um potencial de ação quando movidos em um sentido. Como consequência, o padrão de disparos das células ciliadas internas será uma versão retificada do tom AM, que apresenta uma componente espectral adicional, localizada na frequência de modulação. É justamente esta componente adicional, gerada pela retificação do estímulo na cóclea, que será captada pelo EEG e servirá de referência para determinar o limiar de audição do indivíduo. Deve-se ressaltar, no entanto, que estas respostas só podem ser registradas pelo EEG em virtude das estruturas geradoras de campos abertos localizadas nas vias auditivas ascendentes. Estudos mostram que a avaliação eletrofisiológica obtida através do ASSR, para tons AM com frequências da modulante entre 80Hz e 110Hz, fornecem detecção de limiares auditivos bem próximos daqueles obtidos na audiometria tonal (LINS *et al.* 1995; JOHN *et al.* 2002; PETITOT *et al.* 2005; PICTON *et al.* 2005).

Além de fornecer resultados bem próximos, a técnica ASSR possibilita uma avaliação de limiares de forma simultânea (PICTON *et al.* 2009). Lins e Picton (1995) assim como John e outros (1998) descreveram a possibilidade de usar as respostas auditivas em regime permanente para acessar, simultaneamente, a audição nas duas orelhas e em diferentes frequências. Eles registraram respostas usando modulação de frequência entre 70Hz e 110 Hz e mostraram que, não existe diminuição significativa na amplitude de respostas para até oito estímulos simultâneos (quatro em cada orelha) quando comparadas aos resultados de estimulações individuais simples. Entretanto, eles ressaltam que para isso, as frequências

das portadoras devem estar afastadas por pelo menos uma oitava, e as frequências das modulantes por, no mínimo, 1,3 Hz.

Além dos tons AM, outros estímulos vêm sendo utilizados em estudos de detecção de ASSR com o intuito de obter respostas de maior amplitude e, conseqüentemente, diminuir o tempo necessário para a sua detecção (JOHN *et al.* 2002; STÜRZEBECKER *et al.* 2003). Dentre eles destacam-se:

- Tom Frequência Modulada (FM) – Modulação em frequência de um tom puro (JOHN *et al.* 2001);
- Tom AM com envelope exponencial – Modulação de uma portadora por um envelope exponencial ( $\text{sen}^N$ ) (JOHN *et al.* 2002);
- Tom de modulação mista (Tom MM) – Estímulo composto pela combinação dos tons AM e FM (COHEN *et al.* 1991; DIMITRIJEVIC *et al.* 2004);
- Modulação de ruído – Modulação AM que utiliza como portadora um ruído ao invés de uma senoide (JOHN *et al.* 2003);
- Tom *Chirp* – Estímulo composto pela adição de tons puros defasados (ELBERLING *et al.* 2007; STÜRZEBECKER *et al.* 2006; HEKIMOGLU *et al.* 2001).

O registro das respostas desencadeadas por estes estímulos, tal como no BERA, é obtido através de eletrodos posicionados no escalpo do indivíduo. As maiores respostas foram registradas a partir da região frontocentral (vértex) e entre a parte posterior do pescoço. No entanto, o eletrodo posicionado no pescoço pode ser afetado pelo ruído do músculo quando o sujeito está acordado. Dessa forma, a gravação entre o vértex e o ínion, onde a resposta é apenas um pouco menor, pode, então, fornecer uma melhor relação sinal-ruído (VAN DER REIJDEN *et al.* 2001).

O sinal de EEG captado pelos eletrodos, no entanto, não registra somente os PEA, mas também os sinais gerados pela atividade espontânea cerebral e pelos músculos da cabeça e

do pescoço. Esta sobreposição de sinais resulta em um registro ruidoso do qual é difícil identificar e separar, visualmente, os PEA das demais atividades captadas.

Para realizar estas tarefas, no entanto, são utilizadas as técnicas de Detecção Objetiva de Respostas (ou *Objective Response Detection* (ORD)). Estas técnicas constituem métodos avançados de processamento de sinais no domínio da frequência que se baseiam em critérios estatísticos e quantitativos para avaliar a presença, ou a ausência, de respostas evocadas.

Ao contrário da análise no domínio do tempo do potencial evocado, os resultados fornecidos pelas técnicas ORD na frequência são claros e objetivos, uma vez que as respostas são procuradas especificamente nas componentes espectrais referentes às frequências de modulação dos tons AM. Isto permite que a interpretação dos exames baseados na técnica ASSR seja feita automaticamente.

#### 4. TÉCNICAS DE DETECÇÃO OBJETIVAS DE RESPOSTAS

Na literatura são apresentadas várias técnicas de ORD que, apesar de basearem seus cálculos em diferentes parâmetros do sinal, compartilham um mesmo critério como forma de avaliação: o Teste de Hipóteses (KAY, 1998).

Este teste consiste em um método para verificar se os dados analisados estão compatíveis com uma hipótese inicial. Neste caso, define-se a Hipótese Nula ( $H_0$ ) onde se parte do pressuposto que os sinais analisados não possuem resposta significativa, ou seja, considera-se inicialmente que não há resposta evocada no EEG coletado (KAY, 1998; DOBIE; WILSON, 1996; VICTOR; MAST, 1991;).

As técnicas ORD mais utilizadas no estudo dos potenciais evocados auditivos em regime permanente são (FELIX, 2006; LINS, 2002; PICTON, 2001; DOBIE; WILSON, 1996; ZUREK, 1992; VICTOR; MAST, 1991;):

- Teste F (*Spectral F Test* - SFT);
- Magnitude Quadrática da Coerência (*Magnitude Squared Coherence* - MSC);
- Medida de Sincronismo de Fase (*Phase Synchronization Measure* - PSM);
- Teste  $T^2_{\text{Circular}}$  ( $T^2_{\text{Circ}}$ ).

##### 4.1. O Teste F (SFT)

Para verificar a presença de um PEA em regime permanente, esta técnica avalia se a potência da resposta é significativamente superior à potência do ruído (ZUREK, 1992; DOBIE; WILSON, 1996). Esta avaliação é feita através da razão entre a potência da componente espectral onde se espera encontrar uma resposta e a potência do ruído, que é estimada através da média de  $M$  componentes espectrais adjacentes:

$$SFT(f) = \frac{|X(f_{bin})|^2}{\frac{1}{M} \sum_{j=1}^M |X(f_j)|^2}$$

Eq. 1

onde:

- $X(f_{bin})$  é a FFT do sinal avaliada na frequência onde se espera encontrar uma resposta;
- $X(f_j)$  é a FFT do sinal avaliada na  $i$ -ésima componente espectral adjacente à  $f_{bin}$ ;
- $M$  é o número de componentes espectrais vizinhas que são utilizadas para estimar a potência do ruído;
- Na ausência de resposta evocada, o sinal no tempo  $x(t)$  é considerado gaussiano. Assim, a componente real e a componente imaginária de  $X(f_{bin})$  e  $X(f_j)$  também serão gaussianas.

Zurek (1992) demonstrou que tanto a estimativa da potência do sinal ( $|X(f_{bin})|^2$ ) quanto da potência do ruído ( $\frac{1}{M} \sum_{j=1}^M |X(f_j)|^2$ ) são variáveis aleatórias que seguem uma distribuição Chi-quadrada. O numerador da Eq. 1 segue uma distribuição Chi-quadrada com dois graus de liberdade ( $\chi_2^2$ ). Já o denominador, por se tratar de um somatório de  $M$  variáveis aleatórias com distribuição  $\chi_2^2$ , terá uma distribuição Chi-quadrada com  $2M$  graus de liberdade ( $\chi_{2M}^2$ ).

Assim, SFT, que é a razão entre duas distribuições Chi-quadrada, terá distribuição F de (2, 2M) graus de liberdade (KAY, 1998).

$$SFT(f)|_{H_0} \sim F(2, 2M)$$

Eq. 2

O valor crítico (ou limiar) que irá dividir as duas regiões de decisão dependerá, além de  $M$ , do nível de significância adotado ( $\alpha$ ). Assim, o limiar será definido por:

$$SFT_{crit} = F_{2, 2M, \alpha}$$

Eq. 3

O teste estatístico para a hipótese nula ( $H_0$ ) possibilitada determinar, com certo grau de incerteza, se uma amostra pertence ou não a uma determinada população. Entretanto, este teste não fornece detalhes quantitativos acerca da amostra analisada, ou seja, ele apenas informa se ela pertence ou não a um grupo, mas não dá uma estimativa do valor real desta amostra.

Para isso, é preciso incluir outra hipótese no teste estatístico. Esta hipótese parte do princípio que há uma resposta evocada no sinal analisado. A esta hipótese dá-se o nome de  $H_1$  e seu comportamento estatístico precisa ser definido analiticamente.

Sá e outros (2007) obtiveram que a hipótese  $H_1$  para o teste F segue uma distribuição F não central ( $SFT(f)|_{H_1} \sim F(2M, 2M, \lambda)$ ). Considerando que o numerador da Eq. 1 possui apenas dois graus de liberdade, a hipótese  $H_1$  neste caso tem a seguinte distribuição:

$$SFT(f)|_{H_1} \sim F(2, 2M, \lambda)$$

Eq. 4

onde  $\lambda$  é o parâmetro de não centralidade e está relacionado à RSR da seguinte forma (Sá et al. 2007):

$$\lambda = 2 * RSR$$

Eq. 5

Segundo Dobie e Wilson (1996) a RSR, para o teste F, pode ser estimada como:

$$SFT = \frac{\hat{P}_{(sinal+ruido)}}{\hat{P}_{ruido}}$$

Eq. 6

$$RSR = \frac{\hat{P}_{sinal}}{\hat{P}_{ruido}} = \frac{\hat{P}_{(sinal+ruido)} - \hat{P}_{ruido}}{\hat{P}_{ruido}} = SFT - 1$$

Eq. 7

Desta forma, para estimar o valor de SFT para um nível de significância  $\alpha$ , ou seja, para se determinar o intervalo de confiança associado ao SFT calculado basta fazer:

$$\text{Limiar Inferior} = F_{2,2M,\lambda,\frac{\alpha}{2}}$$

Eq. 8

$$\text{Limiar Superior} = F_{2,2M,\lambda,1-\frac{\alpha}{2}}$$

Eq. 9

#### 4.2. Magnitude Quadrática da Coerência

Segundo Sá e outros (2002), a coerência entre dois sinais aleatórios,  $X[k]$  e  $Y[k]$  é definida por:

$$\gamma_{xy}^2(f) = \frac{\left| \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{T} E[X^*(f)Y(f)] \right|^2}{\lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{T} E[|X(f)|^2] \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{T} E[|Y(f)|^2]}$$

Eq. 10

onde  $X(f)$  e  $Y(f)$  são as transformadas de Fourier de  $X[k]$  e  $Y[k]$  respectivamente. Uma estimativa de  $\gamma_{xy}^2(f)$  para sinais ergódigos pode ser dada como:

$$\hat{\gamma}_{xy}^2(f) = \frac{|\sum_{i=1}^M X_i^*(f)Y_i(f)|^2}{\sum_{i=1}^M |X_i(f)|^2 \cdot \sum_{i=1}^M |Y_i(f)|^2}$$

Eq. 11

onde ‘^’ denota a estimativa de  $\gamma_{xy}^2(f)$ ,  $M$  representa o número de janelas na qual o sinal foi segmentado e  $X_i(f)$  e  $Y_i(f)$  são as transformadas de Fourier das  $i$ -ésimas janelas.

Uma simplificação pode ser feita se considerarmos que o sinal  $X[k]$  é determinístico, periódico e que todas as janelas estão sincronizadas com o estímulo. Desta forma, todos os  $X_i(f)$  serão idênticos (DOBIE; WILSON, 1994) e a Eq. 11 ficará:

$$\hat{K}_y^2(f) = \frac{|\sum_{i=1}^M Y_i(f)|^2}{M \cdot \sum_{i=1}^M |Y_i(f)|^2}$$

Eq. 12

onde  $\hat{K}_y^2(f)$  é chamada de Magnitude Quadrática da Coerência também denotada por  $MSC(f)$ .

A Eq. 12 indica o quanto há de dependência linear entre os componentes harmônicos dos estímulos e da resposta obtida no EEG. (SÁ *et al.* 1994). Assim, na ausência de resposta ao estímulo, o valor de  $K_y^2(f)$  tende a zero. Por outro lado, se todos os segmentos possuírem a mesma resposta o valor de  $K_y^2(f)$  tenderá a 1.

Sá e outros (2002) e Nadarajah e Kotz (2007) demonstraram que a MSC está relacionada a estatística beta não central e pode ser calculada da seguinte forma:

$$\hat{K}_y^2(f) \sim ncbeta(1, M - 1, \frac{2MK_y^2(f)}{1 - K_y^2(f)})$$

Eq. 13

A hipótese nula,  $H_0$ , assume que não há resposta ao estímulo e conforme fora dito acima, o valor de  $K_y^2(f)$  é zero. Logo:

$$\hat{K}_y^2(f)|_{H_0} \sim ncbeta(1, M - 1, 0)$$

Eq. 14

Para um nível de significância  $\alpha$  o valor crítico para  $H_0$  é obtido por:

$$\hat{K}_y^2_{crit} = ncbeta_{1,M-1,0,\alpha}$$

Eq. 15

A hipótese H1 por sua vez terá uma distribuição conforme Eq. 13. Assim:

$$\hat{K}_y^2(f)|_{H1} \sim ncbeta(1, M - 1, \frac{2MK_y^2(f)}{1 - K_y^2(f)})$$

Eq. 16

onde  $\frac{K_y^2(f)}{1 - K_y^2(f)}$  representa a RSR. Desta forma, a Eq. 16 pode ser reescrita como:

$$\hat{K}_y^2(f)|_{H1} \sim ncbeta(1, M - 1, 2M \cdot RSR)$$

Eq. 17

Finalmente, a determinação do intervalo de confiança associada à estimativa dada pela hipótese H1 será:

$$\text{Limiar Inferior} = ncbeta_{1,M-1,2M \cdot RSR, \frac{\alpha}{2}}$$

Eq. 18

$$\text{Limiar Superior} = ncbeta_{1,M-1,2M \cdot RSR, 1 - \frac{\alpha}{2}}$$

Eq. 19

### 4.3. Medida de Sincronismo de Fase

A *Phase Synchrony Measure* (PSM, também conhecida como *Component Synchrony Measure* - CSM) é uma técnica ORD que mede a consistência da fase das componentes espectrais do sinal analisado (AOYAGI *et al.* 1993a; SIMPSON *et al.* 2000). Ela é definida da seguinte forma:

$$PSM(f) = \left[ \frac{1}{M} \sum_{i=1}^M \cos(\phi_i(f)) \right]^2 + \left[ \frac{1}{M} \sum_{i=1}^M \sin(\phi_i(f)) \right]^2$$

Eq. 20

onde  $M$  representa o número de segmentos nos quais o sinal fora dividido e  $\phi_i(f)$  a fase da  $i$ -ésima observação da componente espectral  $f$ .

A hipótese nula,  $H_0$ , assume que as fases das  $M$  observações ( $\phi_i(f)$  para  $i = 1, 2, \dots, M$ ) estarão aleatoriamente distribuídas. Conseqüentemente, a média dos cossenos e senos destas observações tenderá a zero fazendo com que a PSM também tenda a zero.

Por outro lado, se houver uma perfeita sincronia nas fases das  $M$  observações, ou seja, se a resposta for determinística, teremos que  $\frac{1}{M} \sum_{i=1}^M \cos(\phi_i(f)) = \cos(\phi(f))$  e  $\frac{1}{M} \sum_{i=1}^M \sin(\phi_i(f)) = \sin(\phi(f))$ .

Conseqüentemente,

$$PSM(f) = [\cos \phi(f)]^2 + [\sin \phi(f)]^2 = 1$$

Eq. 21

A distribuição de PSM para a hipótese nula é determinada por Leite e outros (1996) como:

$$PSM(f) \approx \frac{\chi^2_2}{2M}$$

Eq. 22

Desta forma, o limiar para um nível de significância  $\alpha$  será dado por:

$$PSM_{crit} \cong \frac{\chi^2_{2,\alpha}}{2M}$$

Eq. 23

É importante ressaltar que o limiar calculado ( $PSM_{crit}$ ) não corresponde ao valor exato. Isto ocorre, pois os somatórios presentes na Eq. 20 são aproximados como variáveis aleatórias com distribuição normal (TIERRA-CRIOLLO, 2001).

$$\sum_{i=1}^M \cos(\phi_i(f)) \sim N\left(0, \frac{M}{2}\right) \text{ e } \sum_{i=1}^M \sin(\phi_i(f)) \sim N\left(0, \frac{M}{2}\right)$$

Eq. 24

Tomando como base o Teorema do Limite central, é possível verificar que esta aproximação é razoável desde que o número de observações seja grande ( $M \geq 100$ ). Desta forma, o valor de  $PSM_{crit}$  tenderá ao valor real à medida que M tender ao infinito.

#### 4.4. O Teste $T^2_{circular}$ ( $T^2_{Circ}$ )

Este método, descrito por Victor e Mast (1991), ao contrário do que é observado no PSM, que considera apenas a fase do sinal, e no SFT, que considera apenas a sua amplitude, baseia a sua análise no comportamento tanto da parte real quanto da parte imaginária do sinal.

O teste  $T^2_{Circ}$  avalia o nível de ruído estimando a variabilidade que será observada entre duas amostras consecutivas, ou seja, esta técnica assume que o sinal é constante e que a variabilidade observada é causada pelo ruído que se soma ao sinal.

Sua definição formal é dada a seguir:

$$T^2_{circ} = (M - 1) \frac{|\langle Z \rangle_{est} - \zeta|^2}{\sum_{i=1}^M |Z_i - \langle Z \rangle_{est}|^2}$$

Eq. 25

onde:

- $M$  é o número de observações;

- $Z_i$  é  $i$ -ésima observação da componente espectral onde se espera encontrar uma resposta (i.e  $Z_i = Re_i + jIm_i$ );
- $\langle Z \rangle_{est}$  é a média das  $M$  observações (i.e  $\langle Z \rangle_{est} = \frac{\sum_{i=1}^M Z_i}{M}$ );
- $\zeta$  é um valor hipotético definido à priori para a média das observações.

A hipótese nula,  $H_0$ , para o teste  $T_{circ}^2$  parte do pressuposto que o sinal coletado contém apenas ruído. Isso significa inferir a priori que a média das observações é nula (i.e  $\zeta = 0$ ).

Logo:

$$T_{circ}^2 = (M - 1) \frac{|\langle Z \rangle_{est}|^2}{\sum_{i=1}^M |Z_i - \langle Z \rangle_{est}|^2}$$

Eq. 26

Victor e Mast (1991) demonstraram que a distribuição de  $T_{circ}^2$ , por sua vez, é definida como:

$$M * T_{circ}^2 |_{H_0} \sim F(2, 2M - 2)$$

Eq. 27

Conseqüentemente, o valor crítico de  $T_{circ}^2$ , para um nível de significância  $\alpha$  será:

$$T_{circ}^2(crit) = \frac{F_{2, 2M-2, \alpha}}{M}$$

Eq. 28

#### 4.5. Comparação entre as técnicas ORD

Dobie e Wilson (1993) e Picton e outros (2001) demonstraram que testes estatísticos que levam em consideração tanto a amplitude quanto a fase do sinal (MSC e  $T_{circ}^2$ ), apresentam um desempenho superior àqueles que usam apenas um destes parâmetros. Entretanto, outros estudos mostraram que a PSM, que considera apenas a fase, apresentou um

desempenho muito próximo ao da MSC (DOBIE; WILSON, 1994; VALDES *et al.* 1997; TIERRA-CRIOLLO, 2001).

Segundo Tierra-Criollo (2001), isso indica que a fase do sinal tem o efeito mais significativo nos resultados do que a amplitude das respostas.

Dobie e Wilson (1996) demonstraram que o desempenho do teste F melhora à medida que o número de amostras utilizadas para estimar a potência do ruído aumenta até  $M=16$ . Entretanto, eles concluíram, também, que este desempenho não sofre mudanças significativas quando o número de amostras ultrapassa este valor.

Finalmente, tem sido demonstrado que dentre os quatro testes descritos aquele que apresenta o pior desempenho é o SFT (TIERRA-CRIOLLO, 2001; LEITE *et al.* 1996).

## **5. MATERIAIS E MÉTODOS**

Neste capítulo são apresentados os materiais e métodos utilizados no desenvolvimento do AudioStim.

Primeiramente, são descritos os recursos de hardware, firmware e software utilizados na construção do protótipo. Em seguida, são detalhados os testes realizados. Estes estão divididos em dois momentos distintos: testes dos módulos (itens 5.2) e testes do sistema (item 5.3). O primeiro descreve os ensaios elaborados para verificar o correto funcionamento dos módulos que compõem o sistema, enquanto o segundo descreve o teste do sistema como um todo, através de estudo de casos realizados.

### **5.1. Construção do Protótipo**

A construção do “AudioStim” foi dividida em módulos com funções específicas devido a diversidade de conceitos de hardware, software, firmware e processamento de sinais que foram empregados. Esta metodologia teve como objetivo simplificar o processo de desenvolvimento, uma vez que a construção modular permite testar cada estágio separadamente. Isso facilita a identificação de erros e reduz o tempo necessário para corrigi-los. Os módulos que compõem o protótipo são: A Unidade de Controle (UC), o módulo de Bioamplificação, a Interface Gráfica (IG) e o módulo de processamento de dados (Figura 9).

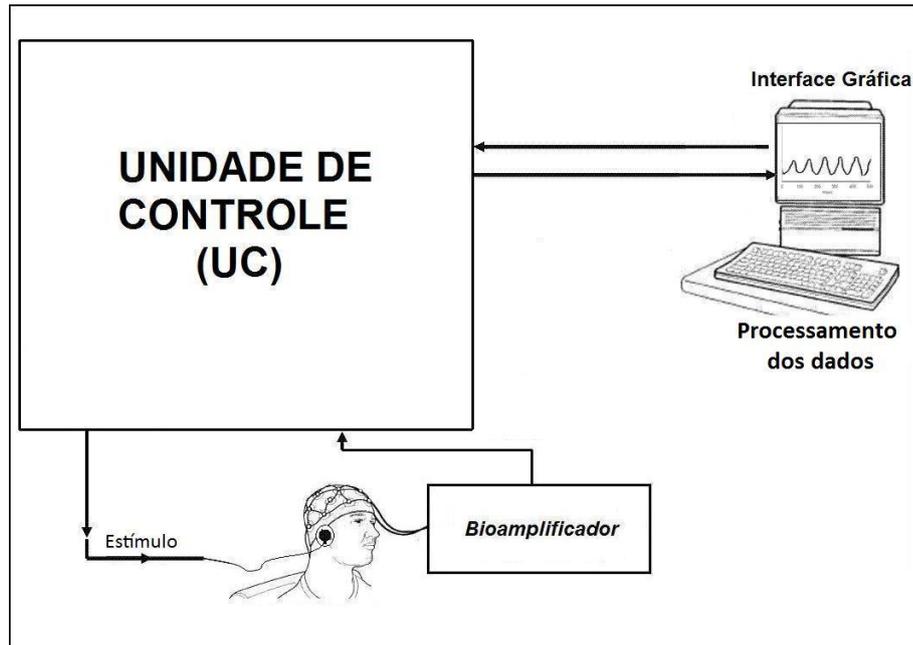


Figura 9: Diagrama Geral do "AudioStim" indicando os módulos que compõem o sistema.

A UC juntamente com a interface gráfica compõe a etapa responsável pela geração de estímulos sonoros. O Bioamplificador juntamente com a UC compõe o sistema de coleta do eletroencefalograma (EEG) *on line*. E, finalmente, o computador representa os softwares responsáveis pelo processamento *off line* dos sinais EEG coletados visando detectar o potencial evocado auditivo em regime permanente.

Nas sessões a seguir serão apresentadas, de forma detalhada, as características de cada um destes módulos.

### 5.1.1. Unidade de Controle

A UC tem como funções: (1) receber da interface gráfica os parâmetros que configuram o protocolo de estimulação (forma de onda, duração do estímulo, intervalo entre estímulos, número de estímulos, amplitude do estímulo, frequência); (2) gerar e amplificar os estímulos sonoros que serão apresentados ao indivíduo; (3) receber do Bioamplificador o EEG coletado do couro cabeludo e; (4) enviar para o computador o EEG para ser processado (Figura 10).

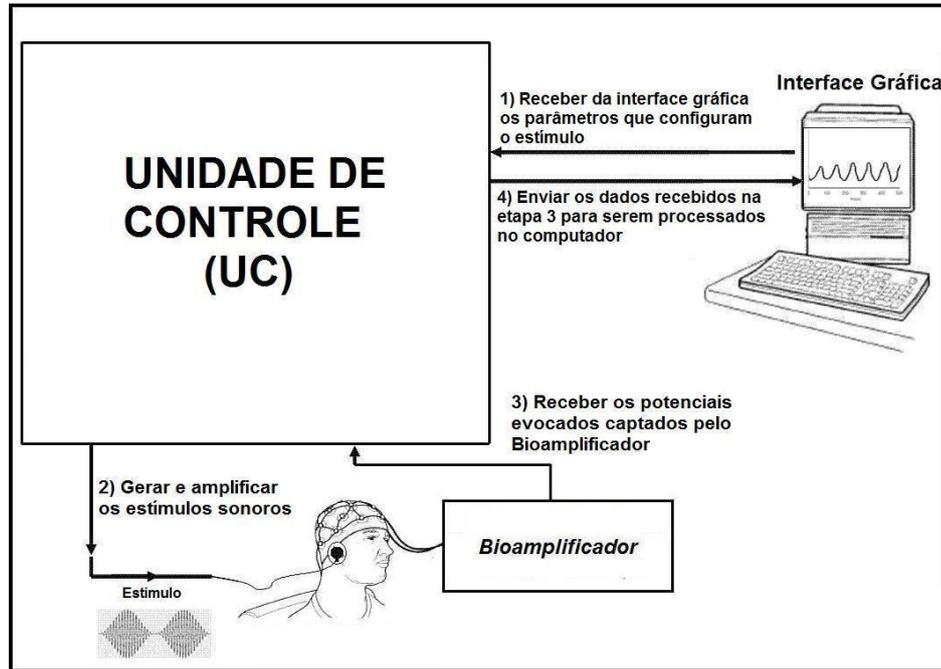


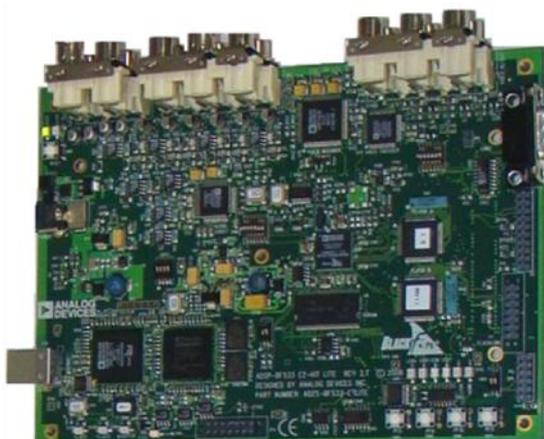
Figura 10: Destaque para as quatro funções atribuídas à UC.

Devido ao elevado número de funções a serem executadas e ao grau de complexidade envolvido na realização de cada uma delas, o projeto da UC demandou a utilização de recursos avançados de hardware e firmware. Estes recursos são apresentados a seguir:

### **Hardware**

#### A) Kit de desenvolvimento ADSP

Para desempenhar as quatro funções atribuídas à UC, foi escolhido como recurso de hardware a plataforma de desenvolvimento ADSP-BF533 EzKit Lite da Analog Devices (ANALOG DEVICES, 2007) (Figura 11).



**Figura 11: Hardware ADSP-BF533 EzKit Lite da Analog Devices utilizado no desenvolvimento da UC.**  
**Fonte: Analog Devices, 2007.**

A escolha desta plataforma se deve à arquitetura interna de seu processador que permite a realização de cálculos matemáticos complexos com alto desempenho. A seguir, estão descritas algumas características do ADSP-BF533 que justificam seu alto desempenho (ANALOG DEVICES, 2007):

- Processador de 32 bits;
- Clock do core (núcleo) do DSP de 600 MHz;
- Trabalha com ponto flutuante;
- Core com 2 MACS de 16 bits, 2 ULAs de 40 bits, 4 ULAs de 8 bits (dedicado ao tratamento de vídeo) e 1 deslocador de 40 bits;
- RAM interna de 148 KB (80 kB para instruções, 64 kB para dados e 4 kB para rascunho ou *Scratchpad*);
- 16 pinos de E/S de propósito geral, todos com recurso de interrupção;
- Interface para controle de até 64 MB de memória externa.

Conforme mencionado, o hardware utilizado (ADSP-BF533 EzKit Lite ou simplesmente DSP) consiste em uma plataforma de desenvolvimento. Isto significa que junto ao processador estão ligados alguns circuitos eletrônicos que executam funções variadas. Dentre estes circuitos destacam-se:

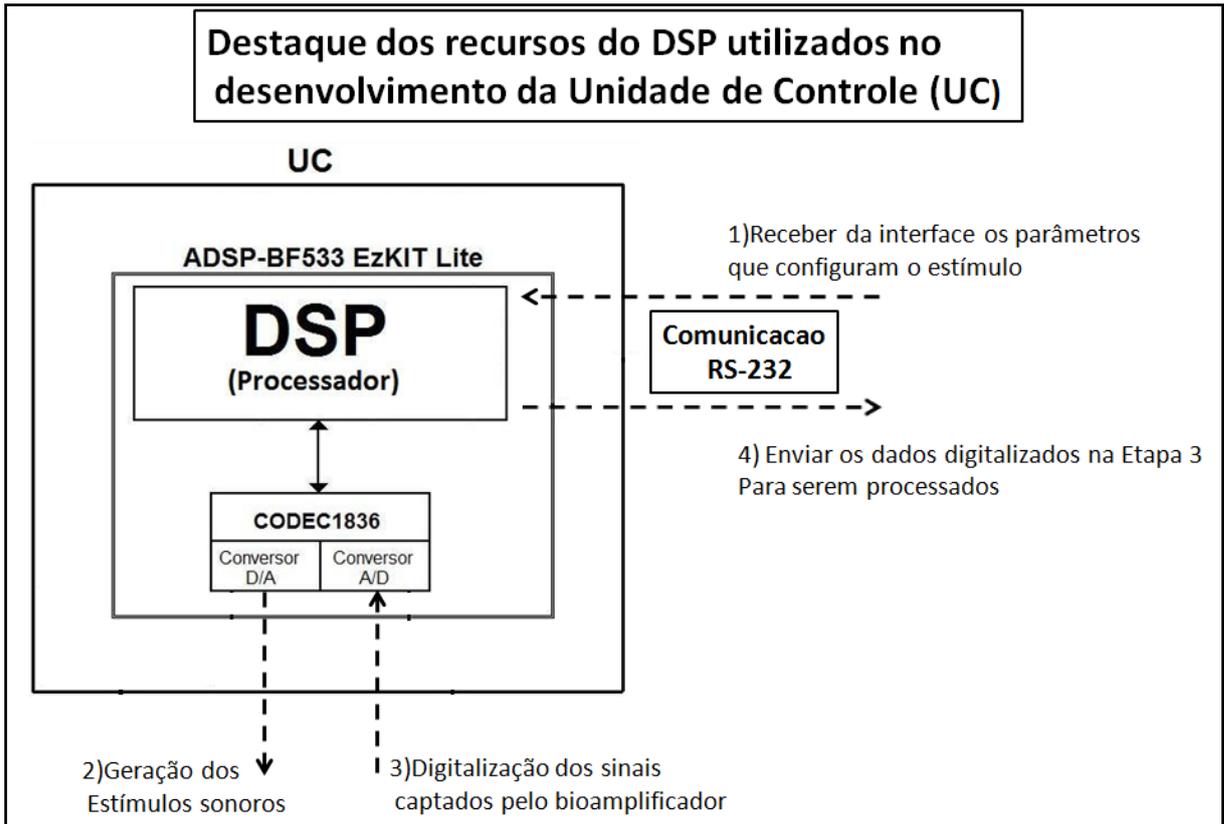
- Uma interface de comunicação RS-232;
- Memórias RAM e *Flash* externas de 32 MB e 2 MB, respectivamente;
- Conector JTAG que permite acesso direto ao núcleo do processador;
- Extensão de todos os pinos do processador por meio de três conectores localizados na parte inferior da placa;
- LED e chaves do tipo *push-button* para a implementação e teste de aplicações variadas;
- Conversores Analógico/Digitais e Digitais/Analógicos integrados em um mesmo *chip* (CODEC1836). O conversor analógico/digital suporta até quatro canais de entrada e realiza a aquisição a uma taxa máxima de 48.000 amostras por segundo com uma resolução de até 24bits. O conversor digital/analógico, por sua vez, suporta até seis canais de saída e realiza a construção do sinal analógico a uma taxa de 48.000 amostras por segundo com uma resolução de 10bits.

Estes recursos possibilitam o uso do DSP em aplicações diversas como, por exemplo, o processamento de vídeo e áudio, para uso didático ou para controle de processos industriais.

Para o desenvolvimento do “AudioStim”, no entanto, não foi necessário utilizar todos eles. A fim de executar as quatro funções atribuídas à UC (Figura 10) foram utilizados:

- A interface de comunicação RS-232 para desempenhar as funções 1 e 4;
- Dois canais do conversor digital/analógico e um canal do conversor analógico/digital presentes no codec 1836 para as funções 2 e 3 respectivamente.

Na Figura 12 estão indicados estes recursos.



**Figura 12: Detalhamento dos recursos disponibilizados pelo DSP que foram utilizados para a implementação da UC.**

### B) Amplificador de Áudio

Apesar de contar com um circuito para construção de sinais de áudio, o DSP possui algumas limitações em sua arquitetura que impedem o codec 1836 de gerar estímulos sonoros com intensidades dentro da faixa utilizada nas avaliações audiométricas ( $-10\text{dB}_{\text{SPL}}$  a  $120\text{dB}_{\text{SPL}}$ ). Uma destas limitações é a amplitude máxima do sinal de tensão fornecida pela saída analógica do DSP que pode chegar somente a  $1,4 V_{\text{pico}}$ . A outra é a impedância de saída do circuito que está ligado ao conversor digital/analógico da ordem de  $600\Omega$  (ANALOG DEVICES, 2007). Isto significa que o circuito de saída do conversor digital/analógico no qual será conectado o fone de ouvido pode ser representado como na Figura 13.

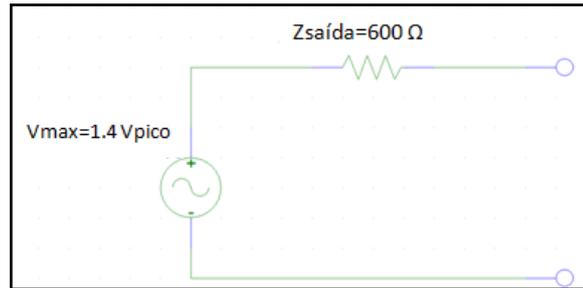


Figura 13: Circuito equivalente de saída da UC.

Considerando que os fones utilizados possuem uma impedância da ordem de  $10\Omega$ , tem-se a seguinte situação (Figura 14):

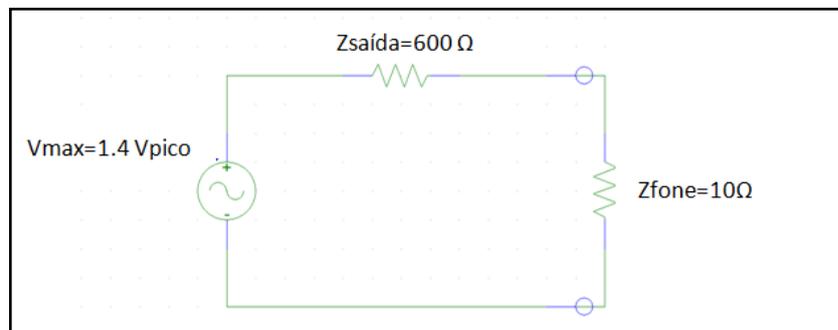


Figura 14: Circuito equivalente de saída da UC com o fone ligado.

Analisando a figura acima, pode-se concluir que o baixo valor de  $V_{max}$  associado ao valor de  $Z_{saída}$  limitam a corrente máxima que circula pelo fone de ouvido em aproximadamente 2,3 mA, conforme o cálculo a seguir:

$$I_{max} = \frac{V_{max}}{Z_{saída} + Z_{fone}} = \frac{1,4}{610} = 2,3mA$$

Eq. 29

Entretanto, esta magnitude de corrente, apesar de ser a máxima gerada pelo DSP, não é suficiente para excitar o fone de modo a produzir pressões sonoras da ordem de  $120dB_{SPL}$ . Para que isso seja possível é necessária uma corrente de aproximadamente  $30mA_{pico}$ , conforme verificado em ensaios preliminares realizados no Núcleo de Estudos e Pesquisas em Engenharia Biomédica (NEPEB).

A fim de contornar essa situação, foi projetado um circuito que se acopla à saída analógica do DSP (Figura 12). Este circuito consiste em uma fonte de corrente controlada por tensão (SEDRA; SMITH, 2000) e tem a função de prover ao fone de ouvido uma corrente elétrica suficiente para produzir pressões sonoras mais elevadas. A Figura 15 exhibe o amplificador de áudio acoplado à saída da UC.

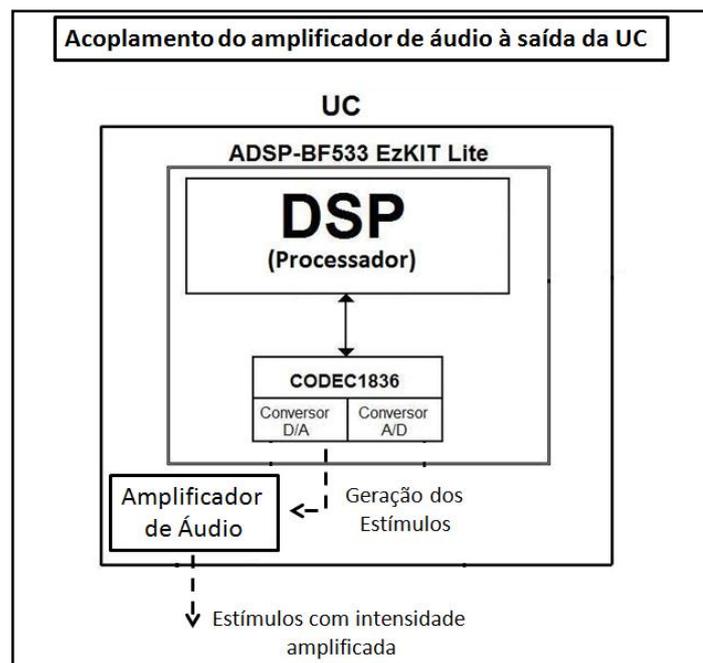


Figura 15: Acoplamento do amplificador de áudio à saída da UC.

### **Firmware**

Conforme descrito no item anterior, o DSP é uma plataforma que possui um processador ligado a circuitos integrados com características específicas. Entretanto, para que ele desempenhe as quatro funções para as quais foi designado (ver Figura 10) é necessário que haja uma interação entre o processador e esses circuitos. Quem estabelece essa interação é o firmware.

De forma sucinta, o firmware é um software dedicado a um hardware, ou seja, um algoritmo que estabelece como um determinado circuito programável irá funcionar.

O firmware que controla as funções do DSP no “AudioStim” foi desenvolvido em linguagem de programação C++ no ambiente de desenvolvimento VISUALDSP++ 4.0 (Figura 16).



**Figura 16: Ambiente de desenvolvimento VISUALDSP++ 4.0.**  
**Fonte: Analog Devices, 2007.**

A descrição formal de todas as funções atribuídas à unidade de controle (Figura 10) é feita no firmware. Isso significa que no ambiente de desenvolvimento é especificado como será feita a transmissão de dados entre a UC e a interface gráfica; como os estímulos serão gerados pelo conversor digital/analógico; como o conversor analógico/digital fará a aquisição dos sinais de EEG; e como serão transmitidos os dados para serem processados no computador.

### **5.1.2. O Módulo de Bioamplificação**

O bioamplificador, segundo módulo que compõe o “AudioStim”, tem como principais funções amplificar e filtrar os sinais de EEG coletados durante a estimulação do indivíduo.

A amplificação é responsável por elevar os níveis dos sinais de EEG - que são da ordem de alguns microvolts - para amplitudes na faixa de alguns volts. Sua utilização é imprescindível para o funcionamento do sistema, pois os recursos utilizados na aquisição dos potenciais evocados não são capazes de digitalizar sinais com amplitudes tão baixas.

Já a filtragem é responsável por remover do EEG componentes espectrais indesejadas. Estas componentes, geralmente, são os harmônicos da rede elétrica (60Hz, 120Hz, 180Hz etc.) e as frequências que estão fora da faixa espectral de interesse. A utilização deste recurso melhora a relação sinal/ruído e previne a ocorrência de distorções no sinal após a sua digitalização (*aliasing*).

Para realizar estas duas tarefas no “AudioStim”, amplificação e filtragem, foi utilizado o amplificador para potenciais evocados QP511 da Grass Technologies (Figura 17) (GRASS TECHNOLOGIES, 2009).



**Figura 17: Amplificador para potenciais evocados QP511 da Grass Technologies.**  
**Fonte: Grass Technologies, 2009.**

Este equipamento foi escolhido em virtude de sua elevada capacidade de amplificação, além da possibilidade de filtrar o EEG captado, em diversas faixas, antes da digitalização. Seguem, abaixo, algumas importantes características deste Bioamplificador:

- Ganhos de 5.000, 10.000, 20.000, 50.000 vezes;
- Quatro canais independentes. Cada canal possui três entradas (duas para medições diferenciais e uma para o aterramento);
- Filtro passa alta ajustável em: 0,1 Hz, 0.3 Hz, 1 Hz, 3 Hz, 10 Hz, 30 Hz, e 100 Hz;
- Filtro passa baixa ajustável em: 0,1 kHz, 0.3 kHz, 1 kHz, 3 kHz e 10 kHz;
- Filtro *notch* 50/60 Hz;

- Alta impedância de entrada: 20 M $\Omega$ ;
- Alta rejeição de modo comum (CMRR): 90 dB.

O QP511 conta ainda com um calibrador interno que permite aferir se o ganho dado pelo equipamento condiz com o valor definido pelo usuário. Para fazer esta verificação, o bioamplificador disponibiliza um botão capaz de gerar pulsos com amplitudes bem definidas (10  $\mu$ V, 100  $\mu$ V, 1 mV e 10 mV) e um potenciômetro que possibilita o ajuste do ganho.

Segundo consta no manual do equipamento, o procedimento de calibração deverá ser feito da seguinte maneira:

1. O usuário deverá selecionar a amplitude do pulso em 100  $\mu$ V, sintonizar o ganho para 5.000 vezes e ligar um osciloscópio ao canal de saída.
2. Se o QP511 estiver devidamente calibrado, a amplitude do sinal medido será igual à amplitude do pulso multiplicada pelo ganho (Amplitude do sinal de saída = 100  $\mu$ V \* 5000 = 500mV). Caso contrário o usuário deverá ajustar o potenciômetro até que este valor seja observado.

### ***5.1.3. Interface Gráfica (IG)***

A IG, que representa o terceiro módulo do “AudioStim”, tem como principais funções enviar o protocolo de estimulação (formas de onda, intensidade, frequência, tempo de estimulação, duração do estímulo e o número de estímulos) para a UC e receber dela os EEG digitalizados para serem processados. Além disso, a IG tem a função de proporcionar uma interface amigável entre o usuário (profissionais da área de saúde) e a UC. Sem a IG, o usuário precisaria ter noções de programação na linguagem C++ para conseguir operar o “AudioStim”, pois o protocolo de estimulação precisaria ser gerado diretamente no ambiente de desenvolvimento Visual DSP++. Com o auxílio dela, entretanto, o usuário tem acesso a todo o protocolo de estimulação em uma tela de visualização no computador e pode operar o “AudioStim” de forma simples e intuitiva.

Para implementar a IG, foi utilizado um conjunto de bibliotecas de código aberto em linguagem de programação C++ . O ambiente de desenvolvimento utilizado foi a plataforma *Eclipse 3.3.2*, onde o código foi escrito e depurado. O *MingW 3.4*, também de código aberto, foi utilizado como compilador.

#### **5.1.4. Processamento dos Sinais de EEG**

O processamento dos sinais EEG é a última etapa do “AudioStim” e tem como principal objetivo detectar a presença de um potencial evocado auditivo em regime permanente em meio ao sinal de EEG coletado. Este processamento é feito, de maneira *offline*, no computador por meio de algoritmos escritos no MatLab (MATHWORKS, 2009).

Para a análise dos potenciais evocados, foram implementados cinco algoritmos. Um deles se destina à detecção e rejeição de artefatos nos sinais de EEG e os demais à realização dos testes estatísticos de detecção SFT, MSC, PSM e  $T^2_{\text{circ}}$ .

### **5.2. Testes dos Módulos que compõem o “AudioStim”**

Foram realizados ensaios preliminares com o intuito de verificar o correto funcionamento de cada um dos módulos que compõem o protótipo. Desta forma, foram feitas avaliações da IG, UC, do Bioamplificador e dos algoritmos de detecção, separadamente.

#### **5.2.1. Testes da UC e IG**

Os testes envolvendo a IG e a UC tinham como objetivo avaliar:

- Comunicação: Verificar se estava estabelecida a comunicação serial entre eles.

- Geração dos estímulos: Verificar se os estímulos gerados estavam de acordo com as especificações passas pela IG.
- Aquisição de dados: Verificar se o canal de entrada da UC estava digitalizando os sinais de forma correta.

Estes testes foram feitos com três formas de onda geradas pela IG em diferentes instantes. São elas:

1. Um tom puro com frequência de 500Hz e amplitude de  $75\text{mV}_{\text{pico}}$ .
2. Um tom AM com frequência de portadora igual a 200 Hz e modulante igual a 50 Hz , amplitude de  $150\text{mV}_{\text{pico}}$  e índice de modulação de 100%.
3. Onda composta pela soma de um tom AM com portadora e modulante iguais a 300 Hz e 50 Hz, respectivamente, com outro tom AM cuja frequência da portadora é igual a 600 Hz e da modulante a 100 Hz. Novamente, a amplitude especificada foi de  $150\text{mV}_{\text{pico}}$  e o índice de modulação utilizado foi de 100%.

Com o intuito de verificar a comunicação e a geração dos estímulos, foi conectado ao canal de saída da UC um osciloscópio (*Agilent Technologies DSO3202A*). Desta forma, a onda mostrada pelo osciloscópio indicaria se o sinal gerado estava de acordo com o que foi especificado.

No teste de aquisição dos sinais, foi estabelecida uma conexão direta entre o canal de saída e o de entrada da UC. Este teste teve como objetivo verificar se a UC seria capaz de digitalizar o sinal que ela mesma havia gerado. Para verificar se o sinal digitalizado estava correto, foi desenvolvido, no MATLAB, um algoritmo para exibir os dados nos domínios do tempo e da frequência. Para todas as formas de onda testadas, a frequência de amostragem utilizada na aquisição dos sinais foi de 2KHz.

A Figura 18 ilustra a montagem feita para estes testes.

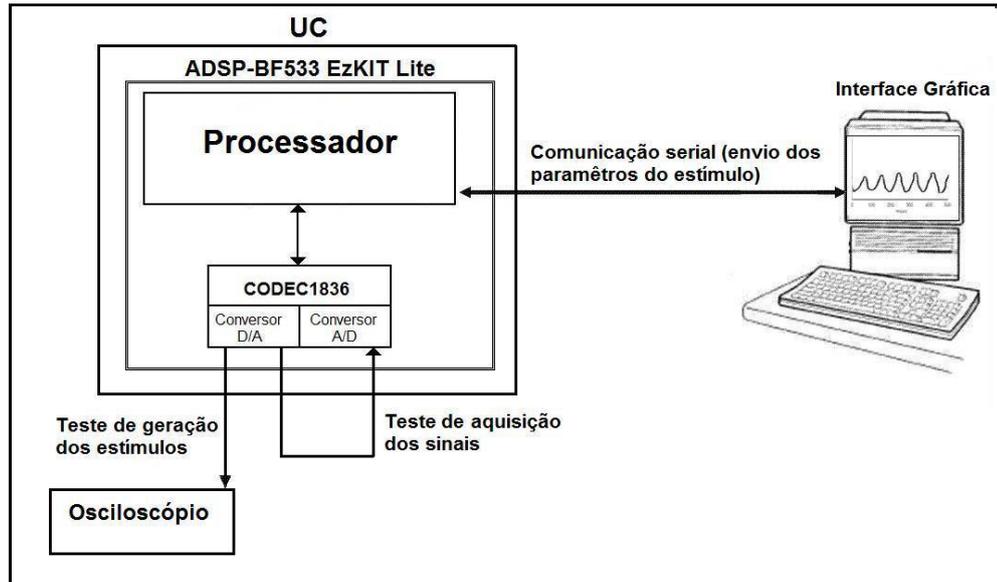


Figura 18: Diagrama da montagem realizada para os testes da IG e UC.

### 5.2.2. Teste do Bioamplificador

O segundo módulo testado foi o de bioamplificação. Tendo em vista que este módulo é composto por um equipamento já certificado e validado por organismos internacionais competentes, o teste se ateve apenas em verificar como se opera o QP511.

Para isso, foi feito um ensaio no qual um voluntário foi submetido a um eletrocardiograma (ECG), que mediu a derivação bipolar D1 (WEBSTER, 1998). Este tipo de ensaio foi escolhido, pois o ECG é um sinal bioelétrico de alta amplitude e que apresenta uma curva característica de fácil identificação.

Assim, colocou-se um eletrodo no braço esquerdo, outro no braço direito e um terceiro, referência (terra), na perna direita. Estes três eletrodos foram ligados ao canal de entrada do QP511 e, nas chaves de sintonia do próprio equipamento, foram definidos um filtro passa faixa (0,1Hz a 300Hz) e um ganho de 5.000 vezes. Para observar o sinal amplificado, um osciloscópio (*Agilent Technologies DSO3202A*) foi ligado à saída do bioamplificador. A Figura 19 ilustra esta montagem.

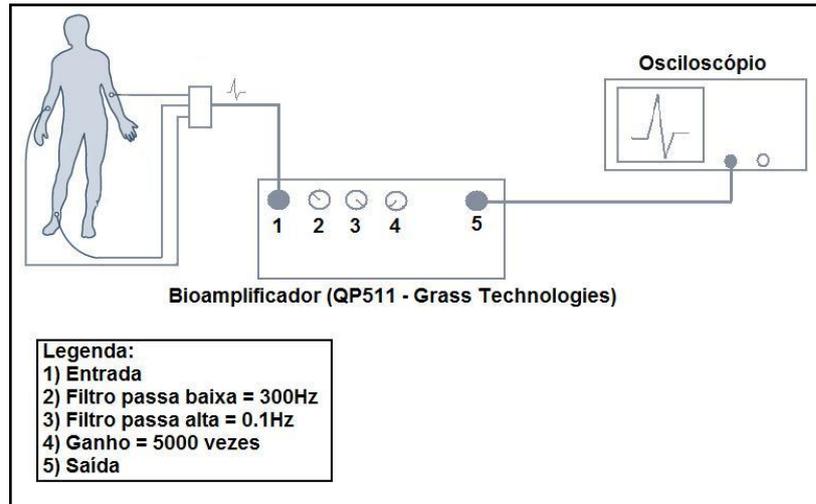


Figura 19: Diagrama do teste do bioamplificador indicando a aquisição do ECG de um voluntário para a derivação bipolar D1.

Vale ressaltar, contudo, que antes da execução deste teste, foi realizada a calibração do equipamento conforme orientação do fabricante.

### 5.2.3. Testes dos Algoritmos de Detecção

Os testes realizados para verificar o correto funcionamento do módulo de processamento dos sinais de EEG foram baseados em simulações computacionais. Estes testes tinham como objetivo avaliar se os algoritmos de detecção ORD implementados no MATLAB estavam realizando seus cálculos corretamente. Para mimetizar um potencial evocado auditivo em regime permanente, que é caracterizado pela presença de um sinal periódico em meio a um ruído de fundo (EEG espontâneo), foram gerados, respectivamente, uma senóide (com frequência  $f_0$  e amplitude  $A$ ) e um ruído branco (com média  $\mu=0$  e variância  $\sigma^2=1$ ) com duração de 1,024 segundos. A frequência de amostragem utilizada foi de 1.000Hz.

As simulações foram realizadas considerando a variação dos seguintes parâmetros:

- M: Que representa o número de trechos durante a estimulação. No caso do teste F, representa o número de frequências vizinhas que são utilizadas para estimar a potência do ruído.

- $RSR_{dB}$ : A relação sinal/ruído dada em decibel, ou seja, é a razão entre a potência do sinal e a potência do ruído.

$$(RSR_{dB} = 10 * \log \left( \frac{\text{Potencia da resposta evocada}}{\text{Potencia do EEG de fundo}} \right) = 10 * \log \left( \frac{A^2}{\sigma^2} \right)).$$

- $\alpha$ : Indica o nível de significância do teste (também conhecido como Probabilidade de Falsos Alarmes - PFA). O valor de  $\alpha$  determinará o limiar que será utilizado como referência para a tomada de decisão.

As simulações realizadas foram feitas restringindo tais parâmetros aos seguintes valores:

- $M = 4, 6, 8, 10, 12, 16, 24, 30, 48, 64, 100, 128, 256, 500, 512, 1000, 1024$ ;
- $RSR_{dB} =$  de -30 a 5dB em passos de 1dB;
- $\alpha =$  de 0 a 100% em passos de 1%.

Em um primeiro momento, foram realizadas simulações para avaliar a probabilidade de detecção das técnicas ORD considerando um nível de significância de 5% ( $\alpha=0.05$ ). Isto significa que  $\alpha$  foi mantido constante enquanto os demais parâmetros ( $M$  e  $RSR_{dB}$ ) foram variados.

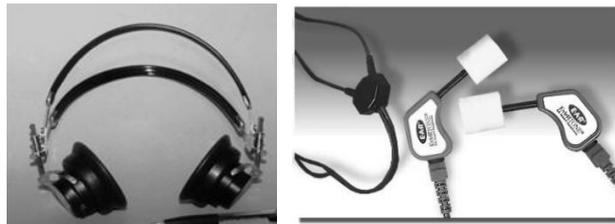
Em seguida, foram feitas análises fixando-se  $M=16$ , e considerando as faixas de variação dos outros dois parâmetros ( $\alpha$  e  $RSR_{dB}$ ). Este tipo de abordagem utilizada no levantamento do desempenho de técnicas de ORD é conhecido como ROC (*Receiver Operation Characteristics*) e é considerada mais completa que a primeira, pois caracteriza o comportamento das técnicas para todos os níveis de significância possíveis (KAY, 1998).

É importante destacar, que por se tratar de simulações de testes estatísticos, todas as interações realizadas foram repetidas 1.000 vezes para que se pudesse obter uma estimativa do desempenho de cada técnica ORD.

#### 5.2.4. Calibração do sistema

Finalmente, foi realizada a calibração do módulo responsável pela geração dos estímulos. Esta calibração tinha como objetivo assegurar que a intensidade dos estímulos apresentados correspondesse exatamente ao valor definido na IG.

Para isso, o protótipo foi encaminhado a um laboratório especializado na calibração de audiômetros onde pôde ser avaliado sob condições adequadas e em conformidade com as normas pertinentes. Todo o procedimento foi feito para que o “AudioStim” pudesse ser utilizado com os fones supra-aural TDH39 (*Telephonic Co.*) (coxim MX - 41/AR) e de inserção E-A-RTone 5A (*Aearo Technologies*) (Figura 20).



**Figura 20: Fone supra aural TDH39P (esquerda) e de inserção E-A-RTONE 5A (direita).  
Fonte: Telephonic Co, 2009; Aearo Technologies, 2009.**

A calibração da intensidade dos estímulos utilizados foi feita por meio de um ouvido artificial (modelo 4152 da *Brüel & Kjær*) acoplado a um medidor de níveis sonoros (2260 da *Brüel & Kjær*), conforme ilustrado na Figura 21.

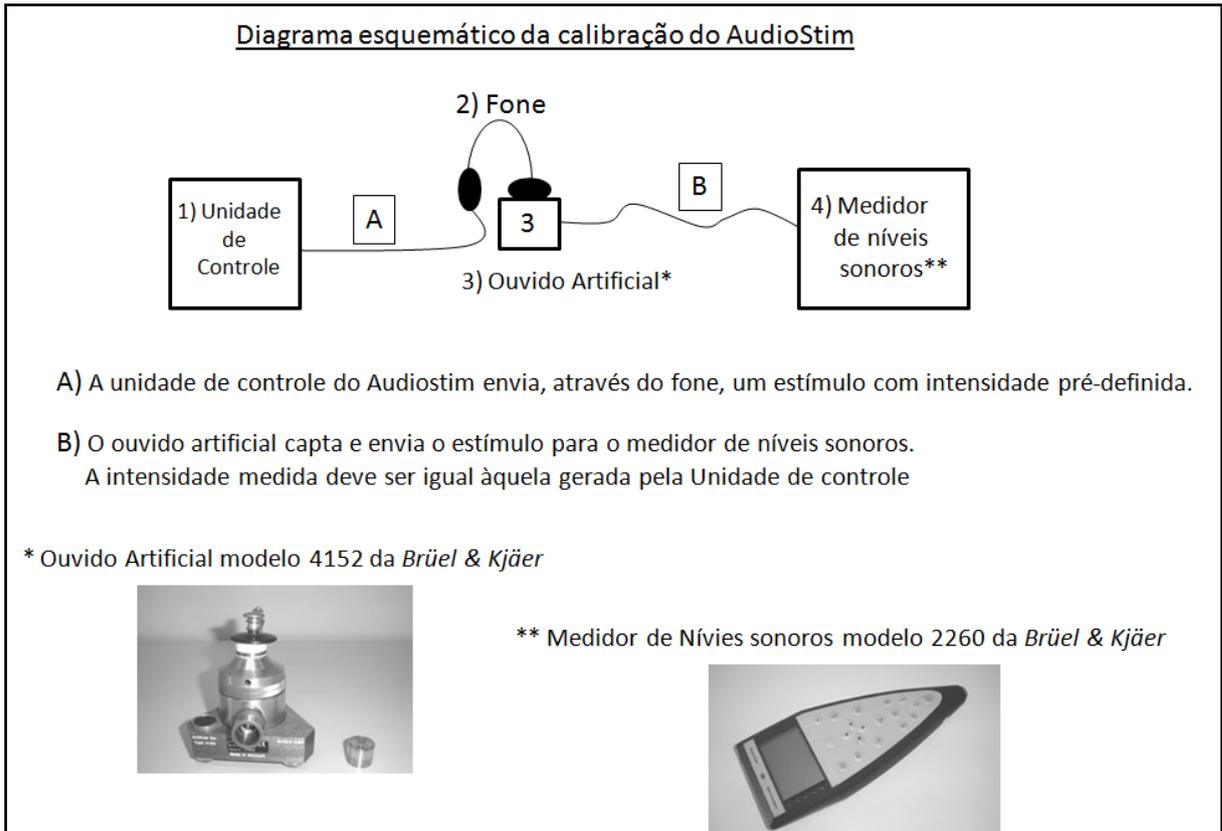


Figura 21: Diagrama esquemático do procedimento utilizado para a calibração do protótipo.

### 5.3. Estudo de casos da aplicação do “Audiostim”

#### 5.3.1. Indivíduos

Participaram do estudo de casos cinco indivíduos (dois homens e três mulheres), integrantes do projeto, com idade média de 25 anos (desvio padrão de 5,6 anos) e que não apresentavam deficiência auditiva. A condição de normalidade da audição de todos foi constatada após a execução de exame físico otorrinolaringológico e avaliações audiométricas (audiometria tonal, vocal e imitanciometria) realizadas por uma audiologista (vinculada ao programa de pós-graduação em Engenharia Elétrica – UFMG) no ambulatório de otorrinolaringologia do Hospital das Clínicas da Universidade Federal de Minas Gerais.

### **5.3.2. Local da coleta de Dados**

Os testes foram realizados em uma sala com isolamento acústico adequado. Esta sala está localizada no Centro de Estudos da Fala, Acústica, Linguagem e Música (CEFALA<sup>1</sup>). Durante a realização dos testes, os indivíduos foram orientados a permanecerem em decúbito dorsal e relaxados.

### **5.3.3. Posicionamento dos eletrodos**

Para o registro do EEG dos voluntários, foram utilizados três eletrodos de Prata/Cloreto de Prata posicionados no vértex da cabeça (CZ), na nuca, logo abaixo da linha do cabelo, e na base do pescoço (eletrodo de aterramento) (PICTON *et al.* 2009; LINS; PICTON, 1995). A fixação destes eletrodos foi realizada por uma fonoaudióloga que acompanhava a execução dos testes. A impedância entre os eletrodos foi mantida abaixo de 7K $\Omega$ .

### **5.3.4. Estímulo**

Três estímulos foram apresentados à orelha esquerda de cada indivíduo, através do fone de inserção E-A-RTone 5A (*Aearo Technologies*) em diferentes instantes. São eles:

1. Um tom AM com frequência da portadora igual a 1.000Hz e modulante igual a 86,91Hz.
2. Uma onda composta pela soma de dois tons AM com portadoras iguais a 1.000Hz e 4.000Hz moduladas, respectivamente, a 90,82Hz e 100,59Hz.
3. Um estímulo formado pela soma de quatro tons AM composto por portadoras de 500Hz, 1.000Hz, 2.000Hz e 4.000Hz, moduladas, respectivamente, a 81,06Hz ; 90,82Hz ; 100,59Hz e 110,35Hz.

---

<sup>1</sup> Grupo de pesquisa vinculado ao departamento de engenharia elétrica da UFMG.

Para todos os estímulos, a intensidade foi mantida constante em 80dBspl e a profundidade de modulação em 100%.

O espaçamento de uma oitava entre as portadoras (no caso dos tons compostos), bem como a faixa de frequência das modulantes, intensidade dos estímulos e a profundidade de modulação foram feitas com base na boa qualidade das respostas obtidas por Lins (2002) ao utilizar tais parâmetros.

Os valores com precisão de centésimos de Hertz (0.01Hz) atribuídos às frequências das modulantes se devem ao critério utilizado por Felix (2006) para redução de erros de processamento decorrente de espalhamento espectral. Em suma, este critério estabelece que a frequência de modulação dos estímulos deve estar relacionada com a frequência de amostragem do sinal ( $F_s$ ) e com o número de pontos utilizados no processamento ( $N$ ).

A definição destes parâmetros ( $F_s, N$ ) bem como as implicações decorrentes da não utilização deste critério será abordada nas sessões a seguir.

### ***5.3.5. Registro do EEG durante a estimulação***

#### **Ajustes dos parâmetros do Sistema**

Para viabilizar o registro dos sinais de EEG, definiram-se, previamente, alguns parâmetros relacionados à coleta e ao processamento de dados.

O bioamplificador QP511 teve seu ganho ajustado para 50.000 vezes e seus filtros foram sintonizados para rejeitar componentes espectrais inferiores a 30Hz e superiores a 300Hz (filtro passa faixa). Além disso, foi habilitado o filtro *notch* de 60Hz existente neste equipamento.

A UC por sua vez, foi configurada para digitalizar os sinais de EEG amplificados a uma taxa de 1.000 amostras por segundo ( $FS=1.000\text{Hz}$ ) com uma resolução de 16bits.

Finalmente, foi definido a priori, que a transformação dos sinais para o domínio da frequência (durante a etapa de processamento) seria feita utilizando-se 1.024 pontos ( $N=1.024$ ).

### **Aquisição dos sinais**

O tempo necessário para o registro dos sinais de EEG está diretamente relacionado à frequência de amostragem e ao número de pontos utilizados para o processamento dos dados.

Conforme especificado anteriormente, o processamento foi feito com 1.024 pontos digitalizados a uma taxa de 1.000 amostras/segundo. Isto demandaria um trecho de estimulação com duração de 1,024 segundos.

Entretanto, o registro de apenas um trecho ( $M=1$ ) não seria suficiente para a detecção de uma resposta, pois a maioria dos testes estatísticos necessita de repetidas realizações de um mesmo evento para fundamentar seus resultados. Isto significa que os indivíduos precisaram ser submetidos a uma quantidade maior de trechos de estimulação para que os algoritmos pudessem detectar, ou não, uma resposta.

Para satisfazer essa condição, foi feito o registro contínuo de 1.280 trechos de estimulação ( $M=1.280$ ) totalizando um tempo de coleta de, aproximadamente, 22 minutos para cada estímulo dado.

### 5.3.6. Rejeição de Artefatos

Foi utilizado o algoritmo para efetuar a detecção e rejeição automática de artefatos presentes nos registros conforme o método descrito por Tierra-Criollo (2001).

Este método consiste, inicialmente, em determinar o desvio padrão ( $\sigma$ ) do EEG espontâneo livre de artefatos, em um intervalo de 20 segundos. Em seguida, é feita uma análise nas respostas coletadas, onde são excluídos os trechos que apresentam mais de 5% de amostras contínuas ou 10% do total de amostras acima de um limiar igual a  $3\sigma$  (Figura 22).

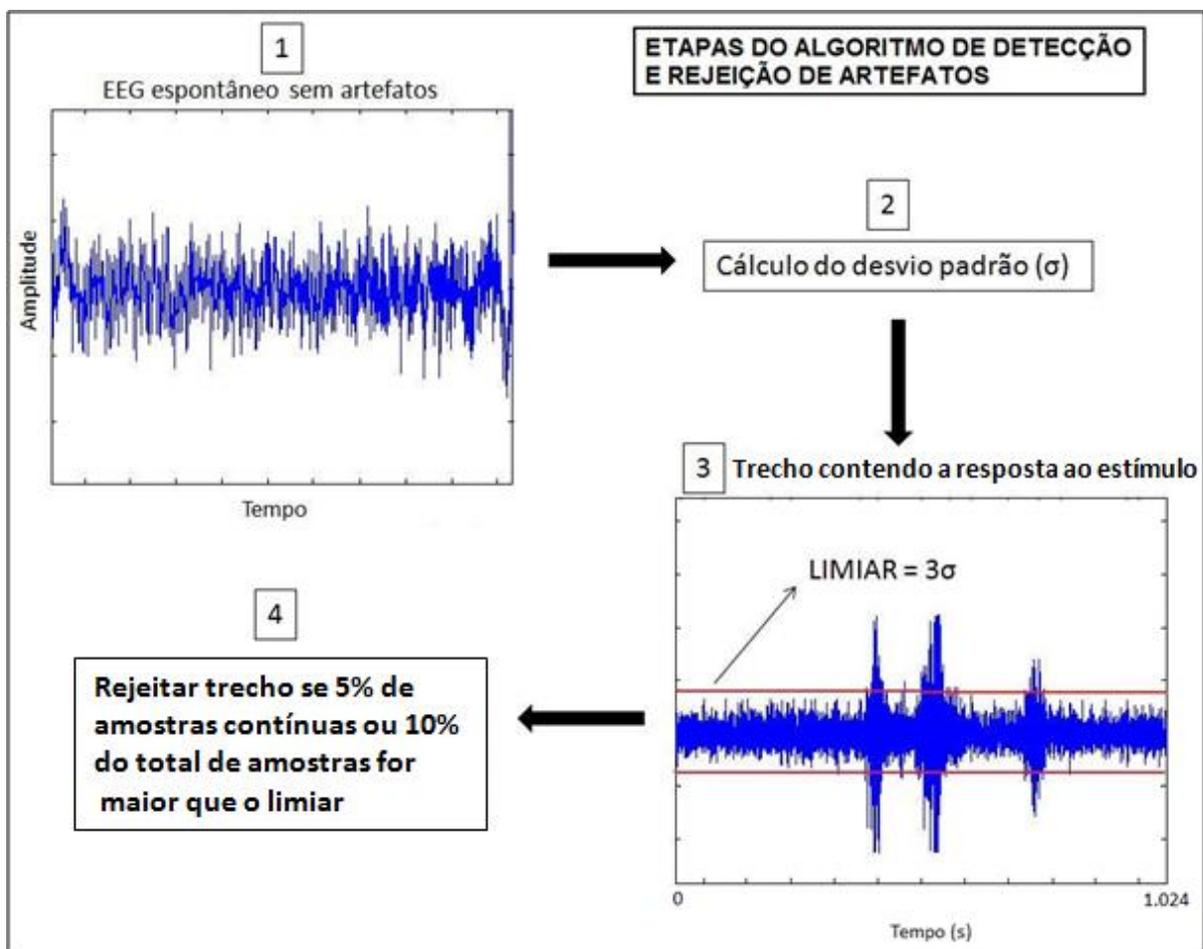


Figura 22: Diagrama mostrando o funcionamento do algoritmo de rejeição de artefatos.

Desta forma, foi registrado um minuto de EEG espontâneo em cada um dos indivíduos que participaram dos testes. Deste intervalo de tempo, foi escolhido, por meio de inspeção

visual, um segmento de 20 segundos livre de artefatos que seria usado no momento da execução deste algoritmo.

### **5.3.7. *Processamento dos Sinais de EEG***

Após a remoção dos artefatos, selecionou-se,  $M=4, 6, 16, 48, 100$  e  $500$  trechos, aos quais foram aplicados a FFT e os testes MSC, PSM e  $T^2_{\text{circ}}$ . Para o teste F, entretanto, utilizou-se uma abordagem diferente. Conforme fora descrito no item 4.1, a sua estatística é levantada no próprio espectro tomando-se componentes adjacentes àquela que se espera encontrar uma resposta. Isso significa que apenas uma janela temporal de dados deve ser utilizada para a obtenção da FFT que servirá de base para todos os cálculos envolvidos neste teste. Sabe-se, contudo, que quanto maior for a duração desta janela, maior será a resolução espectral e conseqüentemente melhor será a RSR. Assim, para o cálculo da FFT, foi montada uma varredura constituída pela junção de todos os  $M$  trechos, para formar uma janela temporal de duração mais extensa. Na Figura 23 é mostrado o procedimento utilizado para a execução dos testes MSC, PSM e  $T^2_{\text{circ}}$ . A Figura 24, por sua vez, ilustra o procedimento utilizado para o teste F. Em ambos os casos o número de trechos utilizados para a exemplificação dos procedimentos foi  $M=4$ .

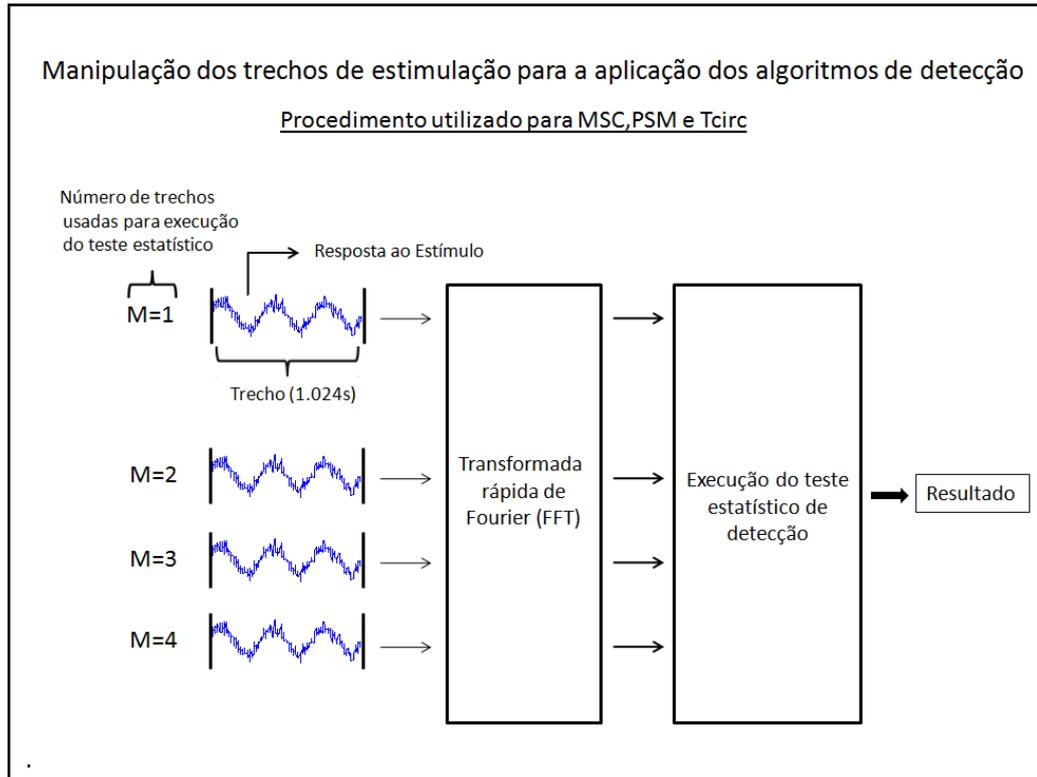


Figura 23: Exemplo ilustrando como os registros são manipulados ao longo da execução dos algoritmos de detecção MSC, PSM e  $T_{circ}^2$ .

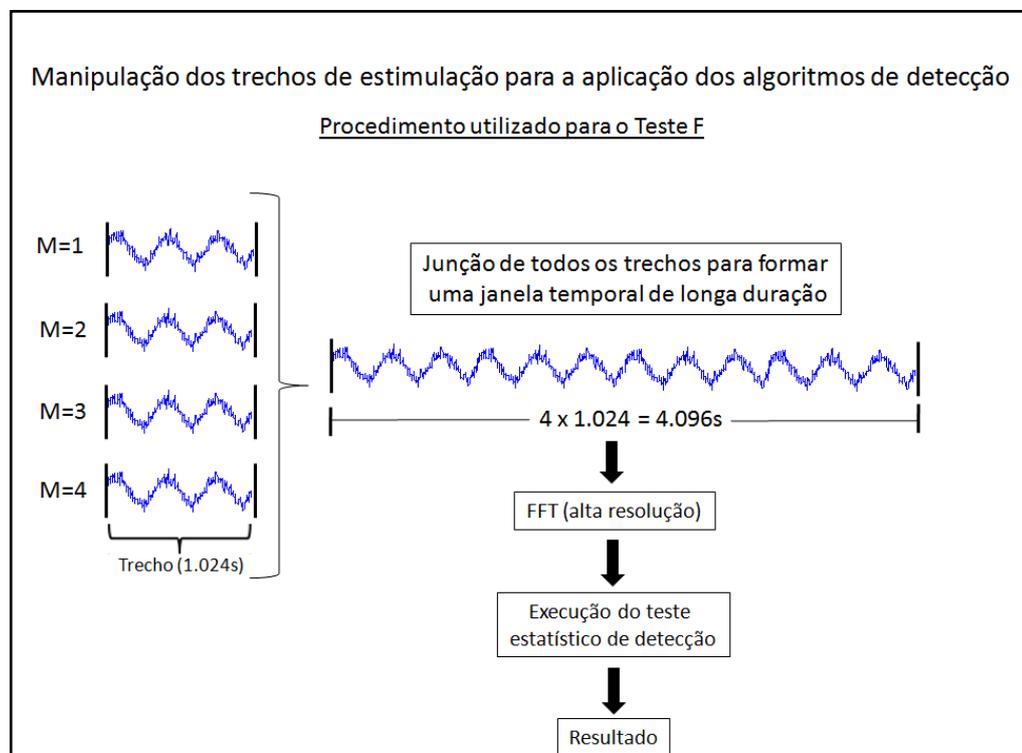


Figura 24: Exemplo ilustrando como os registros são manipulados antes da execução do teste F.

É importante destacar que o procedimento adotado para a execução de teste F só pode ser feito se cada trecho contiver um número inteiro de ciclos de resposta. Para que isso ocorra é preciso que as frequências de modulação dos tons AM utilizados sejam escolhidas conforme exposto por Felix (2006). Caso contrário, haverá uma perda de continuidade das respostas no momento em que a janela temporal for constituída. Isto acarretará no aparecimento de componentes espectrais espúrias, durante o processamento, que poderão interferir nos resultados dos testes estatísticos.

## 6. RESULTADOS

Este capítulo está dividido em três tópicos. O primeiro apresenta o protótipo construído e a interface gráfica implementada. Já os outros dois, mostram os resultados dos testes realizados para a verificação do correto funcionamento dos módulos que compõem o AudioStim e para a aferição do funcionamento do protótipo com um todo (estudo de casos).

### 6.1. O “Audiostim”

A Figura 25 exibe uma imagem do “AudioStim”, onde estão destacados seus principais componentes.

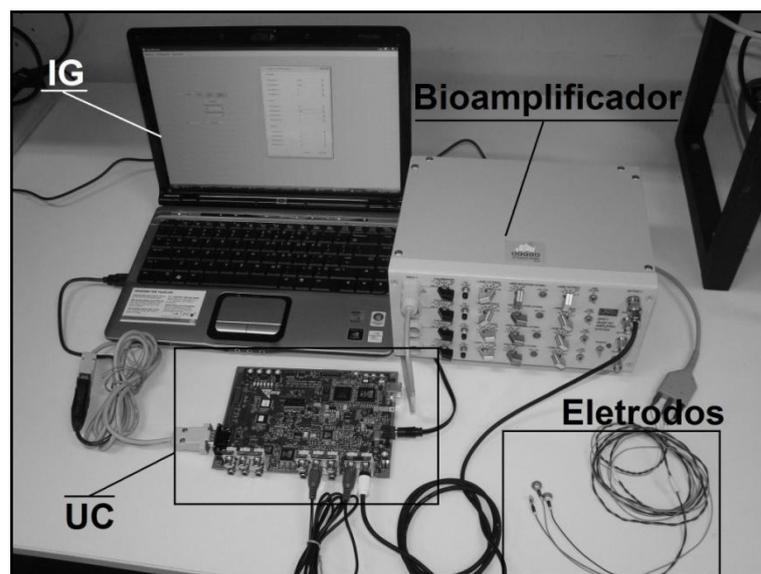


Figura 25: O AudioStim.

Destaque da Interface gráfica (IG), unidade de controle (UC), bioamplificador e os eletrodos usados no registro do EEG.

#### 6.1.1. Especificações Técnicas do AudioStim

O protótipo desenvolvido possui as seguintes especificações técnicas:

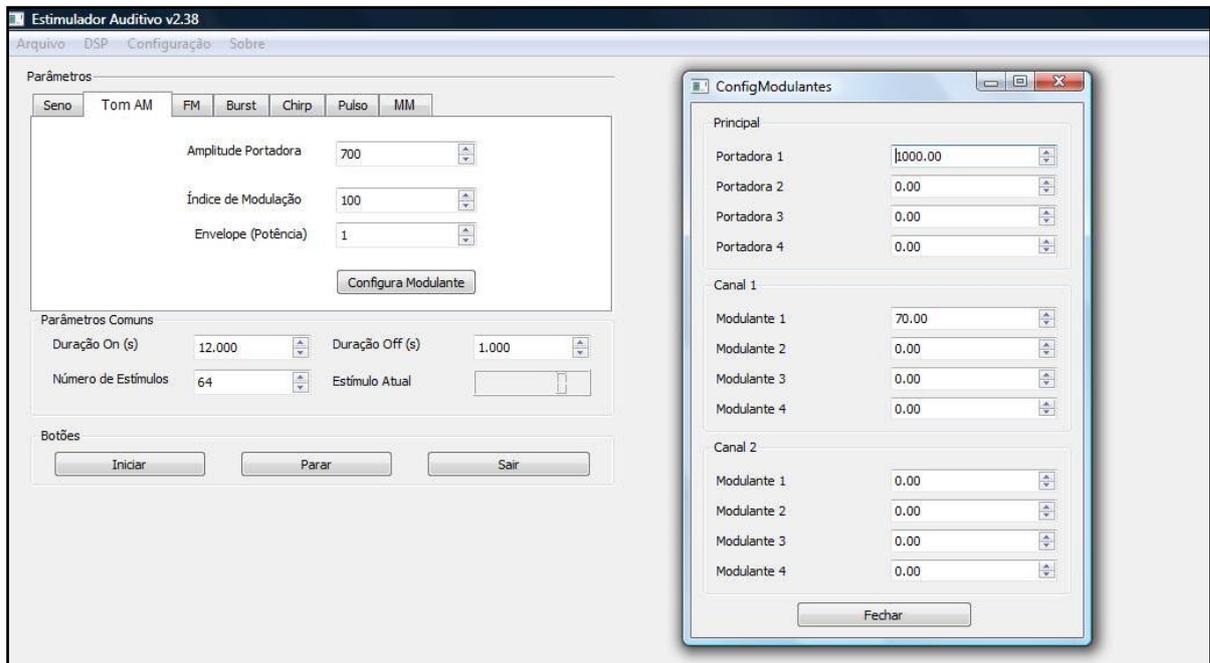
1. Capacidade de geração e ajuste dos parâmetros dos seguintes tipos de estímulos:
  - a. Tons Puros:
    - i. Freqüência: 20Hz a 20KHz em passos de 1Hz.
  - b. Tons modulados em amplitude (AM):
    - i. Índice de modulação: 0% a 100% em passos de 1%;
    - ii. Freqüência da portadora: 20Hz a 20KHz em passos de 1Hz;
    - iii. Freqüência da modulante: 20Hz a 500Hz em passos de 0.01Hz;
    - iv. Possibilitar a geração de até 4 tons simultâneos por canal.
  - c. Tons modulados em amplitude com envelope exponencial (AM2):
    - i. Índice de modulação: 0% a 100% em passos de 1%;
    - ii. Freqüência da portadora: 20Hz a 20KHz em passos de 1Hz;
    - iii. Freqüência da modulante: 20Hz a 500Hz em passos de 0.01Hz;
    - iv. Possibilitar a geração de até 4 tons simultâneos por canal;
    - v. Potencia do envelope exponencial: 1 a 100 em passos de 1.
  - d. Tons modulados em freqüência (FM):
    - i. Índice de modulação: 0 a 100 em passos de 0.01;
    - ii. Freqüência da portadora: 20Hz a 20KHz em passos de 1Hz;
    - iii. Freqüência da modulante: 20Hz a 500Hz em passos de 0.01Hz.
  - e. Tons de modulação mista AM+FM (MM):
    - i. Possui as mesmas especificações dos tons AM e FM, porem só pode ser gerada uma onda em um canal.
  - f. Tons *Chirp*:
    - i. Número de cossenos utilizados: 1 a 100 em passos de 1;
    - ii. Freqüência de repetição do estímulo: 20Hz a 20KHz em passos de 1Hz;
    - iii. A menor freqüência dos N cossenos escolhidos: 20Hz a 20KHz em passos de 1Hz.
  - g. Tons *Burst*:
    - i. Freqüência: 20Hz a 20KHz em passos de 1Hz;
    - ii. Tempo de subida: 1ms a 1.000ms em passos de 1ms;

- iii. Tempo de descida: 1ms a 1.000ms em passos de 1ms;
  - iv. Tempo de platô: 1ms a 1.000ms em passos de 1ms;
  - v. Tempo de repouso: 1ms a 1.000ms em passos de 1ms;
  - vi. Tipo de Janela: *Blackman* ou *Gaussiana*.
- h. Pulso de curta duração:
- i. Largura do pulso: 100 $\mu$ s a 1s em passos de 1 $\mu$ s;
  - ii. Tempo de repouso: 100 $\mu$ s a 10s em passos de 1ms.
2. Possibilidade de geração de estímulos com intensidades na faixa de -10dBspl a 120dBspl em passos de 1dBspl;
  3. Possibilidade de geração de até 100.000 estímulos;
  4. Permitir a definição do tempo de duração de cada estímulo entre 0 e 30s com resolução de 0.001s;
  5. Definição de intervalos de tempo, de 0 a 30s, entre dois estímulos consecutivos, com resolução de 0.001s;
  6. Geração um sinal de sincronismo (*trigger*) ao início e outro ao fim de cada estímulo;
  7. Geração de estímulos a uma taxa de 48.000 amostras por segundo e com uma resolução de 10bits;
  8. Amplificação e filtragem dos sinais de EEG nas faixas de variações possibilitadas pelo bioamplificador, conforme descrito no item 5.1.2;
  9. Possibilidade de geração de formas de onda arbitrária por expressões matemáticas ou dados de arquivos;
  10. Possibilitar a digitalização dos sinais de EEG com uma resolução de 16bits e com freqüências de amostragem de até 16KHz.

### **6.1.2. Interface Gráfica (IG)**

A IG desenvolvida apresenta, em uma mesma tela, todos os parâmetros que o usuário pode selecionar para a geração dos estímulos (Figura 26).

No campo “**Parâmetros**”, serão definidos a forma de onda e seus respectivos parâmetros (frequência, intensidade, etc.).



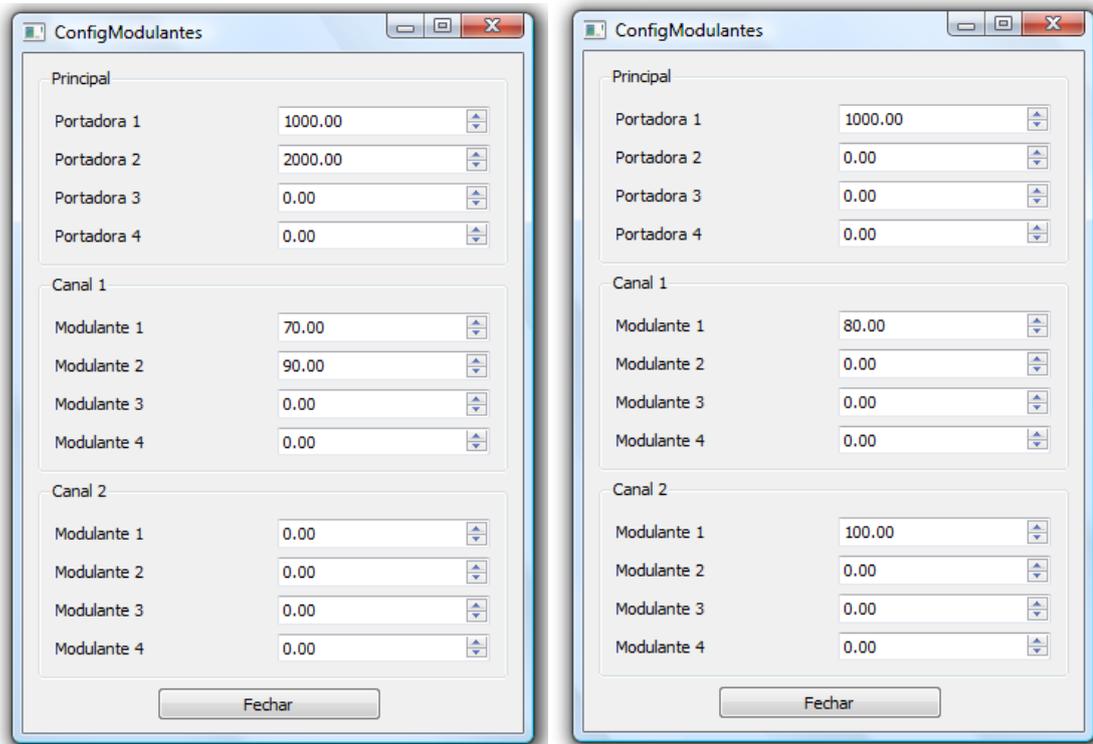
**Figura 26: Tela da Interface Gráfica indicando os parâmetros que o usuário pode ajustar.**  
**Fonte: Dados da Pesquisa.**

Quando o usuário aperta o botão “configura modulante”, dentro da aba “Tom AM”, é aberta uma nova janela (à direita da Figura 26) para que ele possa configurar quantos tons serão sobrepostos para constituir o estímulo e, se a estimulação será mono ou binaural (2 canais).

Conforme pode ser visto na Figura 26, ele poderá sobrepor até quatro tons por canal, totalizando oito estímulos distintos. Deve-se destacar, entretanto, que para a estimulação binaural, os tons gerados em cada canal de saída compartilharão as mesmas frequências de portadoras.

No caso da Figura 26 foi definida uma estimulação monoaural composta por apenas um tom com frequências de portadora e modulante iguais a 1.000Hz e 70Hz, respectivamente.

A Figura 27 a seguir exemplifica outras configurações que podem ser feitas para os estímulos do tipo Tom AM.



**Figura 27: Exemplo de configurações para geração de tons AM.**

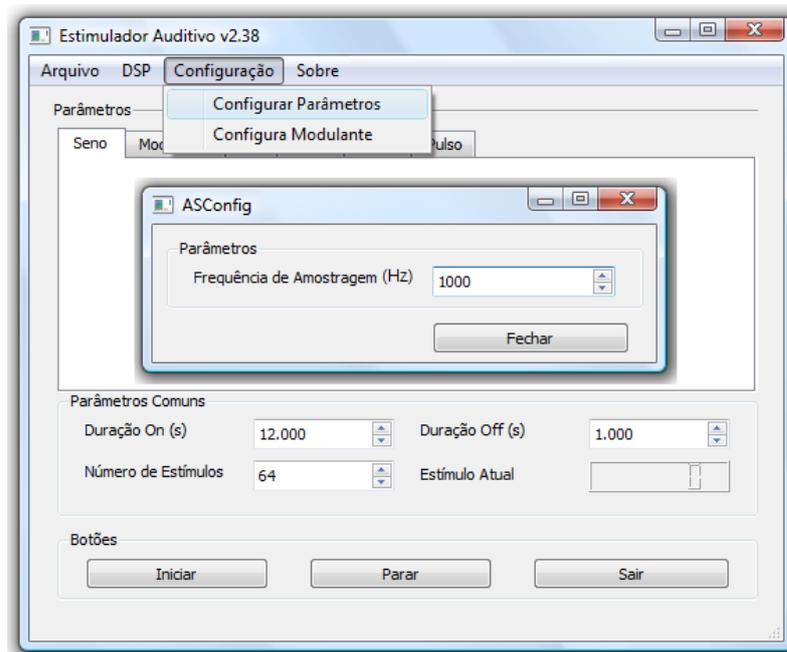
**Fonte: Dados da Pesquisa.**

No lado esquerdo é mostrado a configuração de um estímulo monoaural composto pela sobreposição de dois tons com portadoras de 1.000Hz e 2.000Hz modulados respectivamente a 70Hz e 90Hz. No lado direito, é exemplificado um estímulo binaural onde cada canal seria composto por apenas um tom. Assim, uma orelha seria estimulada por um tom AM com portadora e modulante iguais a 1.000 Hz e 80 Hz respectivamente, enquanto a outra seria estimulada por outro tom com frequência de portadora igual a 1.000 Hz e de modulante igual a 100 Hz. Nota-se que neste último caso a frequência da portadora foi compartilhada por ambos os canais.

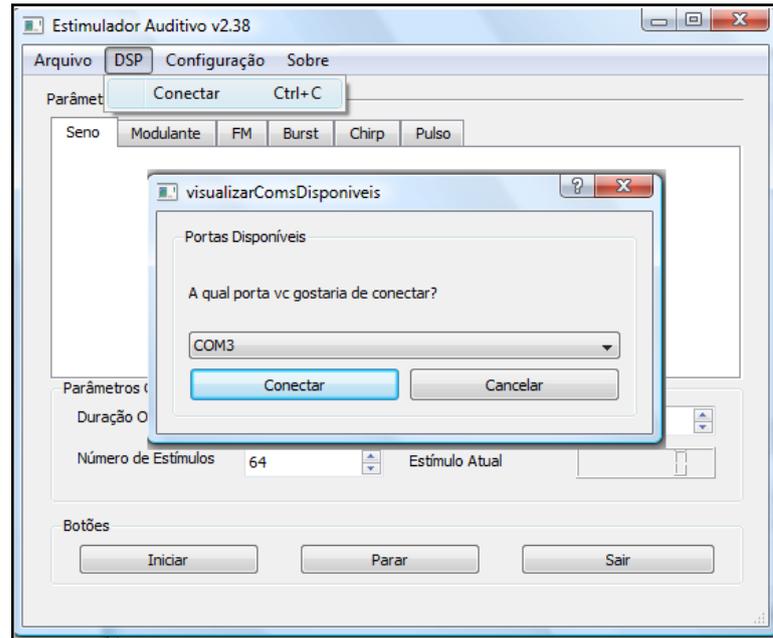
Após configurar a forma de onda, o usuário deverá definir dentro do campo “Parâmetros Comuns” o protocolo de estimulação (Figura 26). Neste local deverão ser informados a duração de cada estímulo (“Duração On”), o intervalo de tempo entre dois estímulos consecutivos (“Duração OFF”) e o número de estímulos que serão apresentados (“Número

de estímulos”). Dentro deste campo há ainda um contador (“Estímulo Atual”) que indica ao usuário quantos estímulos foram realizados.

Tendo configurado todos os parâmetros referentes a estimulação, o usuário deverá, por fim, configurar a frequência de amostragem desejada para a aquisição dos sinais de EEG (Figura 28) e estabelecer a comunicação serial entre a IG e a UC (Figura 29).



**Figura 28: Configuração da frequência de amostragem.**  
Fonte: Dados da Pesquisa.



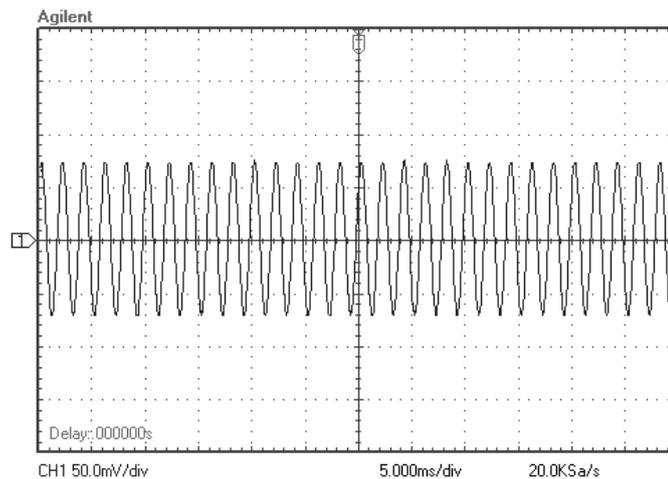
**Figura 29: Procedimento para estabelecer a comunicação entre a IG e a UC.**  
**Fonte: Dados da Pesquisa.**

Feito isso, a estimulação poderá ser iniciada através do botão “Iniciar” e, caso seja necessário interrompê-la, o botão “Parar” deverá ser pressionado. Para fechar a IG, basta apertar o botão “Sair”.

## **6.2. Resultados dos testes de cada módulo que compõem o sistema**

### **6.2.1. Testes da UC e IG**

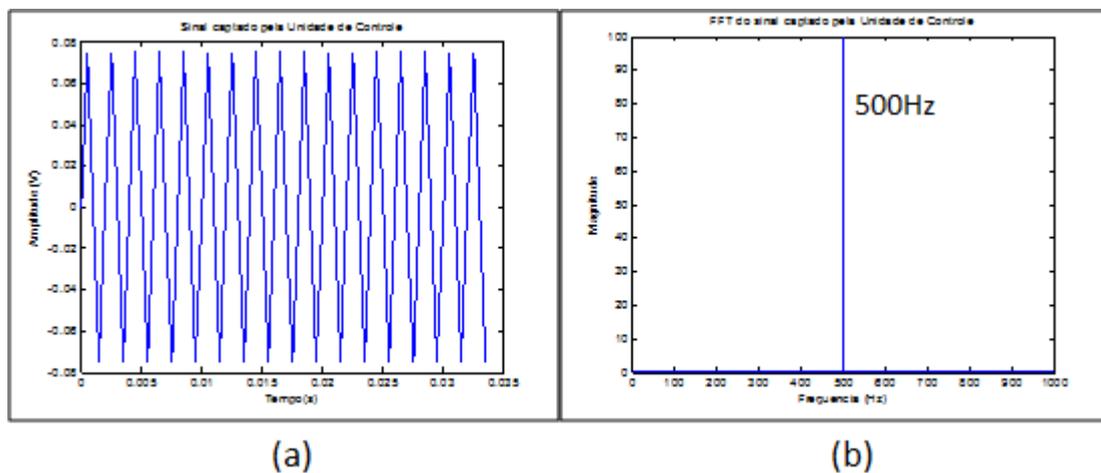
Na Figura 30 consta o registro feito pelo osciloscópio referente a um sinal senoidal (cujos parâmetros foram definidos na IG: frequência de 500Hz e amplitude de  $75\text{mV}_{\text{pico}}$ ) gerado e captado no canal de saída da UC. Nota-se que a onda exibida é uma senóide e que a sua frequência e amplitude são iguais ao valor definido na IG.



**Figura 30:** Tom puro de 500 Hz e amplitude  $75\text{mV}_{\text{pico}}$  gerado no canal de saída do “AudioStim” e medido com o osciloscópio.

Fonte: Dados da Pesquisa.

A Figura 31, por sua vez, mostra os gráficos gerados pelo MATLAB após a digitalização deste sinal. Novamente, é possível identificar que a amplitude do sinal captado no canal de entrada da UC condiz com a medição do osciloscópio (Figura 31a). Já o resultado obtido por meio da FFT (Figura 31b) indica que o sinal coletado possui apenas uma componente espectral e que esta se encontra exatamente em 500 Hz, conforme esperado.



(a)

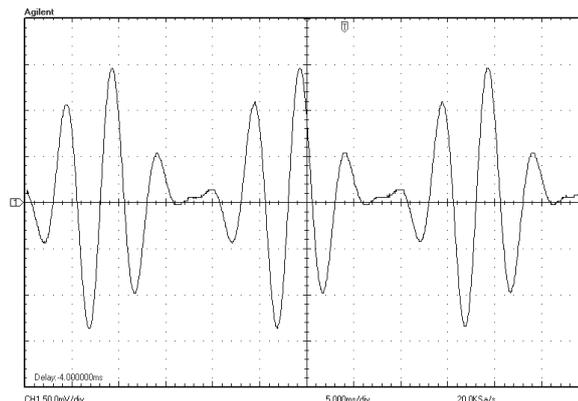
(b)

**Figura 31:**(a) Tom Puro de 500 Hz e  $75\text{mV}_{\text{pico}}$  coletado no canal de entrada da UC, (b) FFT – espectro de amplitude.

Fonte: Dados da Pesquisa.

A Figura 32 exibe um tom AM (portadora igual a 200 Hz e modulante igual a 50 Hz) captado pelo osciloscópio e a Figura 33a apresenta os dados que foram amostrados pela UC. Neste

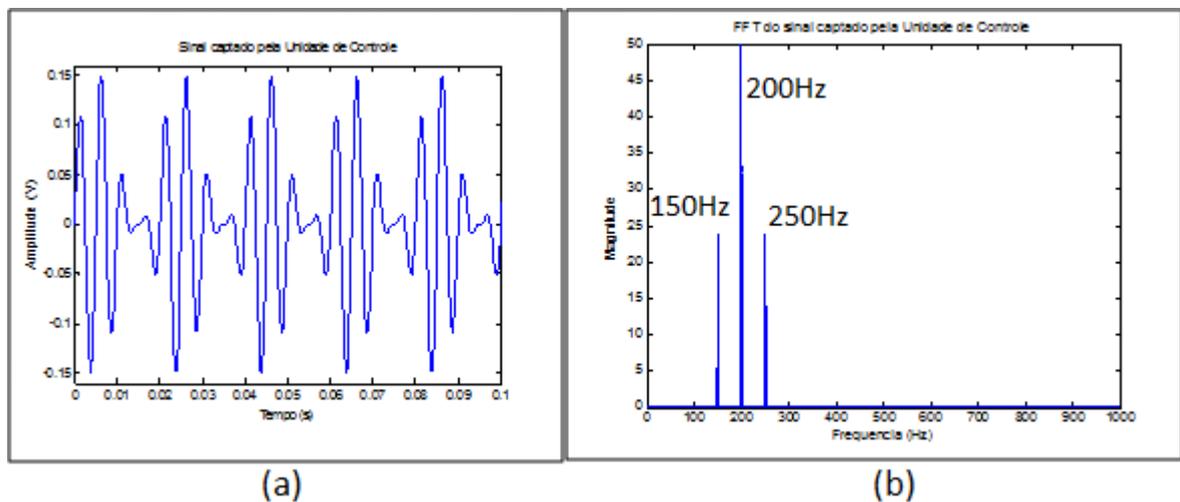
caso também é possível observar que as amplitudes dos sinais estão de acordo com o valor pré definido na IG. A FFT do sinal (Figura 33b) mostra a existência de três componentes espectrais, sendo uma central, de maior intensidade, na frequência da portadora (200 Hz) e duas laterais (150 Hz e 250 Hz) cuja distância em relação à central é exatamente o valor da modulante, como esperado.



**Figura 32: Segunda forma de onda gerada no teste da UC e IG.**

**Tom AM (com frequência da portadora igual a 200 Hz, modulante igual a 50 Hz, índice de modulação de 100% e amplitude de  $150\text{mV}_{\text{pico}}$ ) gerado no canal de saída do “AudioStim” e medido com o osciloscópio.**

**Fonte: Dados da Pesquisa.**

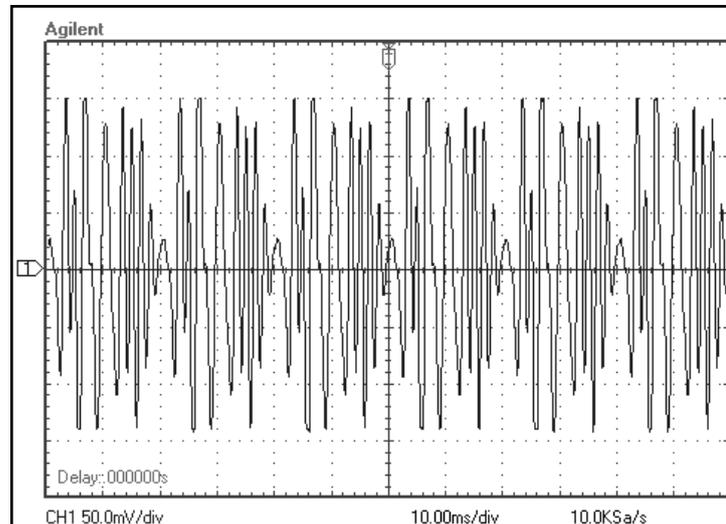


**Figura 33: (a) Tom AM (com frequência da portadora igual a 200 Hz, modulante igual a 50 Hz, índice de modulação de 100% e amplitude de  $150\text{mV}_{\text{pico}}$ ) captado no canal de entrada do “AudioStim”. (b) FFT – espectro de amplitude.**

**Fonte: Dados da Pesquisa.**

Finalmente, a Figura 34 e Figura 35 mostram os resultados obtidos para a onda composta pela soma de dois tons AM, um com portadora de 300 Hz modulada a 50 Hz, e outro com 600 Hz de portadora e 100 Hz de modulante. Como esperado, observa-se um pico central

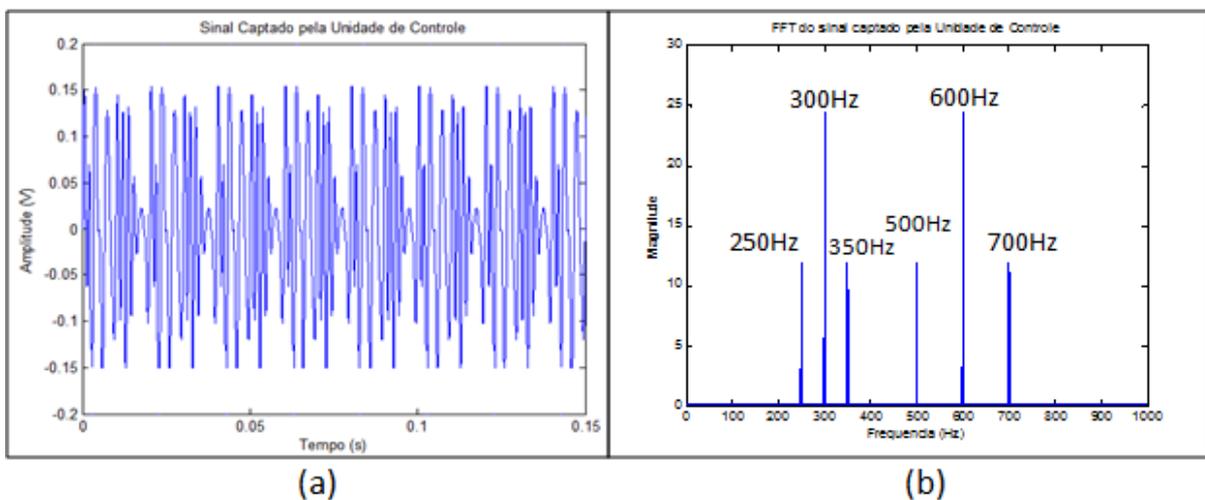
em 300 Hz e dois laterais em 250 Hz e 350 Hz, relativos ao primeiro tom; e outro pico centrado em 600 Hz com duas componentes laterais em 500 Hz e 700 Hz (Figura 35b).



**Figura 34: Terceira forma de onda gerada no teste da UC e IG.**

**Medição do osciloscópio para a onda composta pela soma de dois tons AM (um deles com portadora de 300 Hz modulada a 50 Hz, e o outro com 600 Hz de portadora e 100 Hz de modulante) com amplitude de  $150\text{mV}_{\text{pico}}$  e índice de modulação de 100%.**

**Fonte: Dados da Pesquisa.**



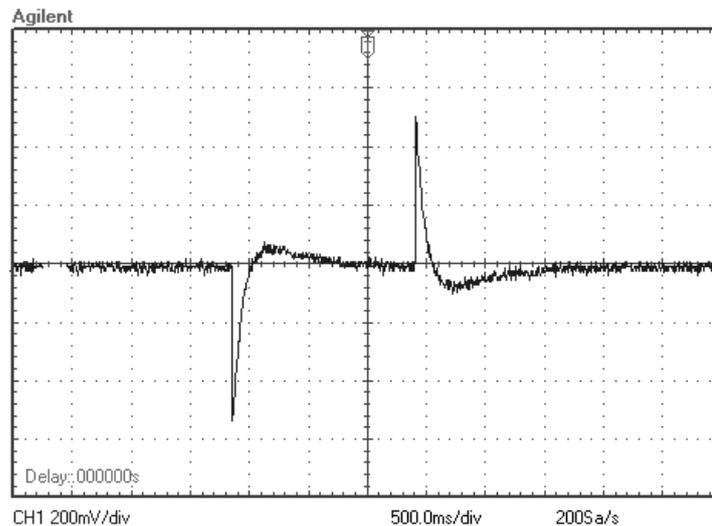
**Figura 35:(a) Sinal captado no canal de entrada do “AudioStim” referente à onda composta pela soma de dois tons AM. (b) ) FFT – espectro de amplitude.**

**Fonte: Dados da Pesquisa.**

Os resultados obtidos mostraram que o “AudioStim” foi capaz de gerar estímulos de acordo com os parâmetros ajustados na IG. Além disso, verificou-se que o processo de aquisição de sinais, pelo canal de entrada da UC, foi realizado corretamente.

### 6.2.2. Teste do Bioamplificador

A Figura 36 apresenta os pulsos medidos pelo osciloscópio após a calibração do bioamplificador. Conforme pode ser observado, os dois pulsos gerados (um negativo e outro positivo) apresentam uma amplitude de, aproximadamente, 500mV (vide escala de amplitude na figura) indicando que o QP511 estava devidamente calibrado.

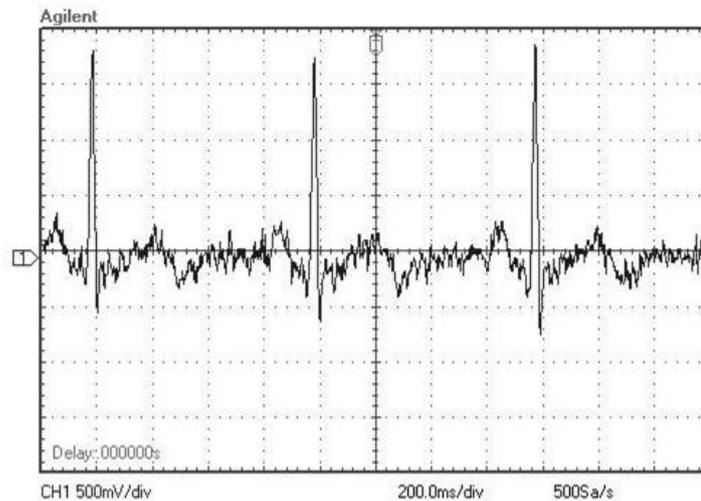


**Figura 36: Pulsos medidos pelo osciloscópio após a calibração do bioamplificador.**

**A escala de amplitude marca 200mV/divisão e a de tempo 500ms/divisão.**

**Fonte: Dados da pesquisa.**

A Figura 37 mostra um sinal de ECG para a derivação bipolar D1 captado pelo osciloscópio no canal de saída do bioamplificador (ganho de 5.000 vezes e filtro passa-faixa de 0,1Hz a 300 Hz). Nota-se, que o sinal medido tem uma amplitude de aproximadamente  $1,75V_{pico}$  (vide escala de 500mv/div indicada na figura). Com isso, pode-se perceber que o sinal de ECG adquirido, que naturalmente tem uma amplitude na ordem de milivolts, foi amplificado, indicando o correto funcionamento do Bioamplificador QP511.



**Figura 37: Sinal do ECG medido na saída do bioamplificador.**  
**Fonte: Dados da Pesquisa.**

### **6.2.3. Testes dos Algoritmos de Detecção**

O desempenho das técnicas de detecção foi avaliado, com sinais simulados, por meio da probabilidade de detecção considerando-se uma probabilidade de falso alarme igual a  $\alpha=5\%$  (Figuras 38 a 42) e através das curvas ROC (Figuras 43 a 46).

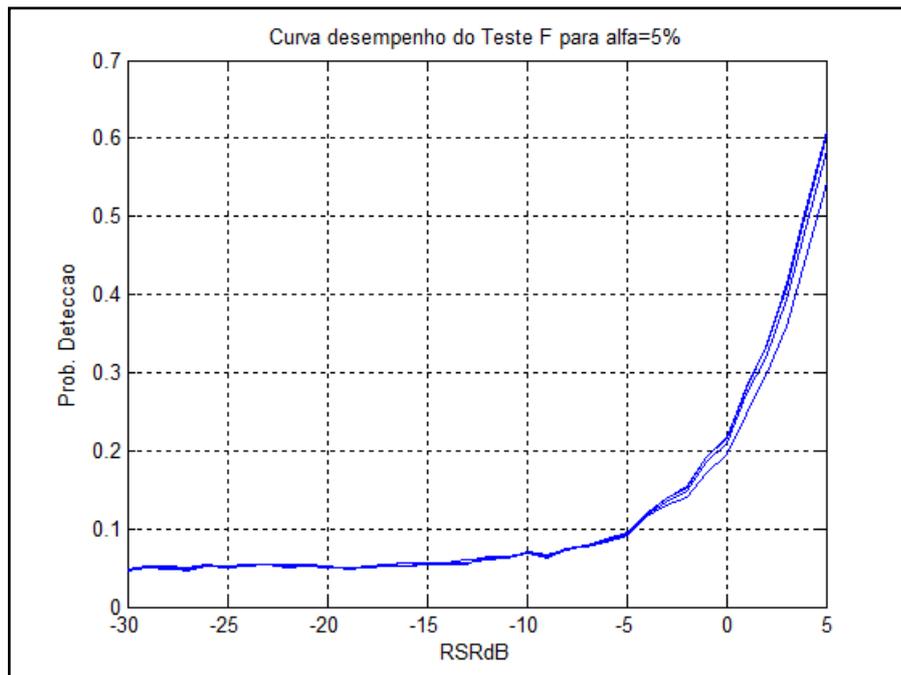
Os resultados mostram que o desempenho de todas as técnicas ORD empregadas está diretamente relacionado a M e à RSR. Dentre os quatro métodos avaliados, aquele que obteve um pior desempenho foi o Teste F (Figura 38, Figura 39, Figura 43 ). Nota-se que o desempenho do detector para este teste não apresentou uma melhora significativa para valores de  $M>30$ .

$T^2_{\text{circ}}$  e MSC, por sua vez, foram os métodos que obtiveram os melhores desempenhos. Analisando a Figura 40 e a Figura 41, nota-se que esses testes apresentaram probabilidades de detecção muito parecidas. Isto de fato era esperado, pois, conforme demonstrado por Dobie e Wilson (1993), estas duas técnicas de detecção são matematicamente equivalentes. As curvas ROC também confirmam esta observação (Figura 44 e Figura 45).

Já a PSM (Figura 42 e Figura 46) apresentou um desempenho um pouco inferior ao de  $T^2_{\text{circ}}$  e MSC. Este comportamento também era esperado, pois, conforme observado por Dobie e

Wilson, (1994),  $T^2_{\text{circ}}$  e MSC utilizam a informação de fase e amplitude do espectro para fazer a detecção, ao passo que PSM se vale apenas da fase.

Comparando o desempenho de PSM com o teste F, que utiliza apenas a informação de amplitude do espectro, fica claro que a fase das respostas possui uma maior influência na detecção do potencial evocado síncrono, em tempo e fase, com o estímulo (Tierra-Criollo, 2001).



**Figura 38:** Probabilidade de detecção do Teste F para  $\alpha=5\%$ ,  $M=10, 30, 100, 500, 1.000$ .  
Onde,  $M$  é o número de componentes adjacentes à frequência de estimulação.  
Fonte: Dados da Pesquisa.

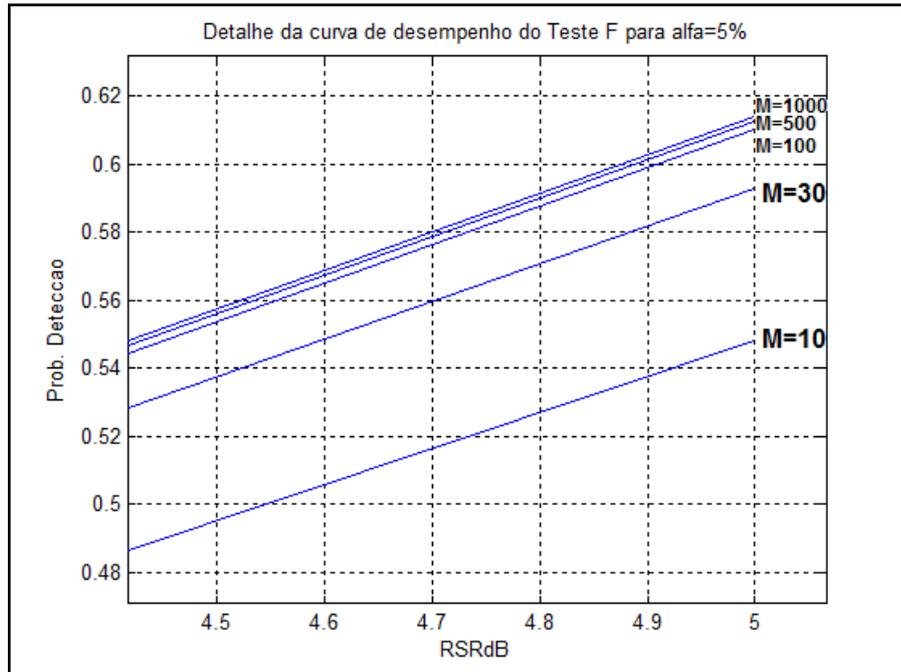


Figura 39: Detalhe da curva mostrada na Figura 38 destacando os valores de  $M$  analisados.  
Fonte: Dados da Pesquisa.

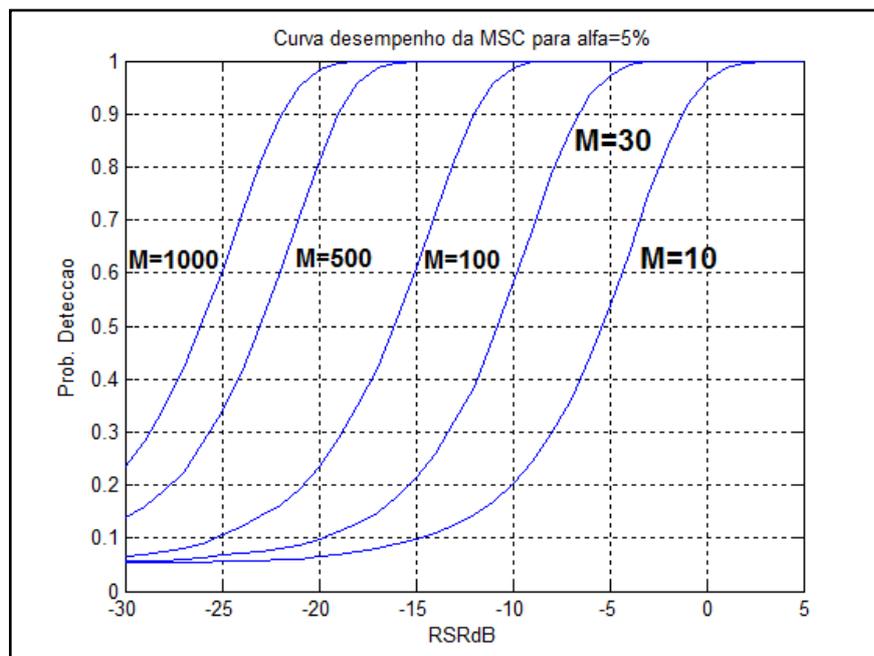


Figura 40: Probabilidade de detecção da MSC para  $\alpha=5\%$  e  $M=10, 30, 100, 500, 1.000$ .  
 $M$  representa o número de trechos gravados.  
Fonte: Dados da Pesquisa.

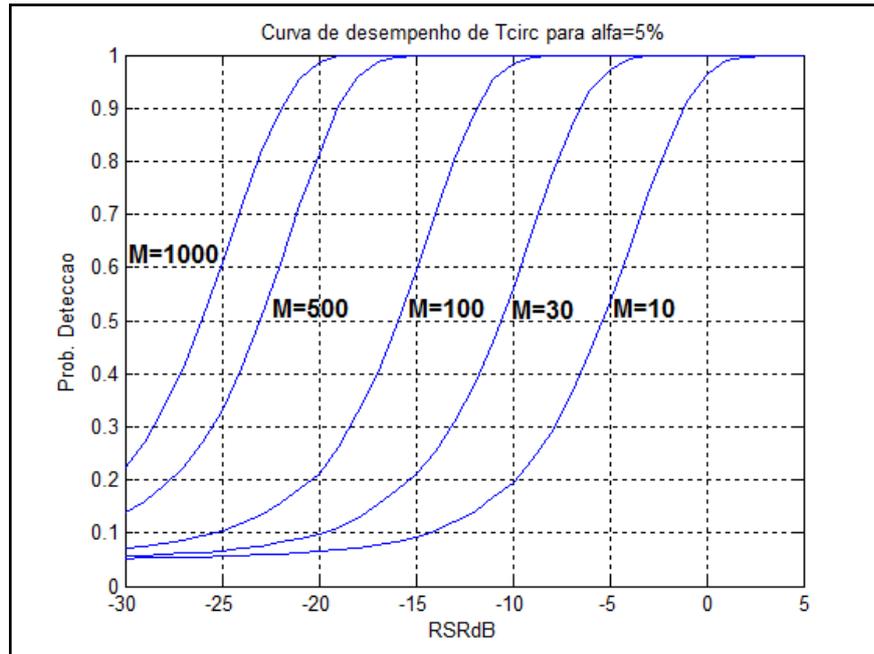


Figura 41: Probabilidade de detecção de  $T_{circ}^2$  para  $\alpha=5\%$  e  $M=10, 30, 100, 500, 1.000$ .  
M representa o número de trechos gravados.

Fonte: Dados da Pesquisa.

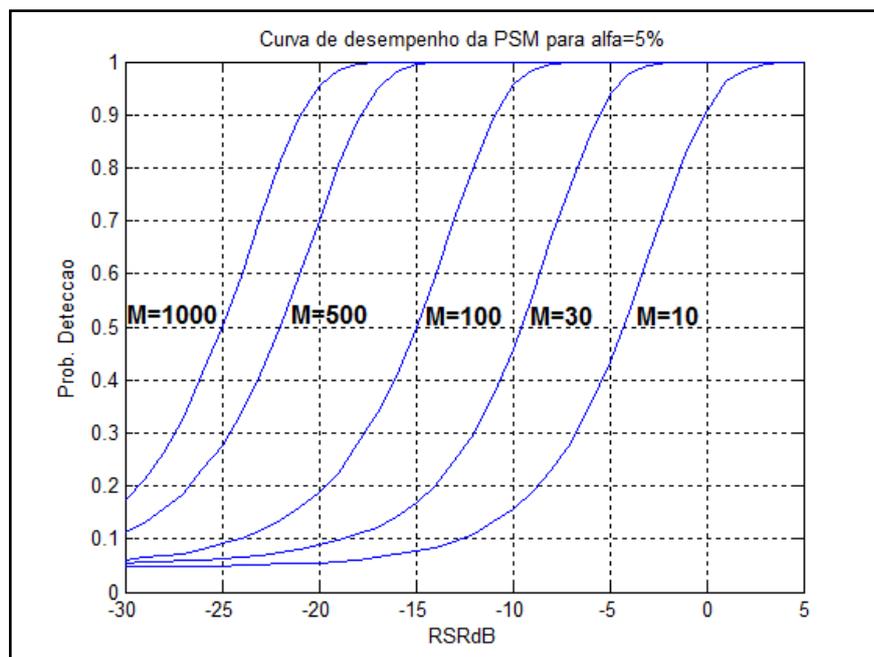


Figura 42: Probabilidade de detecção da PSM para  $\alpha=5\%$  e  $M=10, 30, 100, 500, 1.000$ .  
M representa o número de trechos gravados.

Fonte: Dados da Pesquisa.

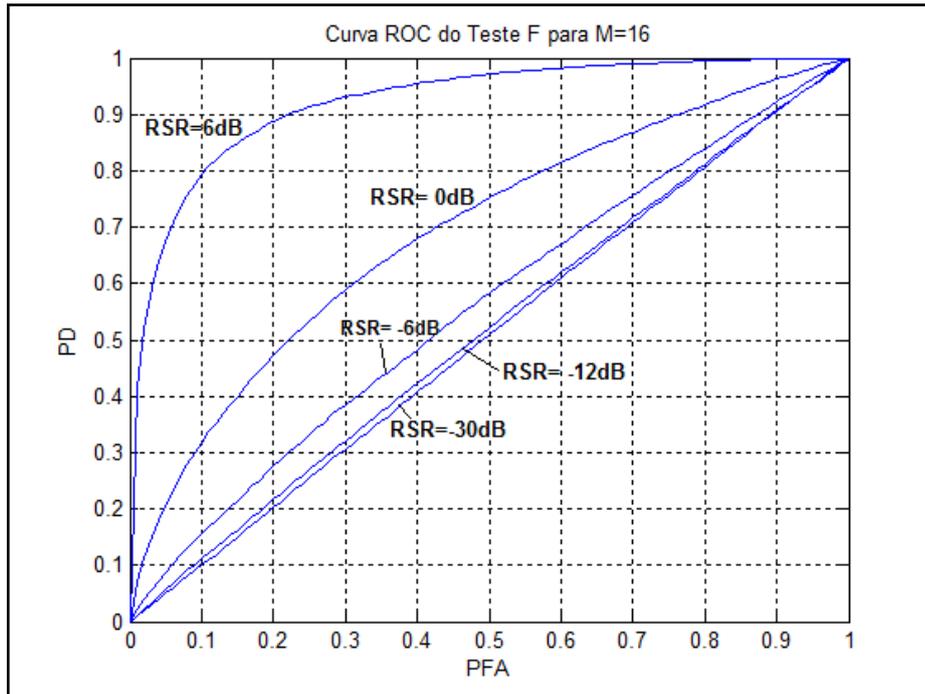


Figura 43: Curva ROC do teste F para M=16 e RSR=-30, -12, -6, 0 e 6dB.  
Fonte: Dados da Pesquisa.

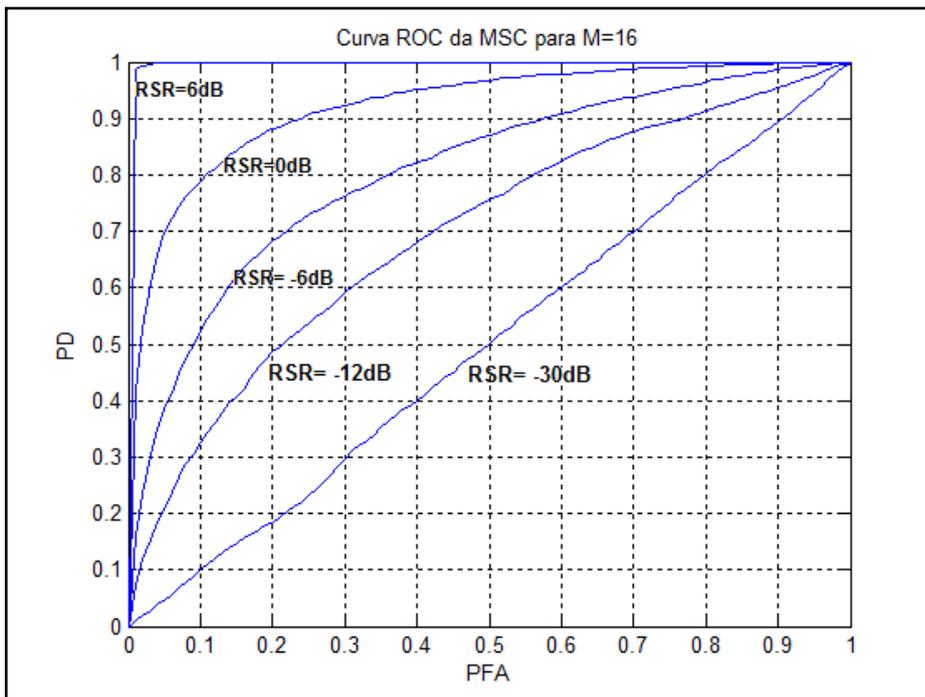


Figura 44: Curva ROC da MSC para M=16 e RSR=-30, -12, -6, 0 e 6dB.  
Fonte: Dados da Pesquisa.

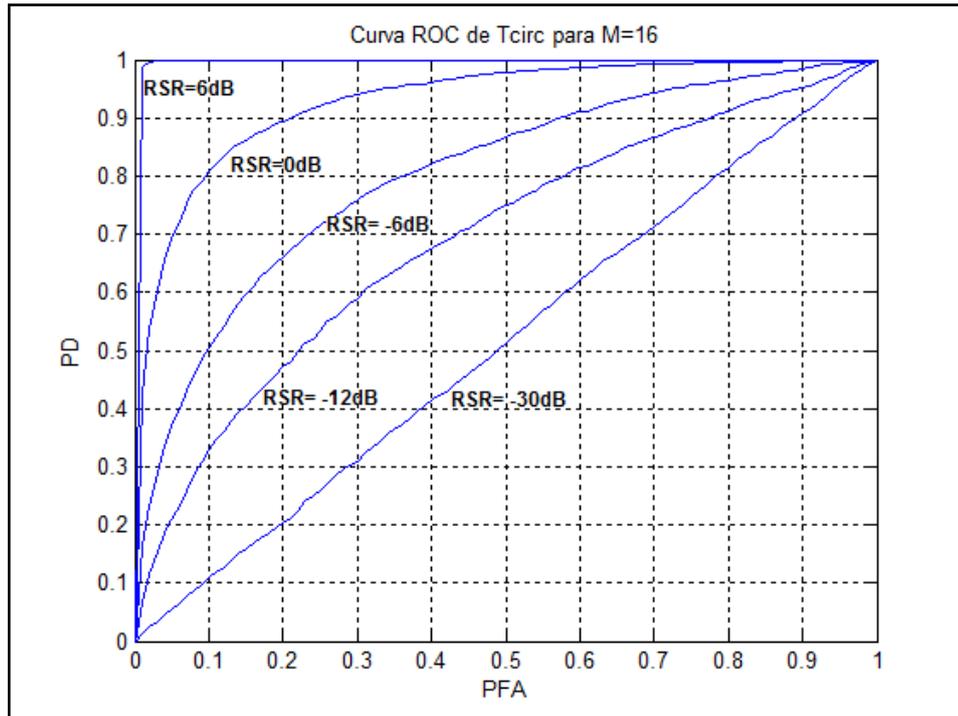


Figura 45: Curva ROC de  $T_{circ}^2$  para  $M=16$  e  $RSR=-30, -12, -6, 0$  e  $6dB$ .  
Fonte: Dados da Pesquisa.

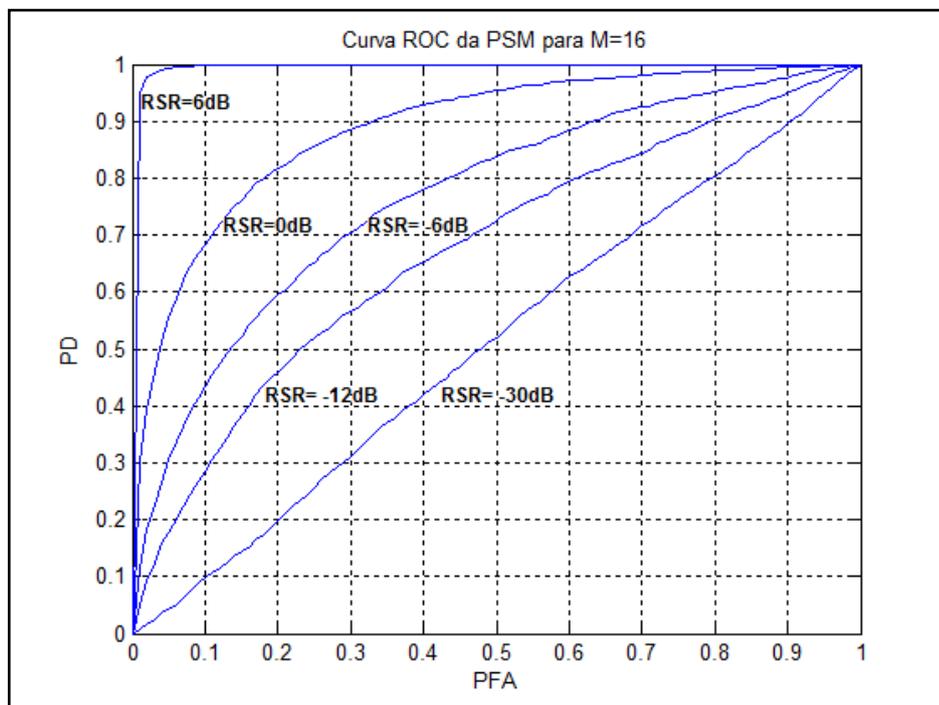
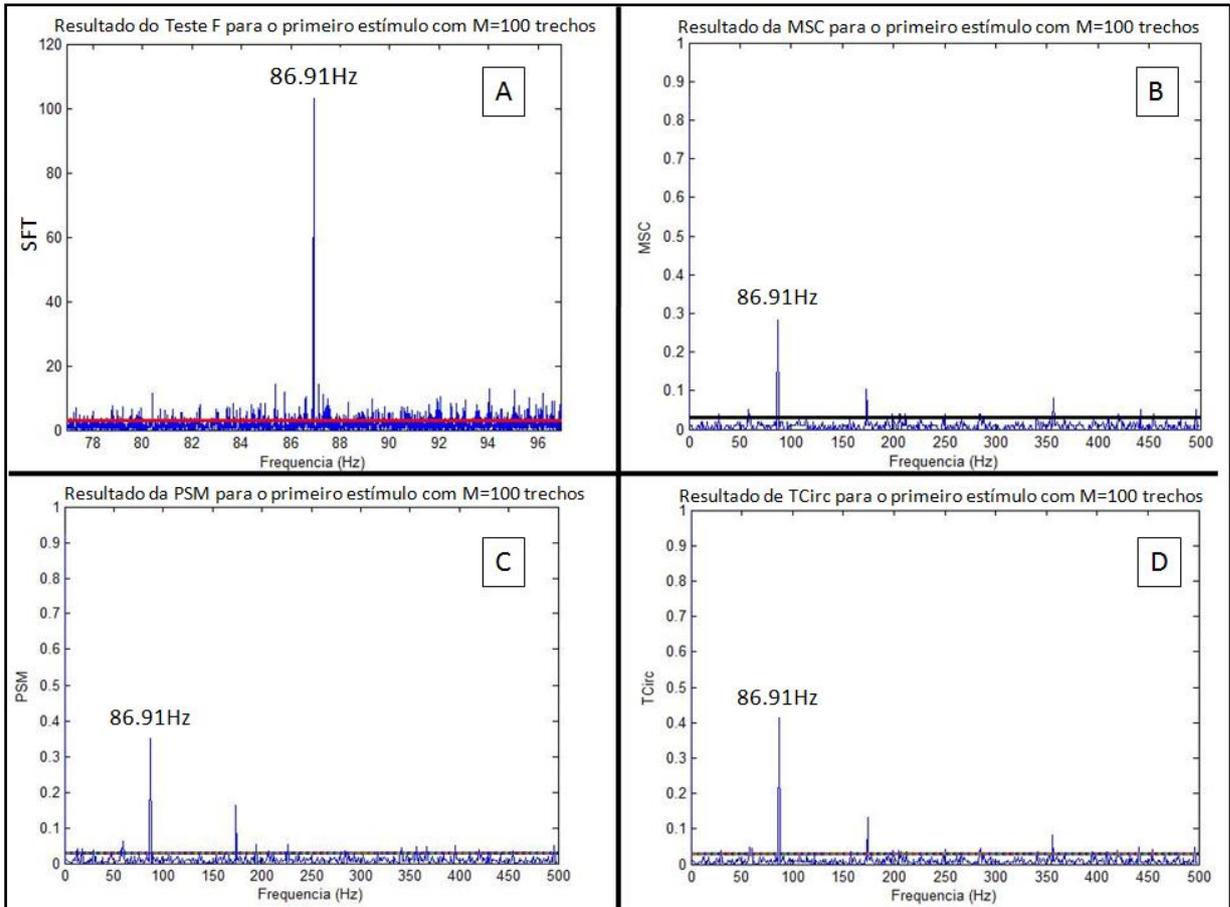


Figura 46: Curva ROC da PSM para  $M=16$  e  $RSR=-30, -12, -6, 0$  e  $6dB$ .  
Fonte: Dados da Pesquisa.

### 6.3. Estudo de casos da aplicação do “Audiostim”

Inicialmente foram eliminados os trechos considerados com artefato. De um modo geral, foram descartadas 25% dos trechos, resultando em um número médio de  $M= 1.024$  trechos válidos de um total de 1.280 por registro. Deve-se ressaltar que os resultados são para uma intensidade de estimulação de  $80\text{dB}_{\text{SPL}}$ .

A Figura 47 mostra os resultados das técnicas ORD ao tom AM com portadora de 1.000Hz modulada a 86,91Hz para  $M=100$  trechos do indivíduo #1. Todas as técnicas - Teste F, MSC, PSM e  $T^2_{\text{circ}}$  - identificaram a componente 86,91Hz (amplitude da resposta superior ao valor crítico dos testes) que é justamente a frequência da modulante. Também ficaram em evidência os harmônicos de 60Hz. Os falsos positivos estão dentro do esperado, isto é, menor que 5%.

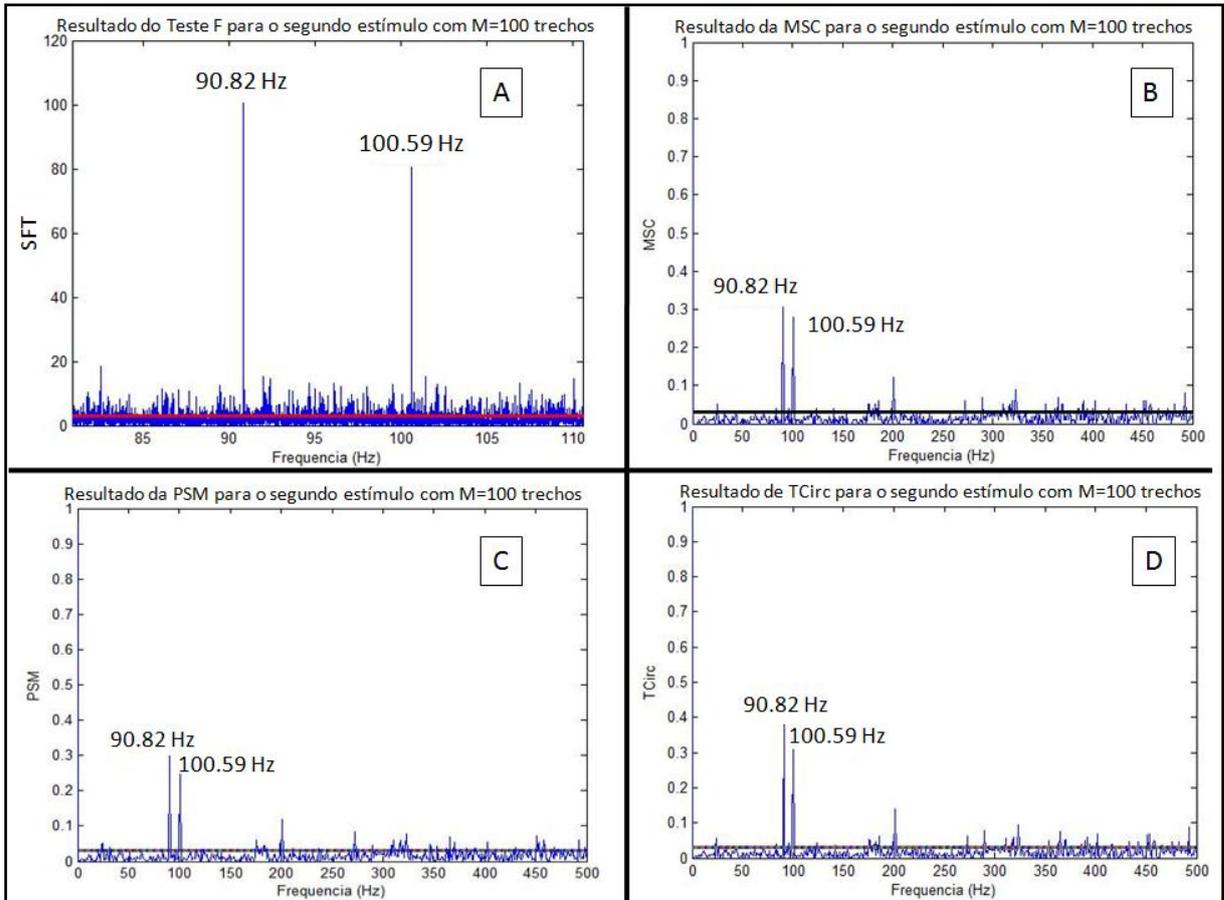


**Figura 47: Resultados fornecidos pelos testes estatísticos após a análise dos registros de um indivíduo submetido ao primeiro estímulo.**

**Estímulo: Tom AM com portadora igual a 1.000Hz modulada a 86,91Hz. Em todos os casos foram utilizados M=100 trechos. As linhas horizontais indicam o valor crítico de cada técnica ORD para  $\alpha=5\%$ . (A) Teste F; (B) MSC; (C) PSM; D ( $T^2$ Circ).**

**Fonte: Dados da Pesquisa.**

De forma similar, para o estímulo composto pela sobreposição de dois tons AM (portadoras de 1.000Hz e 4.000Hz moduladas, respectivamente, a 90,82Hz e 100,59Hz), todas as técnicas identificaram ambas as modulantes, isto é, 90,82Hz e 100,59Hz, sendo a última de menor intensidade (Figura 48).

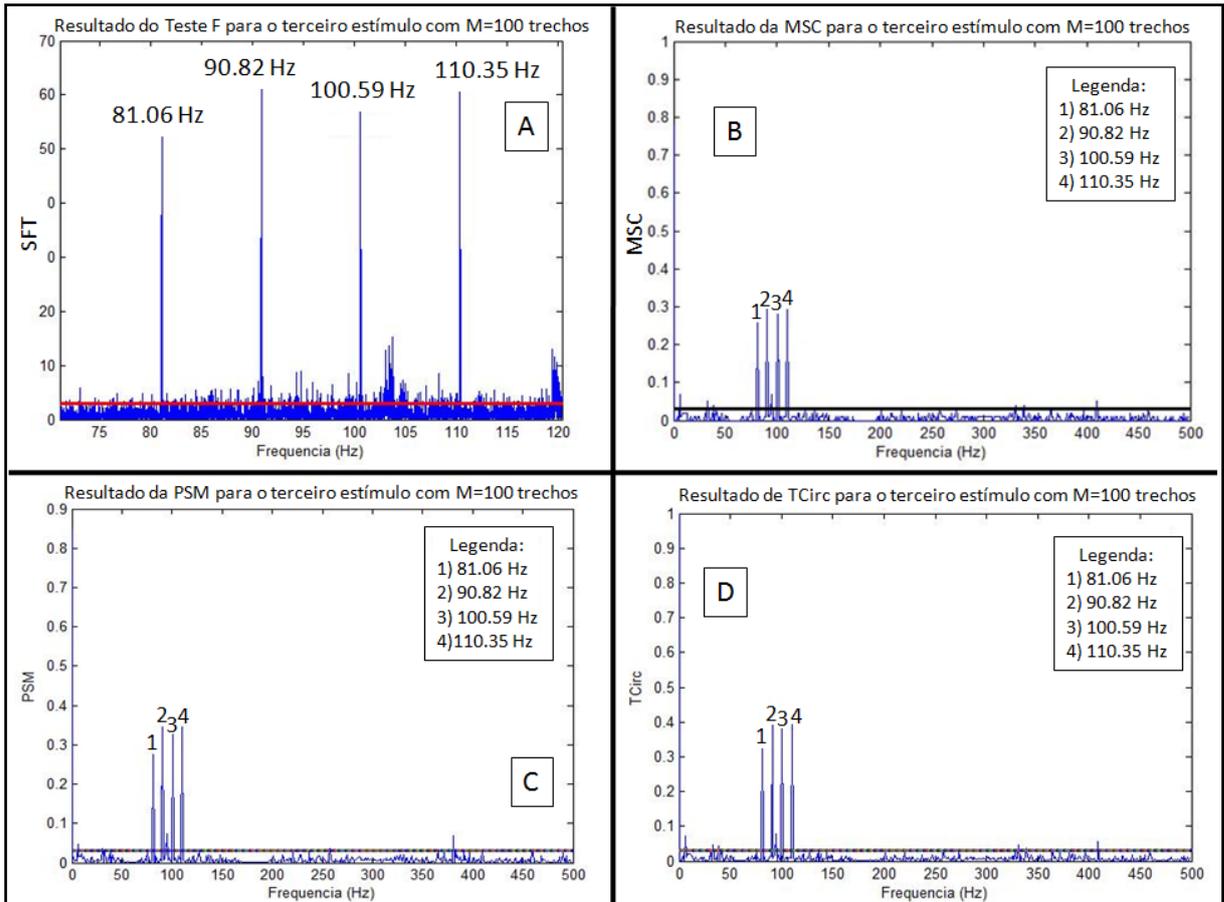


**Figura 48: Resultados fornecidos pelos testes estatísticos após a análise das respostas de um indivíduo ao segundo estímulo.**

**Estímulo: Onda composta pela sobreposição de dois tons AM com portadoras iguais a 1.000Hz e 4.000Hz moduladas, respectivamente, a 90,82Hz e 100,59Hz. Em todos os casos foram utilizados M=100 trechos. As linhas horizontais indicam o valor crítico de cada técnica ORD para  $\alpha=5\%$ . (A) Teste F; (B) MSC; (C) PSM; D (T<sup>2</sup>Circ).**

**Fonte: Dados da Pesquisa.**

Finalmente, para o estímulo composto pela sobreposição de quatro tons AM (Figura 49), todas as técnicas ORD identificaram as modulantes 81,06Hz; 90,82Hz; 100,59Hz e 110,35Hz, cujas portadoras foram de 500Hz, 1.000Hz, 2.000Hz e 4.000Hz, respectivamente.



**Figura 49: Resultados fornecidos pelos testes estatísticos após a análise das respostas de um indivíduo ao terceiro estímulo.**

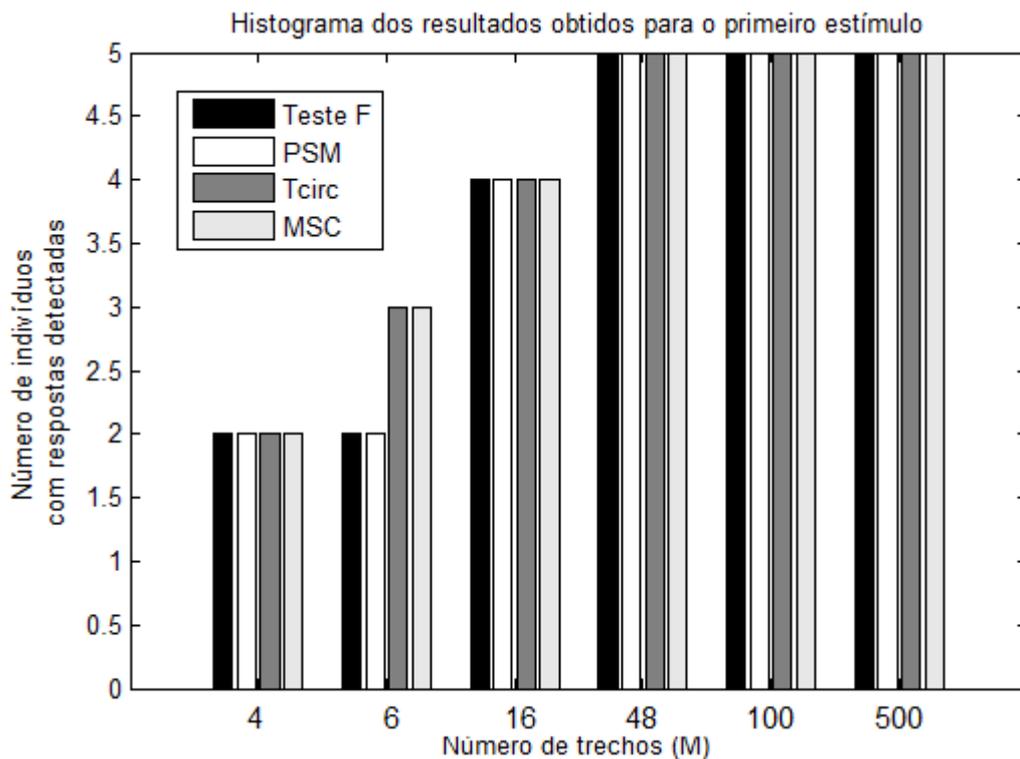
**Estímulo: Onda composta pela sobreposição de quatro tons AM com portadoras iguais a 500Hz, 1.000Hz, 2.000Hz e 4.000Hz moduladas, respectivamente, a 81,06Hz; 90,82Hz; 100,59Hz e 110,35Hz . Em todos os casos foram utilizadas M=100 trechos.As linhas horizontais indicam o valor crítico de cada técnica ORD para  $\alpha=5\%$ . (A) Teste F;(B) MSC; (C) PSM; D ( $T^2$ Circ).**

**Fonte: Dados da Pesquisa.**

Para inferir sobre o desempenho das técnicas ORD, na detecção do potencial evocado em regime permanente, foi realizada a análise das respostas de todos os indivíduos. Neste caso, foi considerada a existência de resposta quando todas as componentes espectrais relativas às frequências de modulação dos estímulos apresentaram amplitudes superiores ao valor crítico estabelecido por cada teste.

O histograma da Figura 50 mostra o número de indivíduos que apresentaram respostas ao primeiro estímulo (tom AM com portadora de 1.000Hz modulada a 86,91Hz), para M=4, 6, 16, 48, 100 e 500 trechos, escolhidos aleatoriamente, e  $\alpha=5\%$ . Os resultados referem-se à média de 15 repetições. Nota-se que, conforme esperado, o desempenho de todas as

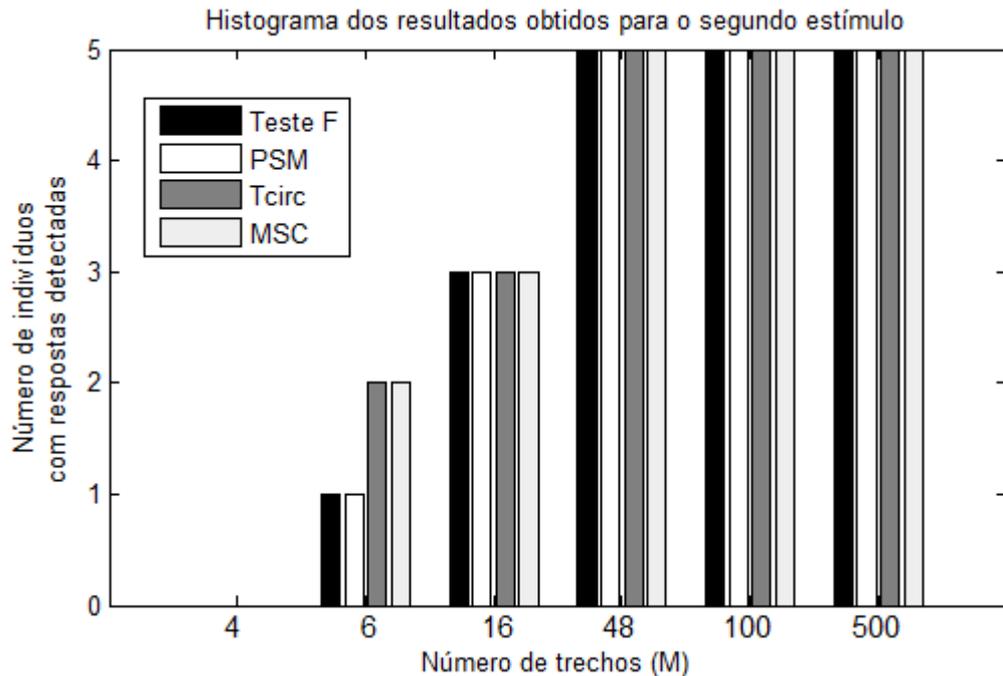
técnicas ORD utilizadas melhorou à medida que o número de trechos aumentou, ocorrendo a detecção das respostas de todos os indivíduos a partir de  $M=48$ . Para  $M=6$ , é possível observar que o Teste F e PSM apresentaram um desempenho inferior à MSC e  $T^2$ Circ assim como foi observado nas simulações.



**Figura 50: Histograma dos resultados obtidos pelas quatro técnicas ORD, indicando o número de indivíduos que apresentaram respostas ao primeiro estímulo (tom AM com portadora igual e 1.000Hz modulada a 86.91Hz ) considerando-se  $M=4, 6, 16, 48, 100$  e  $500$  trechos e  $\alpha=5\%$ .**

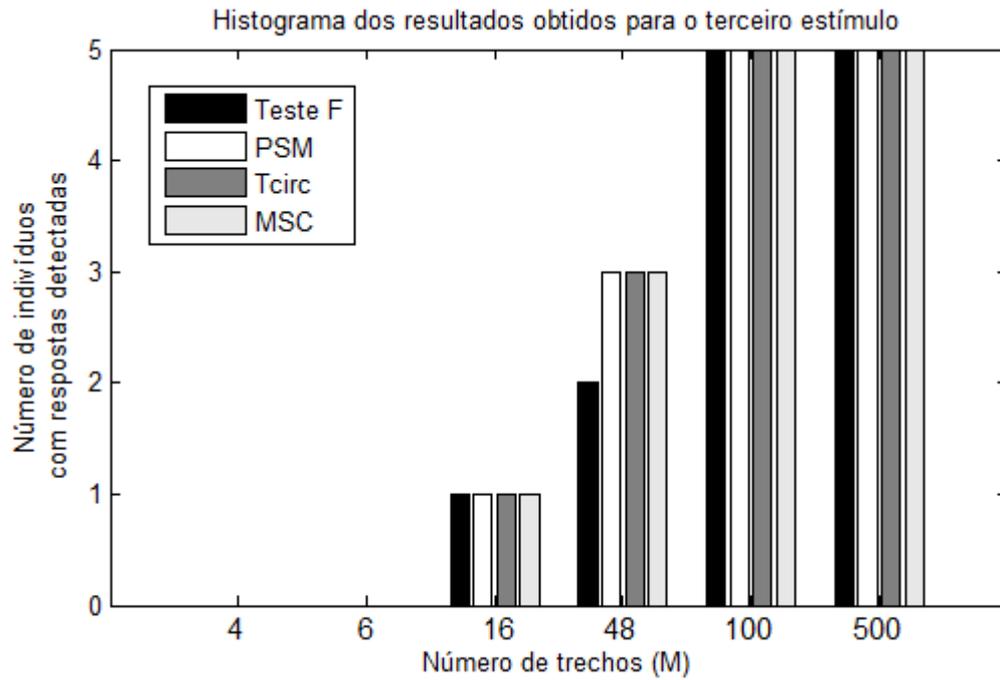
Fonte: Dados da Pesquisa.

Os resultados referentes ao segundo estímulo (onda composta pela sobreposição de dois tons AM com portadoras iguais a 1.000Hz e 4.000Hz moduladas, respectivamente, a 90,82Hz e 100,59Hz) mostram que, de forma semelhante ao primeiro estímulo, todas as técnicas ORD tiveram um aumento no desempenho à medida que mais trechos foram utilizados no processamento (Figura 51). Novamente, houve a detecção das respostas de todos os indivíduos para  $M \geq 48$ . Para  $M=4, 6$  e  $16$ , entretanto, nota-se uma redução no desempenho dos quatro testes estatísticos em relação ao primeiro estímulo, chegando a não haver detecção de respostas para  $M=4$ .



**Figura 51:** Histograma dos resultados obtidos pelas quatro técnicas ORD, indicando o número de indivíduos que apresentaram respostas ao segundo estímulo (onda composta pela sobreposição de dois tons AM com portadoras iguais a 1.000Hz e 4.000Hz moduladas, respectivamente, a 90,82Hz e 100,59Hz) considerando-se  $M=4, 6, 16, 48, 100$  e  $500$  trechos e  $\alpha=5\%$ .  
 Fonte: Dados da Pesquisa.

Para o terceiro estímulo (composto pela sobreposição de quatro tons AM) esta queda no desempenho foi ainda mais acentuada (Figura 52). Neste caso, as técnicas ORD não detectaram respostas quando foram utilizados  $M=4$  e  $6$  trechos. Para  $M=16$ , o desempenho alcançado foi muito baixo, havendo a detecção da resposta de apenas um indivíduo. Finalmente, ao contrário do que foi observado nos outros dois casos, o número máximo de detecções ocorreu somente a partir de  $M=100$ .



**Figura 52:** Histograma dos resultados obtidos pelas quatro técnicas ORD, indicando o número de indivíduos que apresentaram respostas ao terceiro estímulo (onda composta pela sobreposição de quatro tons AM com portadoras iguais a 500Hz, 1.000Hz, 2.000Hz e 4.000Hz moduladas, respectivamente, a 81,06Hz; 90,82Hz; 100,59Hz e 110,35Hz) considerando-se  $M=4, 6, 16, 48, 100$  e  $500$  trechos e  $\alpha=5\%$ .

Fonte: Dados da Pesquisa.

## 7. DISCUSSÃO

A forma como o “AudioStim” foi desenvolvido permite ao protótipo executar uma grande quantidade de protocolos de estimulação. A possibilidade de ajuste de todos os parâmetros que constituem cada uma das formas de onda permite que essas sejam estudadas de várias maneiras distintas. Além disso, a autonomia que o usuário tem para definir a duração e a quantidade de estímulos que serão utilizados permite que seja investigada também a influência que parâmetros relativos ao tempo de execução das coletas têm no resultado final do exame.

A interface gráfica desenvolvida, através da qual o usuário fará a seleção de todos esses parâmetros, se mostrou de fácil manuseio, proporcionando um ambiente amigável que lhe permite utilizar de forma intuitiva todos os recursos disponibilizados pelo protótipo.

Entretanto, seria interessante que a IG fosse avaliada por uma quantidade maior de indivíduos ligados a área de audiologia, para que adaptações sejam feitas de modo a atender as necessidades desses usuários. Uma melhoria já identificada consiste na modificação da forma como é configurada a intensidade do estímulo para tons múltiplos. O novo procedimento proposto permitirá que os diversos tons AM que compõem este tipo de estímulo tenham suas intensidades ajustadas independentemente, o que irá agilizar a execução de testes para obtenção de limiares auditivos.

Os recursos de hardware utilizados na construção do protótipo atenderam de forma satisfatória as exigências técnicas impostas pelos exames de potencial evocado, conforme pode ser observado em trabalhos semelhantes como o de John e Picton (2000). Contudo, melhorias podem ser alcançadas principalmente no que tange ao tamanho, ao consumo de energia, a imunidade a ruídos eletromagnéticos e ao custo de desenvolvimento. Para contornar isso, algumas medidas já estão sendo tomadas como o desenvolvimento de um bioamplificador e de uma unidade de controle customizada. Outras melhorias podem ser realizadas, também, na forma de execução dos algoritmos de detecção. A realização de

processamento de sinais de maneira *online*, por exemplo, poderia otimizar os procedimentos de coleta de dados e detecção de repostas.

Nos resultados exibidos pelas Figura 47, Figura 48 e Figura 49 podem-se identificar com clareza a presença de respostas aos três estímulos, justamente nas frequências com as quais os tons AM foram modulados. É importante destacar que a definição dos valores das frequências de modulação deve ser feita com muito critério, obedecendo às restrições apontadas no item 5.3.4 e utilizadas por Felix (2006). Caso contrário, não será possível detectar com precisão estas componentes e ainda, poderão ocorrer erros de processamento, por espalhamento espectral, que irão comprometer os resultados.

Em todos os casos mostrados, as amplitudes das componentes espectrais correspondentes às frequências das modulantes excederam os valores críticos estabelecidos pelas técnicas ORD, o que indica a detecção dos potenciais evocados em regime permanente. Novamente, atribui-se à boa qualidade das respostas o número de trechos utilizados no processamento ( $M=100$ ) e a elevada intensidade dos estímulos gerados, conforme também fora observado por Lins (2002), Picton e outros (2009) e Sá e outros (2002). Contudo, pode ser observado que algumas frequências não relacionadas à estimulação ultrapassaram os limiares estabelecidos pelos algoritmos de detecção. Isso, no entanto, era esperado, pois os cálculos executados previam a ocorrência de falsos positivos na ordem de 5% ( $\alpha=0,05$ ).

De maneira análoga ao constatado por Tierra-Criollo (2001) e Dobie e Wilson (1996), os resultados fornecidos pelos algoritmos de detecção, após o processamento dos registros, mostraram que o número de indivíduos que tiveram respostas detectadas aumentou à medida que foram utilizados mais trechos de estimulação nas análises (Figura 50, Figura 51 e Figura 52). Para os três estímulos utilizados notou-se que o máximo de detecções ocorreu para  $M=100$  trechos. Isto significa que o sistema foi capaz de detectar todas as respostas após, aproximadamente, dois minutos de estimulação ( $100 * 1.024 \text{ s} = 102.4\text{s} \approx 2 \text{ min}$ ). Deve-se ressaltar, contudo, que a intensidade de 80dB SPL utilizada durante a estimulação pode ter contribuído para este bom desempenho. Conforme verificado por Lins (2002), a amplitude das respostas está diretamente relacionada à intensidade dos estímulos. Desta

forma, seria necessária a realização de outras coletas utilizando estímulos de intensidades mais baixas, preferencialmente próximas ao limiar dos indivíduos, para verificar se este bom desempenho será observado.

Os dados exibidos pelas Figura 50, Figura 51 e Figura 52, mostram que houve uma queda no desempenho de todos os testes estatísticos quando os resultados dos três estímulos (um tom, dois tons e quatro tons AM) foram comparados para um mesmo valor de M (exceto  $M \geq 100$ ). Como exemplo pode-se citar a queda no desempenho das técnicas ORD para  $M=16$ . Neste caso, nota-se que os resultados referentes ao primeiro estímulo indicam que todos os testes estatísticos detectaram as respostas em quatro dos cinco indivíduos (Figura 50). Para o segundo estímulo, entretanto, o número de indivíduos que tiveram respostas detectadas caiu para três (Figura 51). Já para o terceiro estímulo, este número caiu para apenas um indivíduo (Figura 52).

Uma possível explicação para tal fato está na forma como a energia ( $80\text{dB}_{\text{SPL}}$ ) se distribui nas componentes espectrais que constituem cada um dos três estímulos. No primeiro estímulo, conforme demonstra Taub e Schilling (1986), a energia total do tom AM está distribuída em apenas três componentes, ficando 66,67% dela na frequência da portadora e, aproximadamente, 16,67% em cada uma das componentes laterais. À medida que mais tons são sobrepostos para formar um estímulo, maior será o número de componentes nas quais a energia precisará ser distribuída. Isto fará com que as frequências que constituem esse estímulo tenham cada vez menos energia. Esta redução na energia resultará em uma queda na amplitude dos potenciais evocados auditivos nas frequências de cada modulante, dificultando assim a sua detecção.

Picton e outros (2009) também observaram uma redução na amplitude das respostas à medida que mais tons AM foram sobrepostos para compor um estímulo com intensidade próxima a  $80\text{dB}_{\text{SPL}}$ . Eles, no entanto, atribuem esta queda na amplitude das respostas à interferência resultante da interação dos tons de baixas e altas frequências que compõem o estímulo.

Lins (2002), entretanto, observou que a amplitude das respostas a estímulos compostos pela sobreposição de tons AM não foi significativamente diferente da amplitude das respostas quando os tons foram apresentados separadamente.

Os resultados obtidos nos testes da unidade de controle (Figura 33b e Figura 35b), no entanto, comprovam que os sinais gerados apresentaram uma redução na amplitude de suas componentes espectrais à medida que mais tons foram sobrepostos, reforçando, portanto, a hipótese de que a queda no desempenho dos algoritmos de detecção se deu pela forma como a energia total foi distribuída entre as frequências que constituem cada um dos três estímulos utilizados. Este comportamento era esperado uma vez que a energia total utilizada para a geração dos tons AM se manteve a mesma.

Isso sugere que as diferenças entre os resultados obtidos neste trabalho e aqueles apresentados por Lins (2002) se deve ao método utilizado na calibração dos estímulos. O fato de Lins (2002) não ter observado uma queda na amplitude das respostas à medida que mais tons AM foram sobrepostos para formar um estímulo, deve-se ao fato do autor ter calibrado separadamente a intensidade de cada componente antes de sobrepô-las (comunicação verbal do autor). Já neste trabalho, a intensidade dos estímulos foi calibrada após a sobreposição dos tons AM.

Com base nos resultados obtidos nas simulações e na análise dos sinais de EEG dos indivíduos, verificou-se que a MSC e T<sup>2</sup>Circ foram as técnicas ORD que apresentaram o melhor desempenho, conforme fora observado também por Tierra-Criollo (2001) e Dobie e Wilson (1993). Apesar de essas duas técnicas serem estatisticamente semelhantes, a MSC tem a vantagem de já ter seu comportamento estatístico, para a hipótese H1, definido analiticamente (SÁ *et al.* 2002; NADARAJAH;KOTZ, 2007). Isso possibilita, portanto, que a MSC seja utilizada tanto na detecção quanto na estimação de potenciais evocados auditivos em regime permanente.

## 8. CONCLUSÃO

Neste trabalho foi desenvolvido um sistema para o estudo dos potenciais evocados auditivos em regime permanente – o “AudioStim”.

O protótipo implementado mostrou-se muito versátil, sendo capaz de gerar as principais formas de ondas utilizadas tanto na rotina médica quanto nas pesquisas mais recentes voltadas ao estudo dos potenciais evocados auditivos de um modo geral. Além disso, o “AudioStim” possibilita o acesso aos principais parâmetros que constituem tanto estas formas de onda, quanto aqueles relativos ao protocolo de estimulação. Tais características conferem ao protótipo um diferencial tecnológico, não observado atualmente na maioria dos equipamentos encontrados no mercado, possibilitando que novos paradigmas de pesquisa sejam investigados, como a utilização de outras formas de estimulação.

Outro aspecto que destaca o “AudioStim” é a maneira como ele foi desenvolvido. Os recursos de hardware, software e firmware utilizados fazem do sistema uma plataforma tecnológica, possibilitando que outros exames ligados à avaliação auditiva como o BERA e a Audiometria sejam realizados, bastando para isso somente modificações nos softwares. Isto significa que dois novos protótipos podem ser construídos a partir do primeiro, em um curto prazo e a custo reduzido.

Os resultados obtidos mostraram que o sistema é capaz de detectar os potenciais evocados auditivos em regime permanente desencadeados tanto por estímulos simples quanto por sinais compostos por múltiplos tons. Apesar do baixo número de indivíduos envolvidos no estudo de casos, pôde-se observar que o sistema realizou a detecção de todas as respostas em um intervalo de tempo inferior a dois minutos. Isto sinaliza a possibilidade do sistema realizar este tipo de exame de forma mais rápida. Contudo, esta hipótese só poderá ser confirmada através de outros testes, envolvendo uma quantidade maior de indivíduos e avaliando as respostas a estímulos de intensidades mais baixas.

Como outras propostas para trabalhos futuros sugerem-se também a realização de avaliações das respostas desencadeadas por outras formas de estimulação como, por exemplo, os tons *Chirp* e aqueles modulados com ruído, para verificar a possibilidade de obtenção de respostas melhores e em um tempo menor.

Sugere-se ainda a realização de experimentos para o levantamento de limiares auditivos em indivíduos normais para que se possam comparar os valores obtidos com o sistema àqueles levantados na audiometria convencional. Poder-se-ia estender esta análise também aos indivíduos recém nascidos com o objetivo de avaliar o desempenho do protótipo em triagens auditivas neonatais. Isso seria uma boa forma de validar o protótipo e a aplicação da técnica ASSR na rotina médica.

Se confirmado o bom desempenho, a utilização desta técnica na triagem auditiva de recém nascido possibilitaria a realização de exames de forma rápida e com uma precisão superior aos métodos utilizados atualmente (BERA e emissões otoacústicas - EOA). Isso auxiliaria para um melhor diagnóstico do sistema auditivo, o que pode trazer grandes benefícios para a qualidade de vida desta parte da população. Assim, espera-se que o “AudioStim” traga contribuições tanto no âmbito científico quanto social.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AEARO COMPANY AUDITORY SYSTEMS. **Instructions for the use of eartone 5A: Insert Earphones**. Disponível em: <<http://www.aearo.com/pdf/audsys/eartoneinstruction.pdf>>. Acesso em: 10 jun. 2009.

ANALOG DEVICES. **ADSP-BF533: High Performance General Purpose Blackfin Processor**. Disponível em: <<http://www.analog.com/en/embedded-processing-dsp/blackfin/adsp-bf533/processors/product.html>>. Acesso em: 20 ago. 2007.

AOYAGI, Masaru *et al.* Frequency specificity of amplitude-modulation following response detected by phase spectral analysis. **Audiology**, Switzerland, v.32, n.5, p.293-301, Sept. /Oct. 1993a.

AOYAGI, Masaru *et al.* Optimal modulation frequency for amplitude-modulation following response in young children during sleep. **Hearing research**, v. 65, n. 1-2, p. 253-261, 1993b.

AZEVEDO, Eduardo Pacheco. **Determinação da Banda de Máxima Resposta do Potencial Evocado Auditivo de Curta Latência por meio da Magnitude Quadrática da Coerência**. 2003. Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica) – Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Rio de Janeiro.

BEAR, M. F.; CONNORS, B. W.; PARADISO, M. A. *et al.* Os Sistemas Auditivo e Vestibular. In: (Org). **Neurociência: Desvendando o Sistema Nervoso**. 2. ed. Porto Alegre: Artmed, 2002. .

BESS, F.H.; HUMES, L.E. **Fundamentos de audiologia**. 2. ed. Porto Alegre: Artmed, 1998. 326p.

BILGER, R. C. *et al.* Genetic implications of gender differences in the prevalence of spontaneous otoacoustic emissions. **J Speech Hear Res**, v. 33, p. 418-432, 1990.

BOHRER, Mauro Silva de Athayde. **Triagem auditiva Neonatal**. Disponível em: <[http://www.sbp.com.br/show\\_item2.cfm?id\\_categoria=24&id\\_detalhe=1773&tipo\\_detalhe=s](http://www.sbp.com.br/show_item2.cfm?id_categoria=24&id_detalhe=1773&tipo_detalhe=s)> Acesso em: 15 set. 2008.

BURR-BROWN. **High Performance Audio Operational Amplifiers**. Disponível em: <<http://www.datasheetcatalog.org/datasheet2/e/0lt7rae3ga5ps9shl0s91zachg7y.pdf>>. Acesso em 18 jul. 2008.

CANALE, A. *et al.* Auditory Steady State Response and clinical applications. **EUR Arch Otorhinolaryngol**, v. 263, n. 6, p. 499-503, June 2006.

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

CLEMIS, J. D.; SARNO, C. N. The Acoustic Reflex latency test: Clinical Application. **The Laryngoscope**, v.90, p.601-611, 1980.

COHEN, L. T.; RICHARDS, F. W.; CLARK, G. M. A comparison of steady-state evoked potentials to modulated tones in awake and sleeping humans. **J Acoust Soc Am**, v. 90, p. 2467-2479, 1991.

DIMITRIJEVIC, A.; JOHN, M. S.; PICTON, T. W. Auditory steady-state responses and word recognition scores in normal-hearing and hearing-impaired adults. **Ear and Hearing**, v. 25, n.1, p.68-84, 2004.

DIMITRIJEVIC, A. *et al.* Human Auditory Steady-State Responses to Tones Independently Modulated in Both Frequency and Amplitude. **Ear and Hearing**, v.22, n.2, p.100-111, 2001.

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. **J Acoust Soc Am**, v.100, n.4 Pt 1, p. 2236-2246, Oct. 1996.

DOBIE, R. A.; WILSON, M. J. Objective Detection of 40Hz Auditory Evoked Potentials: Phase Coherence vs. magnitude Squared Coherence. **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology**, v.92, n.5, p.405-413, Sept. 1994.

DOBIE, R. A.; WILSON, M. J. Objective respons detection in the frequency domain. **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology**, v.88, p.516-525, 1993.

DOBIE, R. A.; WILSON, M. J. Optimal Smoothing of Coherence Estimates. **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology**, v.80, n.3, p. 194-200, June 1991.

ELBERLING, C. *et al.*. Auditory steady-state responses to chirp stimuli based on cochlear traveling wave delay. **J Acoust Soc Am**, v.122, n.5, p.2772-2785, Aug. 2007.

FAMILY DOCTOR. **Deafness Assessment**. Disponível em :< <http://familydoctor.co.uk>>. Acesso em 05 de out. 2009

FELIX, Leonardo Bonato. **Detecção objetiva de respostas auditivas em regime permanente: aplicação em exames audiológicos**. 2006. 100 f. Tese (Doutorado) – Universidade Federal de Minas Gerais, Escola de Engenharia, Belo Horizonte.

FERRAZ, O. B.; FREITAS, S. V.; MARCHIORI, L. L. M. Análise das respostas obtidas por potenciais evocados auditivos de estado estável em indivíduos normais. **Rev Bras Otorrinolaringol**, v.68, n.4, p.480-486. ISSN 0034-7299, ago. 2002.

FIGUEIREDO, M. S.; CASTRO JUNIOR, N. P. Potenciais evocados auditivos de tronco encefálico (ABR). In: Marina Stela Figueiredo. (Org.). Emissões otoacústicas e BERA. 1 ed. São Paulo: Pulso Editorial, 2003, p. 85-97.

FROTA, S. **Fundamentos em Fonoaudiologia: Audiologia**. 1. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1998.

GALAMBOS R.; MAKEIG, S.; TALMACHOFF, P. J. A 40Hz auditory potential recorded from the human scalp. **Proc Natl Acad Sci, USA**, v.78, n. 181, p. 2643-2647.

GRUPO DE TRIAGEM AUDITIVA NEONATAL UNIVERSAL. **Triagem Auditiva Neonatal**. Disponível em: < <http://www.gatanu.org/>>. Acesso em 20 out. 2008

GRASS TECHNOLOGIES. **Quad AC Amplifier System**. Disponível em: <<http://www.grasstechnologies.com/products/amplifiers/qp511.html>>. Acesso em: 10 jun. 2009.

HEKIMOGLU, Y.; OZDAMAR, O.; DELGADO, R. E. Chirp and Click Evoked Auditory Steady State Responses. In: ANNUAL EMBS INTERNATIONAL CONFERENCE, 23, 2001, Istanbul, Turkey.

**Annals...** Istanbul, IEEE Annual International Conference on Engineering in Medicine and Biology, Istanbul, 2001. p. 2084 – 2087.

HERDMAN, A. T.; STAPPELLS, D. R. Thresholds determined using the monotic and dichotic multiple auditory steady-state response technique in normal-hearing subjects. **Scandinavian audiology**, v.30, n.1, p.41-49, 2001.

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, 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.

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; PICTON, T. W. MASTER: a Windows program for recording multiple auditory steady-state responses. **Computer Methods and Programs in Biomedicine**, v.61,p.125-150, 2000.

JOHN, M. S. *et al.* Multiple auditory steady-state responses: stimulus and recording parameters. **Am Acad Audiology**, v.9, p.315-31, 1998.

KANDEL, E. R.; SCHUWARTS J. H.; JESSEL, T. M. **Princípios da Neurociência**. 4. ed. São Paulo: Manole, 2000.

KATZ (Org). **Tratado de Audiologia Clínica**. 4. ed. São Paulo: Manole, 1999.

KAY, S. M. **Fundamentals of Statistical Signal Processing: Detection Theory**. 2. ed. v.2. Prentice Hall Signal Processing Series. New Jersey: Prentice-Hall, 1998.

LEITE, R. T.; SIMPSON, D. M.; INFANTOSI, A. F. C. Comparison of Techniques for the Objective Identification of EEG Responses to Somatosensory Stimulation. In: PROCEEDINGS OF THE 18<sup>TH</sup> IEEE ANNUAL INTERNATIONAL CONFERENCE ON ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY, 18, 1996, CD-ROM: paper n. 78, Amsterdam, Oct/Nov.

LIN, Y.; HO, H.; WU, H. Comparison of auditory steady-state responses and auditory brainstem responses in audiometric assessment of adults with sensorineural hearing loss. **Auris Nasus Larynx**. v. 36, n. 2, p. 140-145, Abril 2009.

LINS, Otávio Gomes. **Audiometria Fisiológica Tonal utilizando Respostas de Estado estável Auditivas do tronco Cerebral**. 2002. 63 f. Tese (Doutorado) – Universidade Federal de São Paulo, Escola Paulista de Medicina, São Paulo.

LINS, O. G.; PICTON, E. P.; PICTON, T. W. Auditory Steady-state responses to tones amplitude-modulated at 80-110 Hz. **J Acoust Soc Am**, Lancaster, v.97, n.5, Pt. 1, p.3051-3063, May 1995.

LINS, O. G.; PICTON, T. W. Auditory steady-state responses to multiple simultaneous stimuli. **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology**, Amsterdam, v.96, n.5, p.420-432, Sept. 1995.

LOPES FILHO, Otacílio de Carvalho. **Tratado de Fonoaudiologia**. 2. ed. São Paulo: Roca, 1997. 1 v. 1200 p.

LUTS, H. *et al.* Objective assessment of frequency-specific hearing thresholds in babies. **Int J Pediatr Otorhinolaryngol**, Amsterdam, v.68, n.7, p.915-926, July 2004.

MARTIN, G. K.; PROBST, R.; LONSBURY-MARTIN, B. L. Otoacoustic emissions in human ears: normative findings. **Ear and Hearing**, v.11, p.106 - 120, 1990.

MATHWORKS. **MATLAB: The Language of Technical Computing**. Disponível em: <<http://www.mathworks.com/products/matlab>>. Acesso em: 10 jun. 2009.

MISULIS, Karl E. **Spehlmann`s Evoked Potential Primer: Visual, Auditory and Somatosensory Evoked Potentials in Clinical Diagnosis**. 2. ed. Boston: Butterworth-Heinemann, 1994.

MUSIEK, F. E.; RINTELMAN, W. F. **Perspectivas atuais em avaliação auditiva**. 1. ed. Barueri: Manole, 2001.

NADARAJAH, S.; KOTZ, S. Exact computations for the coherence estimate. **Med Bio Eng Comput**, v.45, p.701-705, 2007.

PETITOT, C.; COLLET, L.; DURRANT, J. D. Auditory steady-state responses (ASSR): Effects of modulation and carrier frequencies. **Int J Audiol**, Hamilton, v.44, n.10, p.567-573, Oct. 2005.

PICTON, T. W.; VAN ROON, P.; JOHN, M. S. Multiple Auditory Steady State Responses (80-101 Hz): Effects of Ear, Gender, Handedness, Intensity and Modulation Rate. **Ear and Hearing**, Toronto, Canada, v. 30, n. 1, p. 100-109, Feb. 2009.

PICTON, T. W. *et al.* Estimating audiometric thresholds using auditory steady-state responses. **Journal of the American Academy of Audiology**, v.16, n.3, p.140-156, 2005.

PICTON, T.W.; DIMITRIJEVIC, A.; JOHN, M. S. Multiple auditory steady-state responses. SYMPOSIUM ON COCHLEAR IMPLANTS IN CHILDREN, 8, 2002, Los Angeles, CA. *Annals of Otolaryngology, Rhinology, and Laryngology*. Los Angeles, CA, 2002. v.111, n.189, 142 p.

PICTON, T. W. *et al.* The use of phase in the detection of auditory steady-state responses. **Clinical neurophysiology**: official journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology, v.112, n.9, p.1698-1711, 2001.

PURVES, D. *et al.* O Sistema Auditivo. In: PURVES, D. **Neurociências**. 2. ed. Porto Alegre: Artmed, 2005. p.275-296.

SÁ, A. M. F. L. M.; INFANTOSI, A. F. C.; LAZAREV, V. Evaluating the Event-Related Synchronization and Desynchronization by means of a Statistical Frequency Test. In: ANNUAL INTERNATIONAL CONFERENCE OF THE IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY - EMBC'07, 29, 2007, Lyon. *Proceedings of the 29th Annual International Conference of the IEEE EMBS, 2007*. v. 1, p. 2472-2475.

SÁ, A. M. F. L., INFANTOSI, A. F. C., SIMPSON, D. M. Coherence between one random and one periodic signal for measuring the strength of responses in the EEG during sensory stimulation. **Med Biol Eng Comput**, v.40, n.1, p. 99-104, 2002.

SÁ, A. M. F. L. M.; SIMPSON, D. M.; INFANTOSI, A. F. C. Estudo da função de coerência aplicada a sinais EEG. **Revista Brasileira de Engenharia**. Caderno de Engenharia Biomédica, Rio de Janeiro, v.10, n.2, p.39-55, 1994.

SCHMULIAN, D.; SWANEPOEL, W.; HUGO, R. Predicting pure-tone thresholds with dichotic multiple frequency auditory steady state responses. **Journal of the American Academy of Audiology**, v.16, n.1, p.5-17, 2005.

SEDRA, A. S.; SMITH, K. C. **Microeletrônica**. 4. ed. São Paulo : Makron Books, 2000. ISBN - 85.346.1044-4.

SIMPSON, D. M.; TIERRA-CRIOLLO, C. J.; LEITE, R. T. *et al.* Objective Response Detection in an Electroencephalogram during Somatosensory Stimulation. **Annals of Biomedical Engineering**, v.28, n.6, p.691-698, June 2000.

SOUSA, L. C. A. *et al.* A Importância do Diagnóstico Precoce da Surdez Infantil na Habilitação do Deficiente Auditivo. **Acta - AWHO**, v. 17, n. 3, p. 120-128, 1998.

STAPPELLS, D. R.; PICTON, T. W.; DURIEUX-SMITH, A. Electrophysiologic measures of frequency specific auditory function. In: Jacobson JT. **Principles and Applications of auditory Evoked Potentials**. New York: Allyn and Bacon, 1993. p.251-283.

STAPPELLS, D. R. *et al.* Inconsistency of auditory middle latency steady state responses in infants. **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology**, v.71, p.289-295, 1988.

STURZEBECKER, E.; CEBULLA, M.; ELBERLING, C.; BERGER, T. New Efficient Stimuli for Evoking Frequency-Specific Auditory Steady-State Responses. **J Am Acad Audiol**, Petershagen, v. 17, p. 448-461, 2006.

STÜRZEBECKER, E.; CEBULLA, M.; NEUMANN, K. Click-evoked ABR at high stimulus repetition rates for neonatal hearing screening. **International Journal of Audiology**, v.42, n.2, p.59-70, 2003.

TAUB, H.; SCHILLING, D. L. **Principles of Communication Systems**. 2.ed. New York; McGraw-Hill, 1986. ISBN:0070629552

TELEPHONICS. **Communication Systems**: Wireless and Audio Products. Disponível em: <<http://www.telephonics.com/products/audio.asp>>. Acesso em: 10 Jun. 2009.

TIERRA-CRIOLLO, C. J. **Monitorização Objetiva da Resposta à Estimulação Domato-sensitiva utilizando Parâmetros Espectrais**. 2001. 140 f. Tese (Doutorado) – Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Rio de Janeiro.

VALDES, J. L.; PEREZ-ABALO, M. C.; MARTIN, V. *et al.* Comparison of statistical indicators for the automatic detection of 80 Hz auditory steady state responses. **Ear and Hearing**, v. 18, p.420-429, 1997.

VAN DER REIJDEN, C. S.; MENS, L. H. M.; SNIK, A. F. M. Comparing signal-to-noise ratios of amplitude modulation following responses from four EEG derivations in awake normally hearing adults. **Audiology**, v.40, p.202-207, 2001.

VENEMA, T. A. Clinician`s encounter with the auditory steady state response (ASSR): An introduction to ASSRs and their implication in real world fitting environment. **Hearing Review**, Alberta, v. 11, n. 5, p. 22-28, 69-71, May 2004.

VICTOR, J. D.; MAST, J. A new statistic for steady-state evoked potentials. **Electroencephalogr Clin Neurophysiol**, Ireland, v.78, p.378-388, 1991.

WEBSTER, John G., **Medical Instrumentation: Application and Design**.3.ed. Nova York: John Wiley & Sons,1998.

YANTIS, P. A. Puretone Air Conduction Threshold Testing. In: KATZ, J. **Handbook of Clinical Audiology**. 4. ed. Baltimore: Williams and Wilkins, 1994. p.97-108.

ZUREK, P. M. Detectability of transient and sinusoidal otoacoustic emissions. **Ear and Hearing**, v.13, p.307-310, 1992.