

UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS

Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica

**Múltiplas Respostas Auditivas em Regime
Permanente de 70 Hz a 110 Hz: Uma proposta
de triagem auditiva**

Thamara Suzi dos Santos

BELO HORIZONTE, BRASIL.

FEVEREIRO DE 2012

THAMARA SUZI DOS SANTOS

**Múltiplas Respostas Auditivas em Regime
Permanente de 70 Hz a 110 Hz: Uma proposta de
triagem auditiva**

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. Eduardo Mazoni
Andrade Marçal Mendes
Co-Orientador: Prof. Dr. Carlos Julio
Tierra-Criollo

Belo Horizonte

2012

Thamara Suzi dos Santos

**Múltiplas Respostas Auditivas em Regime Permanente de 70 Hz a 110 Hz:
Uma proposta de triagem auditiva**

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

Belo Horizonte, 2012.

Eduardo Mazoni Andrade Marçal Mendes(Orientador) - UFMG

Carlos Julio Tierra-Criollo (Co-Orientador) - UFMG

Márcio Flávio Dutra Moraes - UFMG

Otávio Gomes Lins – UFPE

Danilo Melges - UFMG

AGRADECIMENTOS

Ao final dessa etapa, sinto-me privilegiada por ter tantos a quem agradecer. Primeiramente, a Deus pela saúde e por ter permitido que eu nascesse em um lar de pessoas que estão sempre comigo, meus pais e meu irmão. A eles minha gratidão pelo colo, pela torcida, pelas broncas, enfim pelo apoio incondicional,

A minha querida amiga Cristine por ter me dado abrigo nos primeiros seis meses do mestrado e pela companhia divertida e fiel de sempre,

A minha família aqui de BH, minhas queridas tia Itacy, Gi e Fran pela acolhida verdadeira e desprendida, por terem tornado possível que eu continuasse o mestrado quando o futuro era bastante incerto,

Ao Fabro pelo carinho, paciência e por estar sempre comigo,

Aos meus amigos de sempre: Livia, Andrea, Angelita, Camila, Thi, Naths, Renatita, João Paulo, Guilherme, Mozar, Renato, Henrique, Renato obrigada pela torcida, pela diversão e pela presença sempre consoladora,

Aos membros do NEPEB pela recepção, pelas risadas, pelos desabafos e pelo aprendizado da convivência,

Ao Filipe pela parceria e pela paciência com a fonoaudióloga aqui em tempos de disciplina,

À Clarissa pelos conselhos estatísticos, fisiológicos e para vida,

Aos alunos do Instituto de Educação Libertas pela cooperação voluntária com este trabalho,

A minha querida professora Luciana Macedo Resende pela parceria e pela confiança,

À CAPES, FAPEMIG e ao CNPq pelo apoio financeiro,

Por fim, aos meus orientadores, os professores Eduardo Mazoni e Carlos Julio pela oportunidade, confiança e pelo aprendizado imenso neste período da minha vida.

Resumo

A possibilidade de utilização das Múltiplas Respostas Auditivas em Regime Permanente (MASSR) como método de diagnóstico complementar tem sido reportada em diversos estudos, principalmente, por oferecer um perfil audiológico específico por frequência. Entretanto, ainda existe pouco consenso sobre protocolos de diagnóstico clínico utilizando as MASSR. Além disso, a realização das MASSR em triagens auditivas é pouco referida. Assim sendo, a técnica ainda precisa ser aprimorada para que apresente resultados padronizados, com protocolos que possam ser reproduzidos em populações clínicas. O objetivo deste estudo é determinar um protocolo de estimulação e registro das MASSR de 70 Hz a 110 Hz para triagens auditivas em crianças em idade escolar utilizando o AudioStim (Núcleo de Pesquisas em Engenharia Biomédica-NEPEB/UFMG-Brasil). A casuística foi composta por 23 indivíduos, com idade entre 9 e 12 anos e audição normal constatada pela audiometria tonal liminar. Os eletrodos de prata/cloreto de prata foram posicionados em Cz (eletrodo ativo), abaixo da linha do cabelo (referência) e em Fpz (terra). A estimulação foi binaural, consistindo na apresentação de quatro tons AM em cada orelha, com portadoras de 500, 1000, 2000 e 4000 Hz e modulantes de 77,15 Hz; 86,91 Hz; 98,63 Hz; 104,49 Hz – orelha direita - e 81,05 Hz; 94,73 Hz; 100,59 Hz; 106,45 Hz – orelha esquerda. O registro das MASSR seguiu protocolo descendente, testando-se as intensidades de 50, 40 e 30 dB SPL. Para identificar as MASSR utilizou-se a Magnitude Quadrática da Coerência (MSC) e o Teste Espectral F (TFE). Os resultados mostraram correlação fraca e assimétrica entre as frequências e a menor intensidade que eliciou resposta. No que se refere ao comportamento dos parâmetros de estimulação, a frequência de 500 Hz apresentou porcentagens de detecção significativamente menores ($p < 0,05$) que a frequência de 2000 Hz tanto nas respostas detectada pela MSC, quanto pelo TFE. A intensidade de 30 dB SPL apresentou porcentagens de detecção significativamente menores ($p < 0,005$) que as demais em ambas as técnicas. A MSC apresentou porcentagens de detecção significativamente maiores ($p < 0,02$) que o TFE, exceto para 50dB SPL na orelha esquerda. Estes achados sugerem a utilização de um protocolo de estimulação e registro das MASSR para triagens auditivas que consiste em avaliar as frequências de 1000, 2000 e 4000 Hz na intensidade de 50dB SPL (valores preditivos negativos superiores a 90% em ambas as orelhas) com a MSC. Entretanto, ainda é necessária a realização de estudos em indivíduos portadores de deficiência auditiva e a análise da eficiência de outros tipos de estimulação para que um protocolo com níveis adequados de sensibilidade e especificidade possa ser determinado.

Abstract

Multiple Auditory Steady-State Response (MASSR) has been reported in several studies as a complementary diagnostic method, mainly by its specific frequency audiological profile. Nevertheless, there is no consensus on clinical diagnostic protocols. Moreover, the use of MASSR in auditory screening is rarely reported. Thus, it is necessary to improve the technique to present standardized results, with protocols that can be replicated in clinical populations. The aim of this study is to determine a protocol for hearing screening based on 70 Hz to 110 Hz MASSR using the "Audiostim" (Center for Research in Engineering Biomedical-NEPEB/UFGM). The sample consisted of 23 individuals, aged between 9 and 12 years and normal hearing detected by pure tone audiometry. The silver/silver chloride electrodes were positioned at Cz (active electrode), below the hairline (reference) and Fpz (ground). Stimulation was binaural, consisting of four AM tones in each ear, whose carriers of 500, 1000, 2000 and 4000 Hz were modulated at 77.15 Hz, 86.91 Hz, 98.63 Hz, 104.49 Hz - right ear - and 81.05 Hz, 94.73 Hz, 100.59 Hz, 106.45 Hz - left ear. The record of MASSR was downward, testing the intensities of 50, 40 and 30 dB SPL. To identify the MASSR was used the Magnitude Squared Coherence (MSC) and the Spectral F Test (SFT). The results showed weak and asymmetric correlation between frequencies and the lowest intensity that evoked a response. On the other hand, as the behavior of the parameters of stimulation, the frequency of 500Hz showed significantly lower percentages of MASSR detection ($p < 0.05$) than does of frequency of 2000Hz, for both techniques MSC and SFT. The intensity of 30 dB SPL showed significantly lower percentages of detection than the others ($p < 0.005$) in both techniques. The MSC presented significantly higher percentages of detection ($p < 0.02$) than the SFT, except for 50 dB SPL in the left ear. The results suggest the use of a stimulation protocol and recording of MASSR in auditory screening, that consisting in assessment the carriers of 1000 Hz, 2000 Hz and 4000 Hz in the 50dB SPL intensity (negative predictive values above 90%) with the MSC. However, it is still necessary to carry out researches in individuals with hearing loss and the analysis of efficiency of other types of stimulation for determining a protocol with adequate levels of sensitivity and specificity.

Lista de Figuras

Figura 1: Diagrama Geral do “AudioStim” indicando os módulos que compõem o sistema Fonte: Romão, 2009	23
Figura 2: Fones de Inserção E-A-RTONE 5. FONTE: Aearo Technologies, 2009.	24
Figura 3: Descrição do protocolo de estimulação e registro das MASSR em 23 indivíduos normo-ouvintes em função das porcentagens de reteste e do tempo de registro por intensidade de estimulação.	28
Figura 4: Descrição das proporções de rejeições de artefatos nos registros das MASSR nas intensidades de 50, 40 e 30 dB SPL.....	29
Figura 5: Descrição da menor intensidade de estimulação que evocou as MASSR na frequências de 500 Hz, 1000 Hz, 2000 Hz e 4000 Hz detectadas pela técnica ORD MSC em ambas as orelhas em 23 indivíduos normo-ouvintes	30
Figura 6: Análise “ <i>post hoc</i> ” de Tukey-kramer da comparação da menor intensidade de estimulação que evocou resposta em cada uma das frequências testadas.....	32
Figura 7: Descrição da menor intensidade de estimulação que evocou as MASSR na frequências de 500 Hz, 1000 Hz, 2000 Hz e 4000 Hz detectadas pela técnica ORD TFE em ambas as orelhas em 23 indivíduos normo-ouvintes	33
Figura 8: Análise “ <i>post hoc</i> ” de Tukey-Kramer da comparação da menor intensidade de estimulação que evocou resposta em cada uma das frequências testadas.....	34
Figura 9: Porcentagem de detecção das frequências testadas utilizando a técnica ORD MSC em função da intensidade de estimulação.	35
Figura 10: Análise “ <i>post hoc</i> ” de Tukey-Kramer da comparação da porcentagem de detecção utilizando a técnica ORD MSC entre as frequências testadas.....	36
Figura 11: Análise “ <i>post hoc</i> ” de Tukey-Kramer da comparação da porcentagem de detecção utilizando a técnica ORD MSC entre as intensidades testadas.....	37
Figura 12: Porcentagem de detecção das frequências testadas utilizando a técnica ORD TFE em função da intensidade de estimulação	38

Figura 13: Análise “ <i>post hoc</i> ” de Tukey-Kramer da comparação da porcentagem de detecção utilizando a técnica ORD TFE entre as frequências testadas.....	39
Figura 14: Análise “ <i>post hoc</i> ” de Tukey-Kramer da comparação da porcentagem de detecção utilizando a técnica ORD TFE entre as intensidades testadas.....	40
Figura 15: Porcentagem de detecção das frequências testadas utilizando a nas intensidades de 50 dB SPL, 40 dB SPL e 30 dB SPL em função da técnica ORD utilizada na orelha direita.....	41
Figura 16: Análise “ <i>post hoc</i> ” de Tukey-Kramer da comparação da porcentagem de detecção entre as técnicas ORD TFE e MSC nas intensidades de 50 dB SPL, 40 dB SPL e 30 dB SPL na orelha direita	42
Figura 17: Análise “ <i>post hoc</i> ” de Tukey-Kramer da comparação da porcentagem de detecção entre as frequências e intensidades de 50 dB SPL, 40 dB SPL e 30 dB SPL na orelha direita.....	42
Figura 18: Porcentagem de detecção das frequências testadas utilizando a nas intensidades de 50 dB SPL, 40 dB SPL e 30 dB SPL em função da técnica ORD utilizada na orelha esquerda	43
Figura 19: Análise “ <i>post hoc</i> ” de Tukey-Kramer da comparação da porcentagem de detecção entre as técnicas ORD TFE e MSC nas intensidades de 40 dB SPL e 30 dB SPL na orelha esquerda.	45
Figura 20: Análise “ <i>post hoc</i> ” de Tukey-Kramer da comparação da porcentagem de detecção entre as frequências testadas na intensidade de 40 dB SPL na orelha esquerda	46

Lista de tabelas

Tabela 1: Comparação da menor intensidade de estimulação que evocou resposta detectada pela técnica ORD MSC em cada uma das frequências testadas na orelha direita.....	31
Tabela 2: Comparação da menor intensidade de estimulação que evocou resposta detectada pela técnica ORD MSC em cada uma das frequências testadas na orelha esquerda.....	31
Tabela 3: Comparação da menor intensidade de estimulação que evocou resposta detectada pela técnica ORD TFE em cada uma das frequências testadas na orelha direita.....	33
Tabela 4: Comparação da menor intensidade de estimulação que evocou resposta detectada pela técnica ORD TFE em cada uma das frequências testadas na orelha esquerda.....	34
Tabela 5: Descrição dos protocolos de triagem auditiva simulados utilizando as MASSR na orelha direita.....	47
Tabela 6: Descrição dos protocolos de triagem auditiva simulados utilizando as MASSR na orelha esquerda.....	47

Lista de Abreviaturas

AM	Amplitude Modulada
ASHA	American Speech Language and Hearing Association
ASSR	Resposta Auditiva em Regime Permanente – Auditory Aeady-state Response
CBPAI	Comitê Brasileiro para Perdas Auditivas na Infância
EEG	Eletroencefalografia
EOAE	Emissões Otoacústicas Evocadas
JCIH	Joint Commitee Infancy Hearing
MASSR	Multiplas Respostas Auditivas em Regime Permanente- Multiple auditory steady-state responses
MSC	Magnitude Quadrática da Coerência
NEPEB	Núcleo de Estudos e Pesquisas em Engenharia Biomédica da UFMG
ORD	Detecção Objetiva de Resposta
PEA	Potenciais Evocados Auditivos
RSR	Relação Sinal-Ruído
SPL	<i>Sound Pressure Level</i>
TFE	Teste F Espectral
WHO	World Health Organization

Sumário

Capítulo 1 – INTRODUÇÃO.....	1
1.2 Objetivo Geral	2
1.2.1 Objetivos específicos	2
1.3 Estrutura do trabalho	3
Capítulo 2 – REFERENCIAL TEÓRICO.....	4
2.1 O Diagnóstico precoce das perdas auditivas.....	4
2.2 Emissões Otoacústicas Evocadas.....	5
2.3 Respostas auditivas em regime permanente.....	5
2.4 A influência dos parâmetros de estimulação.....	7
2.4.1 Frequência portadora.....	7
2.4.2 Frequência Modulante	8
2.4.3 Espalhamento espectral: influencia na amplitude das ASSR	10
2.4.4 Intensidade	11
2.5 A influência das condições de registro	12
2.5.1 Ambiente.....	12
2.5.2 Fones.....	12
2.5.3 Calibração.....	12
2.5.4 Configuração de eletrodos	13
2.6 Aplicações clínicas das MASSR.....	14
2.6 Os sistemas de registro das ASSR.....	16
2.6.1 O Audioslim	17
2.7 Técnicas Objetivas de Detecção de Respostas.....	18
2.7.1 Magnitude Quadrática da Coerência.....	18
2.7.2 Teste F Espectral.....	20
Capítulo 3 - Materiais e Métodos	21
3.2 Aquisição dos sinais.....	23
3.4 Protocolo de Estimulação.....	24
3.5 Pré-processamento	24
3.6 Detecção das MASSR.....	25
3.7 Análise Estatística	25
Capítulo 4 - RESULTADOS	27
4.1 Análise descritiva	27
4.2 Menor intensidade de estimulação que evocou resposta (MASSR) nas diferentes frequências portadoras utilizando a MSC	29

4.3 Menor intensidade de estimulação que evocou resposta (MASSR) nas diferentes frequências de portadora utilizando o TFE	32
4.4 Porcentagens de detecção para as diferentes intensidades e frequências da portadora utilizando MSC	35
4.6 Análise comparativa da MSC e do TFE	40
4.6.1 Orelha direita	40
4.6.2 Orelha esquerda	43
4.7 Simulação de protocolos	46
5.1 Condições de Registro	48
5.2 Assimetria de respostas	49
5.3 Análise das respostas em função da frequência portadora.....	51
5.4 Análise das respostas em função da intensidade	52
5.5 Técnicas ORD.....	53
5.6 Protocolos simulados e diagnóstico auditivo.....	53
Capítulo 6 - CONCLUSÕES	56
6.1 Considerações finais – Proposta de trabalhos futuros.....	56
Apêndice.....	57
Anexo 1	58
Anexo 2	59
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	63

Capítulo 1 – INTRODUÇÃO

A prevalência de perdas auditivas congênitas, em todo o mundo, é apontada como um dos obstáculos ao desenvolvimento saudável de crianças, principalmente, por comprometer o desenvolvimento de linguagem de forma irreversível caso a intervenção adequada não ocorra em tempo hábil (MEHRA *et al.*, 2009).

Nesse contexto, a implantação de programas de detecção de perdas auditivas tem sido amplamente recomendada por órgãos como a *American Speech Language and Hearing Association* (ASHA), o *Joint Committee Infancy Hearing* (JCIH) e a *World Health Organization* (WHO). Em geral, esses órgãos preconizam a escolha de procedimentos diagnósticos que atendam a pressupostos como a facilidade de execução, o conforto para o paciente, tempo curto de duração e ainda índices de sensibilidade e especificidade, precisão e acurácia adequados (ASHA, 1995; JCIH, 2007). Em alguns países da América Latina, a implantação dos programas de triagens auditivas, apresenta-se consolidada, porém em decorrência da extensão territorial ou dos sistemas de saúde excessivamente centralizados, a implantação ainda se dá em regiões específicas de cada país (GERNER *et al.*, 2011).

No Brasil, em 2010, a Triagem auditiva foi regulamentada por lei federal, entretanto, desde o final dos anos 90, o Comitê Brasileiro para Perdas Auditivas na Infância (CBPAI) recomenda a utilização das emissões otoacústicas evocadas (EOAE) como procedimento a ser adotado na etapa inicial dos programas de triagem auditiva, mesmo procedimento preconizado pelos órgãos internacionais (ASHA E JCHTI) (ASHA, 1995; CBPAI, 2000, JCHT, 2007). Embora as EOAE sejam facilmente executáveis e de baixo custo de implantação, alguns estudos mostram níveis de sensibilidade e especificidade inferiores aos preconizados pela ASHA (SUPPIEJ *et al.*, 2007).

A resposta auditiva em regime permanente (*Auditory Steady State Response* - ASSR) é um tipo de avaliação auditiva eletrofisiológica que pode ser definida como a atividade elétrica encefálica eliciada pela apresentação de um estímulo numa taxa suficientemente rápida, de modo que a resposta ao som se sobreponha a resposta anterior (REGAN, 1989). Como são utilizadas técnicas

objetivas de detecção de respostas (ORD), no domínio da frequência para determinar a presença das ASSR, pode-se dizer que essa avaliação apresenta caráter objetivo tanto na captação das respostas quanto na sua análise (LINS, 2002). Especificamente, as ASSR evocadas por tons AM (Amplitude Modulada) modulados nas frequências de 70 a 110Hz têm se destacado por não serem afetadas pelo estado sono-vigília podendo ser registradas em neonatos (PEREZ- ABALO *et al.*, 2001; PETITOT *et al.*, 2005). Os estudos demonstram que a apresentação de estímulos múltiplos é a mais eficiente no que se refere ao tempo de testagem, dessa maneira, o termo Múltiplas Respostas Auditivas em Regime Permanente (MASSR) tem sido reportado pela maioria dos estudos (HATTON; STAPELLS, 2011).

A aplicação clínica mais referida na literatura das MASSR é a pesquisa de limiar eletrofisiológico que potencialmente poderia ser realizado nas etapas mais avançadas dos protocolos de triagem auditiva, principalmente, por oferecer um perfil audiológico específico por frequência otimizando o processo de protetização (PEREZ-ABALO *et al.*, 2001; JOHN *et al.*, 2004; CASTRO *et al.*, 2006). Todavia, as evidências científicas ainda apresentam-se insipientes para a inclusão das MASSR na rotina clínica dos protocolos de triagem auditiva, fazendo-se necessária a padronização das respostas em indivíduos normais e a determinação de parâmetros de estimulação como intensidade e critério passa/falha, analogamente ao protocolo da audiometria tonal liminar em triagens escolares (ASHA, 1995). Assim sendo, a técnica poderia ser realizada em triagens auditivas escolares e neonatais, tornando-se uma alternativa às limitações das EOA e do PEATE (Potencial Evocado Auditivo de Tronco Encefálico).

1.2 Objetivo Geral

Determinar um protocolo de triagem auditiva utilizando respostas auditivas em regime permanente de 70Hz a 110Hz utilizando o sistema “Audiostim”.

1.2.1 Objetivos específicos

- ✓ Descrever as ASSR em função da intensidade de estimulação.
- ✓ Descrever as ASSR em função das frequências portadoras.

- ✓ Descrever o comportamento das ASSR em cada uma das frequências portadoras a partir da detecção utilizando o teste F espectral e a Magnitude Quadrática da Coerência.

1.3 Estrutura do trabalho

O presente trabalho está organizado em seis capítulos que incluem o referencial teórico levantado (capítulo 2), a descrição dos materiais e métodos adotados (capítulo 3), os resultados obtidos (capítulo 4), a discussão com a literatura atual (capítulo 5) e as conclusões do trabalho em conjunto com as propostas de trabalhos futuros (capítulo 6).

Ao longo do capítulo 2 são apresentadas as principais características das MASSR bem como suas principais vantagens e limitações, incluindo aspectos de estimulação, registro e aplicações clínicas.

No capítulo 3 os materiais e métodos são detalhados desde o registro das MASSR até a análise estatística dos dados. No capítulo 4 são expostos os resultados descritivos e estatísticos obtidos, que por sua vez serão discutidos no capítulo 5. O Capítulo 6 levanta as conclusões do trabalho e as propostas de trabalhos futuros, seguido da produção bibliográfica dos autores durante a execução do presente estudo.

Capítulo 2 – REFERENCIAL TEÓRICO

2.1 O Diagnóstico precoce das perdas auditivas

A perda auditiva congênita é uma entidade que acomete entre 2 a 3 indivíduos a cada 1000 nascidos vivos. Os estudos reportam que o diagnóstico precoce da perda auditiva é o primeiro passo para garantir o desenvolvimento pleno da comunicação nesses indivíduos (GERNER *et al.*, 2011).

Desde o final dos anos 90, o aperfeiçoamento dos métodos de avaliação e a implantação de programas de triagem auditiva neonatal têm sido relatados. Atualmente a implantação dos programas na América Latina apresenta perfil que varia desde programas isolados em determinados centros, como na Costa Rica, até programas que se estendem por todos os estados e com legislação específica, como no Brasil (GERNER *et al.*, 2011). Embora a regulamentação em nível federal tenha ocorrido somente em 2010 (Lei 12.203, 2010), no Brasil, a primeira recomendação foi editada em 1999, pelo Comitê Brasileiro sobre Perdas Auditivas na Infância (CBPAI, 2000). Os textos recomendam a utilização das Emissões Otoacústicas Evocadas (EOAE) ou do Potencial Evocado Auditivo de Tronco Encefálico (PEATE) automatizado, como os testes diagnósticos que devem ser realizados na primeira etapa do protocolo de triagem auditiva. Outras recomendações internacionais editadas pela ASHA e a AAP também recomendam a utilização das EOAE e do PEATE (ASHA, 1995; JCIH, 2007).

No Brasil, as EOA têm sido predominantemente utilizadas em decorrência da facilidade de execução e principalmente do baixo custo. Entretanto o método apresenta limitações como suscetibilidade a patologias condutivas e a baixa sensibilidade para perdas auditivas neurais (ASHA, 1995; JCIH, 2007). Assim sendo, o aperfeiçoamento e o desenvolvimento dos métodos de avaliação auditiva objetiva ainda mostra-se necessário, para minimizar as limitações observadas atualmente.

2.2 Emissões Otoacústicas Evocadas

As EOAE foram descritas pela primeira vez por Kemp (1978) que as definiu como energia sonora emitida pelo sistema auditivo captada no conduto externo, após 10 milissegundos (ms) de estimulação acústica. Essa energia acústica é originada do processo mecânico de contração das células ciliadas externas, ou seja, no mecanismo de amplificação coclear (KEMP *et al.*, 1978; DALLOS *et al.*, 1992).

A testagem das EOAE é um procedimento objetivo, não invasivo e que permite ao examinador avaliar a função coclear e mais especificamente o funcionamento das células ciliadas externas. A contração das células ciliadas externas ocorre na presença e na ausência de estimulação acústica, resultando em emissões otoacústicas evocadas e espontâneas respectivamente. As EOAE são classificadas de acordo ao estímulo que as evoca em: transiente evocada, estímulo frequência e produto de distorção.

Em um estudo realizado em 2007, 533 recém-nascidos que apresentavam fatores de risco para perda auditiva foram avaliados através das EOAE transientes e do PEATE convencional e na modalidade automatizada. As EOAE transientes apresentaram taxa de falsos positivos em torno de 28%, consideradas superiores ao recomendado pelo JCHI. Além disso, a técnica apresenta especificidade em torno dos 75% que limita o diagnóstico precoce de perdas auditivas em frequências específicas, por exemplo (SUPPIEJ *et al.*, 2007).

2.3 Respostas auditivas em regime permanente

As respostas em regime permanente (ASSR) são potenciais evocados desencadeados por um estímulo periódico apresentado de maneira contínua, ou seja, o estímulo é apresentado em uma taxa suficientemente rápida para que a resposta ao som se sobreponha à anterior (REAGAN, 1989). Essas respostas foram descritas pela primeira vez, por Galambos (1981), que registrou a atividade elétrica cerebral em 20 indivíduos adultos com audição normal, durante a estimulação por tons burst de 250 Hz a 5000 Hz. Os registros foram realizados variando-se a taxa de apresentação do estímulo. Foi constatado que ao serem

apresentados a uma taxa de 40 estímulos por segundo ocorria a superposição dos componentes de media latência (GALAMBOS *et al.*, 1981).

Essas respostas, entretanto, apresentam redução significativa da amplitude em virtude do estado sono-vigília (PETHE *et al.*, 2001; DIMITRIJEVIC *et al.*, 2004). Atualmente sabe-se que as fontes geradoras das ASSR de 40 Hz estão localizadas no córtex auditivo primário e em algumas áreas associativas (HERDMAN *et al.*, 2002). Outra consequência das fontes geradoras é a amplitude reduzida em neonatos claramente associada à imaturidade destas estruturas (NEVES; SCHOCHAT, 2005).

Em decorrência destas limitações, o registro das ASSR de 70 Hz a 110 Hz tem sido relatado na maioria dos estudos (LINS *et al.*, 1996; CONE-WESSON *et al.*, 2002; KELLY, 2009; CHOU Y-F *et al.*, 2011) Essas ASSR não são afetadas pelo estado sono-vigília e apresentam menor influencia do nível de maturação das vias auditivas centrais. A explicação para esse perfil, assim como para as ASSR de 40 Hz, está nas fontes geradoras que neste caso estão localizadas no tronco encefálico (HERDMAN *et al.*, 2002). Outra consequência é a simetria de processamento do som nas estruturas tronco encefálico em indivíduos com audição simétrica entre as orelhas, fazendo com que nesses indivíduos, as ASSR captadas sejam a priori simétricas. Alguns estudos, entretanto, observaram assimetrias nas ASSR captadas que foram atribuídas a responsividade dos neurônios a taxas de modulação superiores a 90 Hz (PICTON *et al.*, 2007).

A literatura relata a utilização de estímulos como tons de Amplitude Modulada (AM), de Frequência Modulada, Ruídos de banda larga modulados em amplitude, e os estímulos combinados (modulados em amplitude e em frequência simultaneamente) para evocar as ASSR (DIMITRIJEVIC *et al.*, 2001; JOHN *et al.*, 2002; 2003). Atualmente a utilização de estímulos modulados em amplitude tem sido a mais referida, principalmente, pelo fato de apresentarem o modelo eletrofisiológico descrito e pela especificidade das respostas a esses estímulos (LINS *et al.*, 1995).

O modelo eletrofisiológico das ASSR de 70 a 110 Hz evocadas por tons AM foi descrito pela primeira vez em 1995. 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 filtrado (passa-baixa) pelas vias auditivas apresenta uma componente espectral localizada na frequência de modulação que será captada pelo EEG e servirá de referência para determinar o limiar de audição do indivíduo na frequência da portadora. 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. Dessa maneira, alguns autores representam a gênese das MASSR como um circuito de um diodo (LINS *et al.*, 1995).

Alguns estudos se dedicaram a analisar as MASSR evocadas por tons modulados em amplitude a partir da variação dos componentes do tom AM, como a frequência modulante, a frequência portadora, o índice de modulação e a intensidade de estimulação, dentre outros (LEVI *et al.*, 1993; HERDMAN; STAPELLS, 2001; PETITOT *et al.*, 2005; PICTON *et al.*, 2007, 2009). A análise a partir dos parâmetros de estimulação contribui para a compreensão das respostas e também para a seleção de protocolos passíveis de serem utilizados na rotina clínica.

2.4 A influência dos parâmetros de estimulação

2.4.1 Frequência portadora

Segundo PICTON *et al.* (2003) as frequências portadoras apresentam amplitudes maiores nas frequências médias (1000 e 2000 Hz), decrescendo significativamente nas baixas (500 Hz) e altas frequências (4000 Hz). Alguns autores atribuem esse comportamento à diminuição do tempo de ativação da membrana basilar, em cada ciclo de estimulação por frequências altas. No caso das frequências portadoras baixas, embora o tempo de ativação seja maior, os neurônios respondem a fases diferentes de modo que a superposição das respostas seja atenuada (PICTON *et al.*, 2003).

Deve ser ressaltado que os estudos em gatos demonstraram que as vias auditivas centrais, em especial nos níveis mais superiores, apresentam resolução espectral significativamente menor em algumas frequências. Essa propriedade pode estar relacionada a mecanismos adaptativos em cada uma das espécies. No caso da espécie humana, a fala apresenta a energia concentrada em frequências

médias, levando a mecanismos adaptativos que culminariam com maior amplitude das respostas nessas frequências. Um dos indícios desse mecanismo são os campos receptivos mais definidos na membrana basilar nas frequências médias (EGGERMONT, 2001).

A interação entre as frequências portadoras e as frequências modulantes ainda é pouco explorada. Embora alguns autores tenham observado valores ótimos de modulação associados à frequências portadoras, usualmente tem sido utilizada a combinação das frequências modulantes menores associadas às frequências portadoras mais baixas e as frequências modulantes maiores com as frequências portadoras mais altas (PICTON *et al.*, 2003).

2.4.2 Frequência Modulante

Embora muitos trabalhos tenham se dedicado a analisar o comportamento das MASSR, com a variação das frequências modulantes, as metodologias diferem significativamente, impedindo que as conclusões possam ser generalizadas.

Nesse contexto, alguns estudos se dedicaram a avaliar as modificações das ASSR em função do índice de modulação. Ao avaliar o efeito do aumento do índice de modulação entre 0% e 100%, em 7 indivíduos, estimulados por um tom AM, cuja portadora era 1000 Hz e a modulante era 91 Hz, LINS (2002), observou que a amplitude aumentou significativamente entre 0% e 50%, sugerindo que é possível a captação de respostas em intensidades próximas aos limiares auditivos com profundidade de modulação superior a 50%. Esses resultados podem ser explicados pelas consequências da diminuição da profundidade de modulação na ativação da membrana basilar (LINS, 2002). Sabe-se que um tom AM apresenta 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 (PICTON *et al.*, 2003), podendo ser representado pela equação abaixo (Eq. 1) (JOHN *et al.*, 1998):

$$x[t] = A \cdot \text{sen}(2\pi f_c t) \cdot (\lambda \cdot \text{sen}(2\pi f_m t) + 1) / (1 + \lambda) \quad \text{Eq. 1}$$

Onde f_c é a portadora de alta frequência; f_m a moduladora de baixa frequência; λ , a profundidade de modulação; e A , amplitude máxima.

A diminuição da profundidade de modulação implica na redução da energia das componentes laterais à componente que está na frequência da portadora, resultando na diminuição da região estimulada pela membrana basilar e conseqüentemente na diminuição da amplitude das respostas (PICTON *et al.*, 2003). Dessa forma, atualmente, o índice de modulação de 100% é o mais utilizado para tons AM (LINS *et al.*, 1995; JOHN *et al.*, 1998, ROMÃO, 2009; ZANOTELLI, 2011).

Outros estudos se dedicaram a estudar o comportamento das respostas através da chamada varredura de modulantes, em humanos e animais. Em resumo nestes estudos, o registro é realizado com uma portadora fixa, sendo que, as modulantes são variadas continuamente dentro de uma determinada banda de frequências. Os resultados destes trabalhos concordam no que diz respeito à existência de faixas de frequência de modulação nas quais a amplitude da resposta é maior, tornando-a reconhecível em meio à atividade elétrica de fundo, e que estas faixas variam de acordo com o gerador da resposta envolvido (LINS, 2002; FÉLIX, 2006; GIRAUD *et al.*, 2011).

Entretanto, as faixas de frequência diferem dependendo do modelo utilizado (animal ou humano). Para respostas geradas no tronco encefálico, os achados em ratos, demonstraram respostas mais evidentes em frequências de modulação mais altas que em humanos. Essa discrepância pode estar relacionada com captação invasiva realizada em ratos, que é inviável de ser realizada em humanos. Assim sendo, o escalpo funcionaria como um filtro passa-baixa para as MASSR geradas no tronco encefálico de humanos (FÉLIX, 2006).

O registro invasivo da MASSR em animais (ratos, gatos), e os estudos de percepção do envelope temporal do som, demonstraram que os neurônios das estações da via auditiva apresentam frequências de modulação para as quais a taxa de disparo é máxima (EGGERMONT, 2001; FÉLIX, 2006). Em gatos, foi possível determinar regiões específicas do colículo inferior que respondem somente à frequência de modulação, criando uma espécie de campo receptivo para o envelope temporal do som (POON; CHIU, 2000).

Embora a capacidade de sintonização das vias auditivas ao envelope temporal do som seja maior em níveis inferiores como os núcleos cocleares. No

colículo inferior a função de transferência de modulação temporal é convertida em função de transferência da taxa de modulação sugerindo que o colículo inferior seja a primeira estação da via auditiva em que ocorre o processamento de tons (SHEFT *et al.*, 1990; EGGERMONT, 2001).

Outro aspecto de relevância estudado através da variação das frequências modulantes, que já foi mencionado, são as estruturas geradoras das MASSR. Em 2002, Herdman *et al.*, realizaram o registro em 10 indivíduos das MASSR e procederam a análise da latência aparente das respostas e o monitoramento através da magnetoencefalografia. A apresentação dos estímulos durante o registro foi randomizada e os tons AM apresentavam diferentes valores de frequência de modulação (12 Hz, 39 Hz e 88 Hz). Foi constatado que ocorre maior ativação dos núcleos cocleares quando o sistema auditivo foi estimulado com tons AM modulados em 88 Hz, em contra partida, essa ativação diminui a medida que a frequência de modulação diminui, tornando-se mais evidente em córtex auditivo primário com frequências de modulação próximas ao 40 Hz (HERDMAN *et al.*, 2002).

2.4.3 Espalhamento espectral: influencia na amplitude das ASSR

A variação da amplitude dentro da mesma faixa de frequências modulantes tem sido referida como decorrente da inclusão de artefatos matemáticos oriundos de janelamentos inadequados, ou seja, da ocorrência do deslocamento da energia de uma componente espectral para as componentes adjacentes, o chamado espalhamento espectral (JOHN *et al.*, 1998; FÉLIX, 2006).

O janelamento adequado do sinal é a forma de garantir que não ocorram descontinuidades, considerando que os sinais biomédicos apresentam amostragem limitada (FÉLIX, 2006). Para a MASSR tem sido preconizada a utilização de janelas de análise que comportem número inteiro de oscilações e ainda apresentem tamanho múltiplo inteiro da frequência de amostragem (JOHN *et al.*, 1998). No final dos anos 90, a utilização de ajustes da frequência de modulação para se comportar como número primo de oscilações tem sido descrita para a redução do espalhamento espectral (XI; CHICARO, 1996) Ao avaliar a correção *a priori* para número primos de oscilações utilizando simulações de Monte Carlo, FÉLIX *et al.* (2006) constataram que a variação entre a amplitude

das frequências modulantes na mesma faixa frequencial diminui. Essa tendência foi confirmada em registros das MASSR realizados em ratos wistar. Quando comparada à correção para números inteiros de ciclos, a correção para números primos de oscilações mostra valores de amplitude mais estáveis em uma faixa frequencial (FÉLIX, 2006).

2.4.4 Intensidade

O diagnóstico complementar tem sido a aplicação da ASSR mais reportada na literatura. Assim sendo, a pesquisa de limiar eletrofisiológico e conseqüentemente as modificações nas MASSR induzidas pela variação da intensidade têm sido amplamente referidas (LINS, 2002; PICTON *et al.*, 2003; 2007, 2009).

Alguns estudos realizaram a varredura de intensidade, analogamente ao processo realizado com as frequências modulantes. As curvas de amplitude em função da intensidade demonstram um comportamento linear na faixa de intensidade de 20 a 70 dB SPL. Em intensidades superiores a 70 dB SPL, a amplitude cresce exponencialmente (LINS, 2002).

É importante ressaltar que este fenômeno não é afetado pelo mascaramento contralateral, o que sugere que este comportamento não decorre à estimulação do ouvido contralateral por estímulos que superam os valores de atenuação interaural. Em contrapartida, o fenômeno é afetado pelo mascaramento ipsilateral. Estes achados apontam para a estimulação da membrana basilar em frequências portadoras localizadas acima (frequências mais baixas) da frequência do estímulo em intensidades elevadas. Em intensidades de estimulação próxima ao limiar, somente o ápice da curva de sintonia é estimulado, ou seja, somente as fibras com frequências características próximas às frequências de estimulação são excitadas. Em resumo a cóclea funcionaria como uma bateria de filtros de banda estreita em intensidades próximas ao limiar, como uma bateria de filtros de banda larga em intensidades moderadas e como uma combinação de filtros passa altas em intensidades elevadas. Ainda em conseqüências dessas propriedades o efeito em altas intensidades é mais significativo em frequências graves (LINS, 2002; PICTON *et al.*, 2007).

2.5 A influência das condições de registro

2.5.1 Ambiente

Assim como em outros métodos de avaliação auditiva a influência das condições ambientais tem sido reportada. Sabe-se que a energia do ruído ambiental encontra-se concentrada nas frequências baixas (KATZ, 1999). A literatura relata limiares maiores nas frequências portadoras de 500Hz, conforme já foi explicitado. Deve ser destacado que em estudos nos quais os registros foram realizados em ambientes com níveis de ruído ambiental superiores à recomendação da ASHA, os limiares de 500 Hz apresentaram aumento ainda mais significativo (LINS, 2002).

2.5.2 Fones

A utilização dos fones de inserção para o registro das MASSR tem sido recomendada pela maioria dos estudos (LINS, 2002; PICTON *et al.*, 2003; PICTON *et al.*, 2007). Quando comparados aos fones supra-aurais os fones de inserção apresentam valores de atenuação para sons graves superiores. Entretanto, processos de distorção do meato acústico externo e/ou redução do acoplamento pode contribuir para a redução da intensidade que atinge a membrana timpânica. Lins *et al.* (2002) sugerem o monitoramento da intensidade dentro do meato acústico externo durante o registro para minimizar o problema (LINS, 2002).

2.5.3 Calibração

Como se sabe a maioria das grandezas físicas pode ser expressa em decibel (dB). Especificamente, quando se trata de intensidade sonora, a escala decibel pode ser aplicada para expressar pressão sonora (dB SPL), sendo matematicamente expresso por

$$20 \times \log_{10} \left(\frac{P}{P_0} \right) \quad \text{Eq. 2}$$

Onde P é a pressão sonora medida e P_0 é pressão sonora de referência adotada. Nesse caso $P_0 = 20\mu\text{N}/\text{m}^2$ e equivale à menor pressão sonora audível pelo ouvido humano (GERGES, 2000).

Pode ser também aplicada ao chamado nível de audição de uma determinada população (dB NA). A escala decibel aplicada aos níveis de audição de uma determinada população apresenta tabelas padronizadas para tons puros sendo a escala utilizada como referência na audiometria tonal liminar. Definiu-se como 0 (zero) dB NA o menor nível de pressão sonora audível pela maioria dos indivíduos de determinada população, obviamente o zero dB NA não significa ausência de pressão sonora. A primeira Norma Técnica que determinou os valores de dB NA foi publicada em 1951 pela *American Standards Association* (ASA). Nesta Norma ficou estabelecido qual o menor nível de pressão sonora audível nas frequências padrão (125, 250, 500, 750, 1000, 1500, 2000, 3000, 4000, 6000 e 8000 Hz) (PEDROSO, 2002).

Alguns estudos comparam os limiares obtidos na audiometria tonal liminar com os limiares auditivos eletrofisiológicos da ASSR, expressando-os em dB NA. Entretanto essa conversão é questionável, considerando que ainda não foram estipulados para tons AM os valores de referência para dB NA (JOHN *et al.*, 2004).

Segundo JOHN *et al.* (2002), cada tom AM deve ser calibrado separadamente de modo que a fusão de quatro tons AM apresentada a cada orelha tenha um acréscimo de 3dB, da intensidade testada. Dessa maneira, é garantido que cada região da membrana basilar é estimulada com a energia desejada, evitando a ocorrência de falsos positivos no diagnóstico (JOHN *et al.*, 2002).

2.5.4 Configuração de eletrodos

A captação de respostas cujos geradores incluem o tronco encefálico, sejam potenciais evocados transientes ou em regime permanente, incluem a descrição de diversas montagens de eletrodos (CASTRO *et al.*, 2006; HAN *et al.*, 2006; DUARTE *et al.*, 2008; ZANOTELLI, 2011). Para o registro de potenciais evocados auditivos, com estimulação monoaural, a maioria dos estudos reporta a utilização do eletrodo referência nas mastóides, o eletrodo ativo em Cz e o eletrodo terra em Fpz ou na clavícula (PICTON *et al.*, 2003).

Em registros com estimulação binaural, a montagem que tem sido mais reportada, para a captação da ASSR, é o eletrodo referência posicionado abaixo da linha do cabelo, o eletrodo ativo Cz e a referência posicionada na clavícula ou em Fpz. Essa configuração permite a captação de respostas oriundas de um dipolo maior, entretanto, a presença de artefatos musculares é mais evidente (PICTON *et al.*, 2003).

A utilização de um maior número de canais tem sido referida em estudos que objetivam identificar as fontes geradoras das respostas com a utilização de todos os canais do sistema internacional 10-20 (HERDMAN *et al.*, 2002). Outros trabalhos utilizam canais da região central e parietal com o objetivo de otimizar a detecção das respostas e conseqüentemente o tempo de registro (ZANOTELLI, 2011).

2.6 Aplicações clínicas das MASSR

Conforme foi explicitado a aplicação mais reportada é a pesquisa de limiar eletrofisiológico utilizando a MASSR, como consequência, a maioria dos trabalhos aponta para a utilização da MASSR como uma alternativa para o diagnóstico auditivo complementar (ASHA, 1995; JCHI, 2007; HERDMAN; STAPELLS, 2001). Como é uma técnica de avaliação eletrofisiológica que oferece um perfil audiológico específico por frequência, os resultados apontam para otimização do processo de protetização, caso esse teste seja utilizados nas etapas mais avançadas dos protocolos de triagem (CASTRO *et al.*, 2006).

Nesse contexto há uma gama de trabalhos que buscam comparar os limiares obtidos na audiometria tonal liminar com os eletrofisiológicos obtidos utilizando as MASSR. Alguns estudos demonstraram correlação moderada entre os limiares de indivíduos normo-ouvintes. Outra constatação foi a de que em perdas auditivas neurossensoriais profundas a correlação entre os limiares é significativamente maior do que em perdas auditivas leves e moderadas (SWANEPOEL *et al.*, 2004; RANCE *et al.*, 2005; HAN *et al.*, 2006). Picton *et al.*(2005) atribuem esse comportamento ao recrutamento de fibras nervosas em perdas sensoriais (PICTON *et al.*, 2005).

Em 2006, um estudo que avaliou 18 indivíduos com audição normal e 29 indivíduos com perdas auditivas neurossensoriais de grau moderado, severo e

profundo candidatos a implante coclear ou portadores de neuropatia auditiva através das audiometria tonal liminar e das MASSR. Os resultados apontaram para diferença estatisticamente significativa entre a média dos limiares da audiometria tonal e das ASSR no grupo de indivíduos normo-ouvintes, entretanto, no grupo de indivíduos portadores de perda auditiva a média dos limiares obtidos nas avaliações não diferiu estatisticamente (HAN *et al.*, 2006). Outros trabalhos, entretanto, mencionam a ocorrência de superestimação do grau das perdas severas e moderadas através dos limiares obtidos com as ASSR (DUARTE *et al.*, 2008).

Alguns estudos realizam a comparação dos limiares obtidos no PEATE, utilizando estímulos tom burst com os limiares obtidos utilizando as MASSR. Cone-Wesson *et al.* (2002) observaram que ambas as técnicas são capazes de prever os limiares comportamentais, entretanto, a detecção automática das MASSR torna a estimação dos limiares mais precisa e rápida. Kaushlendra Kumar *et al.* (2008) avaliaram 20 indivíduos adultos com idade entre 15 e 30 anos utilizando o PEATE tom burst e a MASSR. Foi constatado que a MASSR prediz limiares comportamentais mais elevados que o PEATE, sendo que esta discrepância é mais significativa nas frequências baixas (Cone-Wesson *et al.*, 2002; Kaushlendra Kumar *et al.*, 2008).

Deve ser salientado, que a comparação de dois métodos com o objetivo de estabelecer valores de conversão ainda apresenta pouco consenso na literatura. Em parte pela diversidade de métodos e equipamentos utilizados nos diversos estudos e principalmente devido ao fato dos dois métodos avaliarem a audição sobre perspectivas fisiológicas diferentes.

Na literatura atual, tem sido observada escassez de estudos que objetivem avaliar as MASSR como instrumento diagnóstico em triagens auditivas. Nesse contexto, Nordarse *et al.* (2011) realizaram o registro das MASSR evocadas por tons modulados de 70Hz a 110Hz, cujas portadoras eram 500 Hz e 2000 Hz, em 50 neonatos com audição normal e portadores de perdas auditiva de diferentes graus e configurações. Os resultados demonstraram índices de especificidade e sensibilidade diagnóstica superiores a 95%. Os autores ressaltaram a importância de estudos posteriores com populações clínicas (NORDARSE *et al.*, 2011).

Outro trabalho que merece ser destacado, foi o realizado por John *et al.* em 2003 que objetivou avaliar a eficiência de estímulos modulados com o espectro de

frequência amplo, como os ruídos de banda-larga, ruídos de banda larga filtrados e estímulos transientes (JOHN *et al.*, 2003).

O diferencial dessa estimulação é a ativação de uma área mais extensa da membrana basilar resultando em respostas de maior amplitude no EEG, que o tom AM. Como consequência, as respostas são detectadas mais rapidamente tornando possível a realização de uma avaliação auditiva objetiva e rápida (JOHN *et al.*, 2003) .

Apesar dos bons resultados descritos acima, a técnica ainda precisa ser aprimorada para que apresente resultados padronizados, com protocolos que possam ser reproduzidos em populações clínicas.

2.6 Os sistemas de registro das ASSR

Os sistemas de registro das respostas auditivas em regime permanente mais reportado na literatura são o MASTER e AUDERA. Em resumo, estes sistemas permitem a geração de sinais acústicos, aquisição de sinais livre de artefatos, análise das respostas eletrofisiológicas por meio de técnicas objetivas de detecção de respostas (JOHN; PICTON, 2000; NORDARSE *et al.*, 2011) Atualmente, os dois sistemas apresentam versões comercializadas.

Em um estudo realizado em 2005 os dois sistemas foram comparados tendo em vista os protocolos de estimulação e a captação de respostas preconizados por cada um dos sistemas. O protocolo do sistema *AUDERA* consiste na apresentação monoaural de um tom AM (as frequências de modulação variam entre 46 Hz e 95 Hz com frequências portadoras de 500, 1000, 2000 e 4000 Hz, oferecendo ao usuário duas opções de protocolo de teste, nos quais a remoção de artefatos varia dependendo do estado sono-vigília do indivíduo. A técnica ORD utilizada é a coerência de fase adotando-se o nível de significância de 1%. O sistema permite a utilização de estímulos modulados em frequência. O tempo de registro em cada intensidade varia de 40 a 107 segundos (LUTS; WOUTERS, 2005).

O sistema MASTER consiste na apresentação da fusão de 8 tons AM, quatro em cada orelha, (as frequências modulantes entre 80 e 110 Hz e portadoras de 500, 1000, 2000 e 4000 Hz). A técnica ORD utilizada na detecção das respostas é o Teste F espectral (TFE) adotando-se o nível de significância de

5%. O tempo de registro varia de 2,5 a 15 minutos. Assim como o sistema AUDERA, o MASTER permite a utilização de estímulos modulados em frequência (LUTS; WOUTERS, 2005).

Foram avaliados 10 indivíduos com audição normal e 10 indivíduos portadores de perda auditiva. Em resumo o sistema MASTER foi capaz de prever os limiares comportamentais com mais precisão nos dois grupos que o sistema AUDERA. Esse desempenho pode estar relacionado com o número de promediações utilizado no sistema MASTER ser maior que no sistema AUDERA (melhora da Relação Sinal-Ruído, RSR) e ainda com a ORD utilizada (LUTS; WOUTERS, 2005).

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 disso, os equipamentos produzidos no exterior são, geralmente, muito restritos com relação às suas funcionalidades, dessa maneira, 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 MASSR (ROMÃO, 2009).

2.6.1 O Audiostim

O NEPEB desenvolveu em 2009 um sistema de captação, registro e análise das MASSR, o “Audiostim”. Segundo Romão (2009) o sistema consiste em uma unidade de controle (UC) e uma interface gráfica responsáveis pela geração dos estímulos sonoros e o processamento *on line* dos sinais EEG coletados objetivando a detecção das MASSR. O Bioamplificador juntamente com a UC compõe o sistema de coleta do eletroencefalograma (EEG) *on line*. Os testes iniciais demonstraram que o sistema mostrou-se versátil, capaz de gerar as principais formas de onda utilizadas na rotina médica, como os tons AM e os tons burst (ROMÃO, 2009).

Em trabalhos subsequentes, o potencial do sistema foi confirmado com a obtenção de registros e detecção de respostas em torno de 2 minutos nas intensidades moderadas. Além disso, o sistema permitiu a utilização de diferentes técnicas de detecção (Magnitude Quadrática da Coerência e o Teste F Espectral).

Cabe ressaltar ainda, que o sistema permite ao operador determinar o protocolo de estimulação e registro com maior liberdade que sistemas comerciais como o AUDERA, por exemplo (ZANOTELLI, 2011; SANTOS *et al.*, 2011; ABDO *et al.*, 2012).

2.7 Técnicas Objetivas de Detecção de Respostas

A possibilidade de um diagnóstico baseado em critérios estatísticos é relatada como um dos diferenciais das MASSR (LINS, PICTON, 1995; JOHN *et al.*, 2002). O critério de presença ou não de respostas, baseia-se em técnicas objetivas de detecção de respostas (ORD), que são técnicas estatísticas aplicadas no domínio da frequência que permitem diferenciar as MASSR da atividade elétrica de fundo de forma quantitativa (KAY, 1998).

As ORD mais utilizadas para a detecção de MASSR são o teste F espectral (TFE), a Magnitude Quadrática da Coerência (MSC) e a Medida de Sincronismo de Fase (MSF) (DOBIE; WILSON, 1996; 1993; PICTON *et al.*, 2001).

Alguns estudos se dedicaram a avaliar o desempenho destas técnicas aplicadas à ASSR. O desempenho é analisado a partir das taxas de detecção em função do número de trechos e da intensidade de estimulação. Deve ser salientado que o desempenho destas técnicas está correlacionado com a RSR dos sinais coletados. Em geral os resultados demonstram que a MSC apresenta desempenho ligeiramente superior ao do teste F e ambos apresentam desempenho superior à CSM (DOBIE; WILSON, 1996; LUIS; CECILIA, 1997; PICTON *et al.*, 2001). Nestes trabalhos o desempenho dos detectores não é confrontado ou atribuído diretamente às propriedades das vias neurais geradoras das respostas.

A seguir serão descritos o TFE e a MSC que foram as ORD utilizadas para a análise das MASSR no presente trabalho.

2.7.1 Magnitude Quadrática da Coerência

Os estudos têm se referido a MSC como uma técnica que simplifica a análise espectral de potenciais evocados auditivos. A sua aplicação considera um sistema linear cuja entrada e a saída são respectivamente $x(n)$ e $y(n)$, a

função de coerência pode ser definida como a correlação entre os componentes harmônicos da entrada e saída do sistema. Sendo os sinais $x[n]$ (estímulo) e $y[n]$ (resposta + EEG de fundo) de duração finita e divididos em M trechos, a magnitude quadrática da coerência pode ser estimada por (DOBIE; WILSON, 1989; 1993)

$$\hat{\gamma}_{xy}^2(f) = \frac{|\sum_{i=1}^M X_i^*(f)Y_i(f)|^2}{\sum_{i=1}^M |X_i^*(f)|^2 \sum_{i=1}^M |Y_i(f)|^2} \quad \text{Eq. 3}$$

onde X_i e Y_i representam as Transformadas Discreta de Fourier (DFT) dos i -ésimos trechos. Como o estímulo ($x[n]$) é determinístico, periódico e sincronizado em cada trecho ($X_i(f) = X(f), \forall i$), a equação pode ser simplificada e denominada como o estimador da Magnitude Quadrática de Coerência (DOBIE; WILSON, 1989; 1996; SIMPSON et al., 2000; TIERRA-CRIOLLO, 2001)

$$\widehat{MSC}(f) = \frac{|\sum_{i=1}^M Y_i(f)|^2}{M \sum_{i=1}^M |Y_i(f)|^2} \quad \text{Eq.4}$$

Quanto maior a magnitude quadrática da coerência entre a entrada e saída do sistema mais próxima de 1 será essa razão (DOBIE; WILSON, 1989).

Para a Hipótese Nula (H_0) de Ausência de Resposta, $y[n]$ é considerado sinal gaussiano em cada trecho. Dessa forma a distribuição de $\widehat{MSC}(f)$ para H_0 é dada por (MIRANDA DE SÁ et al., 2004)

$$MSC(\widehat{f})|_{H_0} \sim \beta_{(1, M-1)} \quad \text{Eq. 5}$$

Onde $\beta_{(1, M-1)}$ é a distribuição beta com 1 e $M-1$ graus de liberdade. Para um nível de significância α , o valor crítico para H_0 é obtido por (MIRANDA DE SÁ et al., 2007)

$$MSC_{crit} = 1 - \alpha^{\frac{1}{M-1}} \quad \text{Eq. 6}$$

A detecção do sinal é realizada a partir da comparação com o limiar de rejeição da hipótese nula ($MSC(f) > MSC_{crit}$) (MIRANDA DE SÁ et al., 2007).

2.7.2 Teste F Espectral

Esta técnica avalia se a potência da resposta é significativamente superior à potência do ruído, por meio da análise 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 (DOBIE; WILSON, 1996; ZUREK, 1992):

$$SFT(f) = \frac{|X(f_{bin})|^2}{\frac{1}{M} \sum_{\substack{j=bin-\frac{M}{2} \\ j \neq bin}}^{bin+\frac{M}{2}} |X(f_j)|^2} \quad \text{Eq. 7}$$

Onde $X(f_{bin})$ é o valor da Transformada Discreta de Fourier (DFT) na frequência onde é esperada resposta, $X(f_j)$ é o valor da DFT calculada nas M componentes adjacentes à f_{bin} onde não são esperadas respostas (ruído) (ZUREK, 1992).

A estimativa da potência do sinal ($|X(f_{bin})|^2$) da potência do ruído ($\frac{1}{M} \sum_{\substack{j=bin-\frac{M}{2} \\ j \neq bin}}^{bin+\frac{M}{2}} |X(f_j)|^2$) são variáveis aleatórias que seguem uma distribuição Chi-quadrada (LINS *et al.*, 1995). Dessa forma, o numerador da equação 7 segue uma distribuição Chi-quadrada com dois graus de liberdade (χ_2^2). Enquanto que o denominador consiste em um somatório de M variáveis aleatórias com distribuição (χ_2^2), apresentando uma distribuição Chi-quadrada com $2M$ graus de liberdade (χ_{2M}^2) (KAY, 1998). Assim sendo, o TFE terá uma distribuição F de (2, $2M$) graus de liberdade, resultado da razão de duas distribuições Chi-quadradas (KAY, 1998)

O valor crítico ($F_{crit,\alpha}$), para hipótese nula de não haver resposta, é dado por $F_{2,2M,\alpha}$, onde α representa o nível de significância. Caso o TFE seja maior ao F_{crit} considera-se existência de resposta (KAY,1998; SILVA PINTO, 2011).

Capítulo 3 - Materiais e Métodos

Este trabalho foi aprovado no Comitê de Ética em pesquisa da UFMG sob o parecer nº 0369.0.203.000-10 (anexo 1). Trata-se de um estudo transversal descritivo com amostra de conveniência.

A casuística foi composta por 26 indivíduos, na faixa etária de 9 a 12 anos, matriculados regularmente em uma escola da rede privada de Belo Horizonte. Os participantes foram informados do caráter voluntário da participação na pesquisa e foram incluídos na casuística após a assinatura do termo de consentimento livre e esclarecido (TCLE- anexo 2) pelos próprios participantes e seus responsáveis.

Todos os procedimentos de avaliação auditiva, com exceção da anamnese foram realizados em sala silenciosa na própria escola e o ruído de fundo foi monitorado com o uso de decibelímetro/ medidor de nível de pressão sonora de acordo com a recomendação do fabricante do fone de ouvido. Todos os indivíduos foram submetidos a avaliação auditiva composta pelo procedimentos descritos a seguir:

Anamnese: Consistiu em um questionário que buscou resgatar informações da história pré, peri e pós natal da criança, levantar a presença de indicadores de risco à audição, bem como rastrear comportamentos que demonstrem o estado atual de saúde auditiva e do equilíbrio (anexo 3). A anamnese foi preenchida pelos pais e entregue à pesquisadora.

Inspeção do Meato acústico externo: A inspeção visual do meato acústico externo foi realizada através do otoscópio HEINE mini 2000 com o objetivo de verificar a existência de fatores que poderiam impedir a realização dos demais procedimentos, como por exemplo, presença de cerume. Nos casos em que foi constatada alguma alteração o indivíduo foi encaminhado para avaliação e conduta otorrinolaringológica.

Imitanciometria: A imitanciometria foi realizada no imitanciômetro Az7, marca Interacoustics®, padrão de calibração ANSI S3. 6/ISSO 389. A obtenção da curva timpanométrica e dos reflexos acústicos contralaterais nas frequências

de 500, 1000, 2000 e 4000 Hz teve como objetivo a verificação de qualquer tipo de disfunção de orelha média, conforme a recomendação proposta por Jeguer, 1970 e Jeguer e Jeguer, 1989. Nos casos em que foi constatada alteração, o indivíduo foi encaminhado para a avaliação e conduta otorrinolaringológica.

Audiometria tonal limiar: A pesquisa dos limiares audiométricos foi realizada no audiômetro AC33 da marca Interacoustics® (padrão de calibração ANSI S3.6/ISO 389). O indivíduo foi instruído a levantar mão caso ouvisse o tom puro. Apresentou-se um tom puro de 40 dB NA, nas frequências de 250Hz a 8000 Hz, sendo decrescida a intensidade em passos de 10 dB NA até que o indivíduo não escutasse o estímulo. Nesse momento a intensidade era elevada em passos de 5 dB NA. Considerou-se o limiar a menor intensidade que o indivíduo respondeu em 50% das vezes. Dessa forma, foi possível verificar a acuidade auditiva do participante nas frequências testadas considerando-se os critérios de normalidade proposto por BIAP, 1997.

Registro das MASSR: Para o registro do MASSR utilizou-se o sistema desenvolvido pelo Núcleo de Pesquisas em Engenharia Biomédica NEPEB/UFMG, o *Audiostim*.

O diagrama geral dos módulos que compõe o *Audiostim* é mostrado na figura 1. A unidade de controle (UC) e a interface gráfica compõe a etapa responsável pela geração dos estímulos sonoros. O Bioamplificador juntamente com a UC compõe o sistema de coleta do eletroencefalograma (EEG) *on line*. O computador representa os softwares responsáveis pelo processamento *on line* dos sinais EEG coletados objetivando a detecção das MASSR.

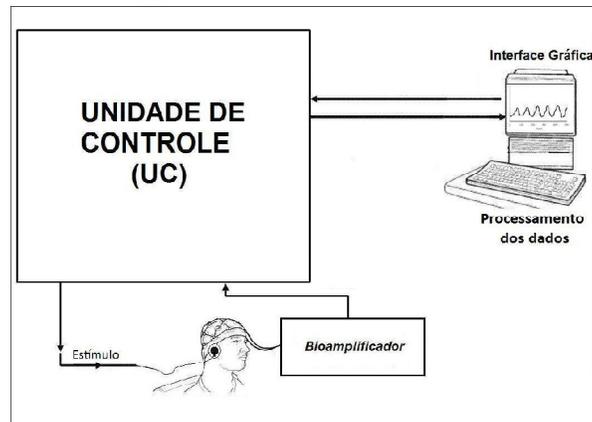


Figura 1: Diagrama Geral do “AudioStim” indicando os módulos que compõem o sistema Fonte: Romão, 2009

3.2 Aquisição dos sinais

A captação das MASSR foi realizada através de eletrodos de cloreto de prata posicionados no escalpo dos indivíduos, nas derivações Fpz (eletrodo terra), Cz (eletrodo ativo) e abaixo da linha do cabelo (eletrodo referência). Os indivíduos foram posicionados em decúbito dorsal e instruídos a permanecer relaxados e se possível em sono leve.

3.3 Estimulação

O estímulo foi composto por 4 tons AM, apresentados simultaneamente em cada orelha (estimulação binaural). As frequências portadoras foram 500, 1000, 2000 e 4000 Hz. As frequências modulantes foram ajustadas para se comportar com número primo de oscilação (FÉLIX, 2006; ZANOTELLI, 2011), sendo 77,15 Hz; 86,91 Hz; 98,63 Hz; 104,49 Hz para a orelha direita, e 81,05 Hz; 94,73 Hz; 100,59 Hz; 106,45 Hz para a orelha esquerda. A profundidade de modulação adotada foi de 100%. Para a apresentação do estímulo utilizou-se o fone de inserção modelo 5A fabricado pela Aeero Technologies (figura 2)

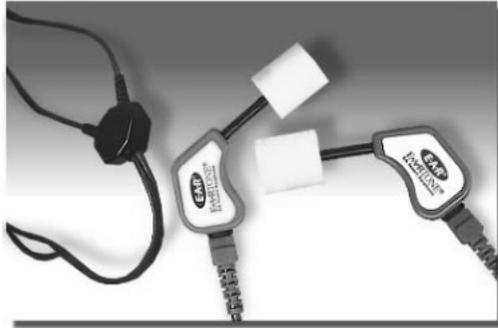


Figura 2: Fones de Inserção E-A-RTONE 5. FONTE: Aearo Technologies, 2009.

3.4 Protocolo de Estimulação

O protocolo de estimulação adotado foi o descendente, testando-se as intensidades de 50, 40 e 30 dB SPL, sem interrupção desta sequência. Sempre que uma intensidade menor apresentou presença de resposta, sendo que a maior intensidade havia apresentado resposta ausente, foi repetida a maior intensidade, porém apenas após o término do protocolo. Nas situações em que não foram observadas respostas em todas as frequências a 50 dB SPL, foi testada a intensidade de 60 dB SPL. O registro em cada intensidade era interrompido caso fossem detectadas respostas em todas as frequências testadas em ambas as orelhas ou fosse atingido o número máximo de 480 varreduras. O critério máximo de 480 varreduras foi definido considerando a aplicação pretendida no presente estudo (triagem auditiva) e os resultados obtidos durante os experimentos pilotos realizados no NEPEB (SANTOS *et al.*, 2010; ABDO *et al.*, 2012).

3.5 Pré-processamento

O módulo de bioamplificação foi ajustado com filtros passa-baixa de 300Hz e passa - alta de 30 Hz, filtro notch de 60 Hz. A frequência de amostragem foi 1.000 Hz. Os sinais foram divididos em trechos com a duração de 1,024 segundos e 1024 pontos (ROMÃO, 2009). Quando mais de 1% dos pontos de um trecho excedia o limiar visual que variou de 10 a 12 μ V, o trecho era removido e desconsiderado do processamento.

3.6 Detecção das MASSR

As técnicas ORD aplicadas para a detecção *on line* das respostas foram a MSC e o TFE. A janela temporal da MSC foi de 1,024 segundos (que coincide com o período do trecho). Por outro lado, para o TFE a janela temporal foi de 8 segundos e foram considerados 20 bins adjacentes. Essas técnicas tiveram esses parâmetros ajustados de acordo com o relatado nos trabalhos de Romão (2009), Zanutelli (2011) e Abdo (2012), com o objetivo de utilizar os detectores com o melhor desempenho (ROMÃO, 2009; ZANOTELLI, 2011; ABDO *et al.*, 2012).

Adotou-se nível de significância de 5% para ambas as técnicas.

3.7 Análise Estatística

Realizou-se a análise descritiva da amostra estudada, da variação do protocolo de estimulação e do tempo médio de registro.

Em seguida foi realizado o cálculo da correlação de Spearman entre as frequências testadas e a menor intensidade que evocou as MASSR.

A comparação entre as menores intensidades que evocaram as MASSR entre as frequências testadas foi realizada por meio do teste de Friedman com nível de significância de 5%, seguido da análise “*post hoc*” de Tukey-Kramer.

As porcentagens de detecção de cada uma das frequências testadas (500 Hz, 1000 Hz, 2000 Hz, 4000 Hz) considerando 23 indivíduos foram transformadas assintoticamente a uma distribuição normal segundo a equação (DANCEY; REIDY, 2007):

$$\arcsen\sqrt{x} \qquad \text{Eq. 8}$$

Onde x é a matriz de proporções (porcentagens) de detecção.

Em seguida, procedeu-se a aplicação do teste de normalidade de kolmogorov-Smirnov e realizou-se a ANOVA two way com nível de significância de 5%, para a comparação das porcentagens de detecção considerando como fatores as intensidades de estimulação e as frequências testadas e a técnica ORD utilizada e as frequências utilizadas.

Por fim, foram escolhidos os parâmetros de intensidade de estimulação, técnica ORD e critério passa/falha, a partir do desempenho dos parâmetros nas análises já descritas. Procedeu-se a realização dos cálculos dos verdadeiros negativos e dos falsos positivos em 6 protocolos de triagem auditiva simulados.

Capítulo 4 - RESULTADOS

Este capítulo retratará a descrição dos resultados obtidos e estará organizado em tópicos de acordo com a análise realizada.

4.1 Análise descritiva

Foram avaliadas 26 crianças ouvintes, sendo constatada audição dentro dos padrões de normalidade em toda a casuística. Entretanto, três registros de MASSR foram excluídos da análise de resultados em decorrência do deslocamento de eletrodos durante o registro.

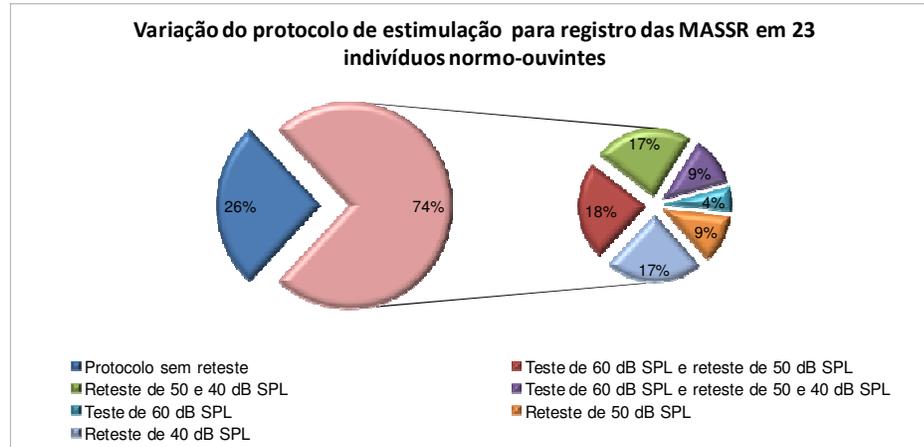
A casuística resultante (23 indivíduos) foi composta por 11 indivíduos do gênero masculino (48%) e 12 do gênero feminino (52%). Em todas as crianças foi possível avaliar ambas as orelhas.

A figura 3 descreve a variação do protocolo de estimulação e registro das MASSR em 23 indivíduos (Fig. 3. A) e o tempo médio de registro das MASSR por intensidade de estimulação (Fig. 3. B). A figura 3.A mostra que foi necessário pelo menos um reteste em 74% da amostra estudada. Na figura 3. B o tempo de registro aumentou nas menores intensidades, entretanto, a variabilidade nesses casos foi menor. Observa-se que o tempo médio para 50, 40 e 30 dB foi de 5,8, 7,4 e 8,2 minutos, respectivamente.

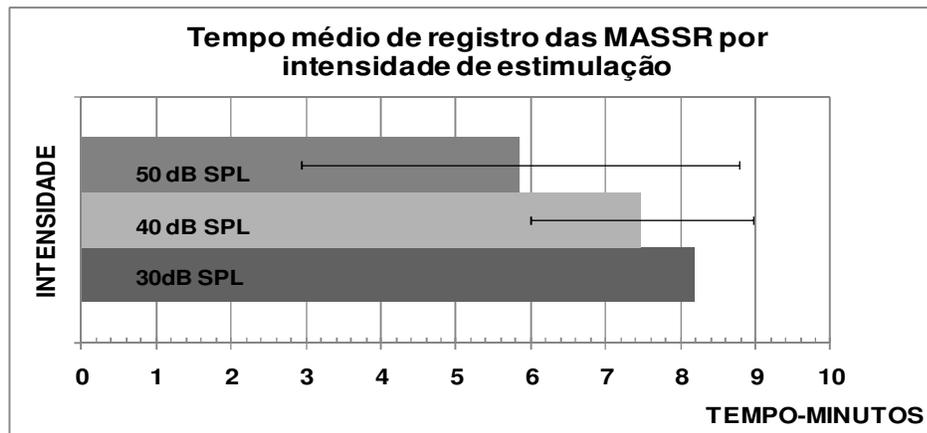
A figura 4 mostra a descrição das proporções de rejeições de artefatos nos registros das MASSR nas intensidades de 50, 40 e 30 dB SPL considerados para a análise de resultados, ou seja, incluindo os retestes. Os boxplots demonstram maior variabilidade da proporção na intensidade de 30 dB SPL, sendo que nas três intensidades testadas a proporção não superou 40% do registro total.

Figura 3: Descrição do protocolo de estimulação e registro das MASSR em 23 indivíduos normo-ouvintes em função das porcentagens de reteste e do tempo de registro por intensidade de estimulação.

3. A

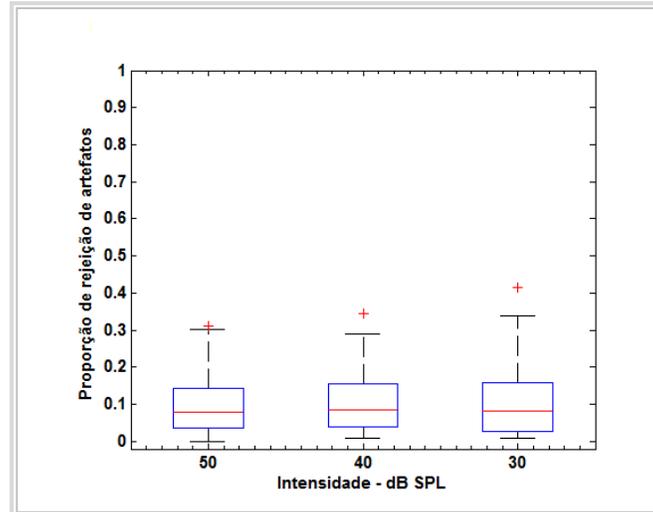


3. B



(A) Porcentagens dos protocolos de registro com e sem reteste nos 23 indivíduos segundo os critérios propostos de realização de reteste quando a intensidade de 50 dB SPL não apresentou resposta em todas as frequências ou quando uma intensidade menor apresentou presença de resposta, sendo que a maior intensidade havia apresentado resposta ausente. (B) Tempo médio de registro por intensidade de estimulação segundo o critério estabelecido de no Máximo 480 trechos ou presença em todas as frequências testadas.

Figura 4: Descrição das proporções de rejeições de artefatos nos registros das MASSR nas intensidades de 50, 40 e 30 dB SPL



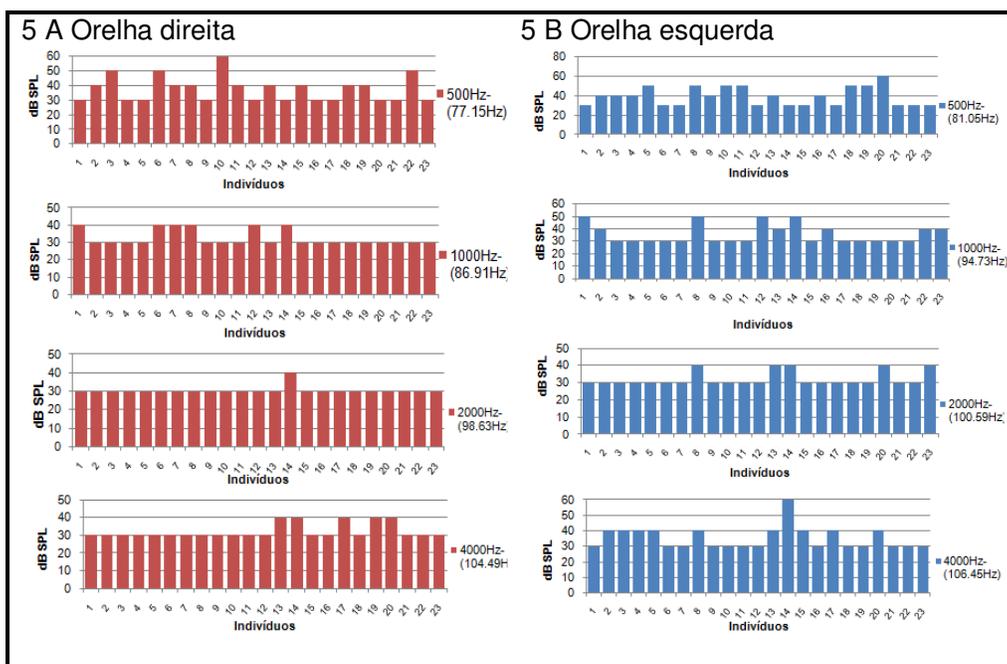
Proporções de rejeições de artefatos nos registros das MASSR nas intensidades de 50, 40 e 30 dB SPL considerados para a análise de resultados. O critério para remoção de artefatos foi o trecho exceder o limiar visual que variou de 10 a 12 μv acima de 1% dos pontos.

4.2 Menor intensidade de estimulação que evocou resposta (MASSR) nas diferentes frequências portadoras utilizando a MSC

A correlação de Spearman entre a menor intensidade de estimulação que evocou resposta (MASSR) e a frequência portadora foi calculada para respostas detectadas pela técnica MSC. A correlação obtida na orelha direita foi -0,307 com $p=0,002$ e na esquerda não obteve-se correlação significativa sendo igual a -0,189 com $p=0,070$.

A figura 5 descreve a menor intensidade de estimulação que evocou a MASSR em cada um dos 23 indivíduos detectadas pelas MSC na orelha direita e na esquerda. As frequências de 500 Hz e 1000 Hz apresentaram resposta em maiores intensidades, em contrapartida, a frequência de 2000 Hz apresentou respostas em menores intensidade e com menor variabilidade entre os indivíduos. A portadora de 4000 Hz apresentou intensidades próximas de 2000 Hz para a orelha direita.

Figura 5: Descrição da menor intensidade de estimulação que evocou as MASSR na frequências de 500 Hz, 1000 Hz, 2000 Hz e 4000 Hz detectadas pela técnica ORD MSC em ambas as orelhas em 23 indivíduos normo-ouvintes



As figuras 5A e 5B descrevem a menor intensidade (eixo das coordenadas) que evocou a MASSR na orelha direita (histogramas em vermelho) e esquerda (histogramas em azul) nos 23 indivíduos avaliados (eixo das abscissas). Cada uma das frequências foi descrita separadamente nos histogramas (vide legenda à direita).

A comparação da menor intensidade que evocou a MASSR entre frequências testadas é descrita nas Tabelas 1 e 2*. Essas intensidades foram ranqueadas e os ranks médios foram obtidos em cada uma das frequências para a aplicação do teste de Friedman com nível de significância de 5%.

O Teste de Friedman demonstrou que existe diferença das menores intensidades que evocaram as MASSR entre as frequências na orelha direita (tabela 1) com $p=0,003$ e na esquerda (tabela 2) com $p=0,019$.

*Estes resultados fazem parte do trabalho de conclusão do curso de graduação em fonoaudiologia (UFMG) da aluna Marcela Ferreira, co-orientada pela autora deste trabalho.

Tabela 1: Comparação da menor intensidade de estimulação que evocou resposta detectada pela técnica ORD MSC em cada uma das frequências testadas na orelha direita

Frequências	Ranks Médios	Teste de Friedman	
500Hz (77.15Hz)	3,04	N	23
1000Hz (86.91Hz)	2,48	Chi-quadrado	13,832
2000Hz (98.63Hz)	2,07	GL	3
4000Hz (104.49Hz)	2,41	p	0,003

GL: grau de liberdade; N: número de indivíduos. As frequências testadas são indicadas pela frequência portadora do tom AM que remete a via auditiva avaliada seguida da frequência modulante do tom AM que indica a componente espectral detectada no registro pela técnica ORD MSC.

Tabela 2: Comparação da menor intensidade de estimulação que evocou resposta detectada pela técnica ORD MSC em cada uma das frequências testadas na orelha esquerda.

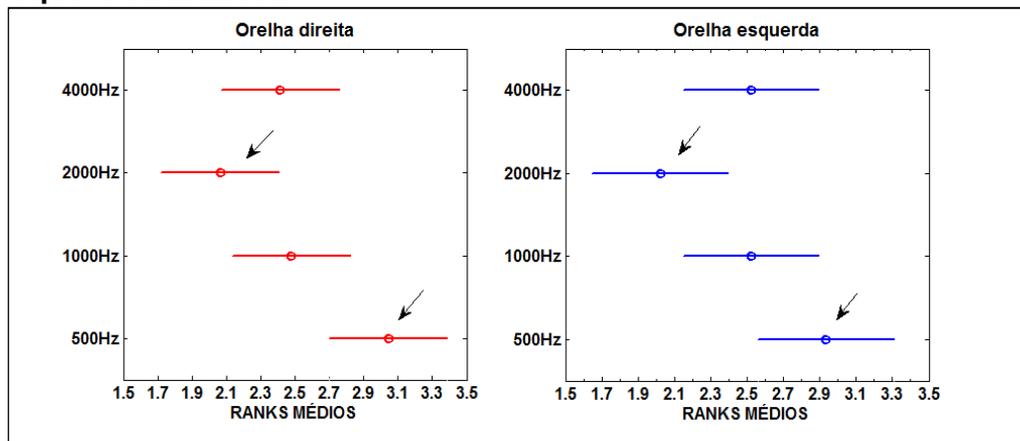
Frequências	Ranks Médios	Teste de Friedman	
500Hz (81.05Hz)	2,93	N	23
1000Hz (94.73Hz)	2,52	Chi-quadrado	9,918
2000Hz (100.59Hz)	2,02	GL	3
4000Hz (104.49Hz)	2,52	p	0,019

GL: grau de liberdade; N: número de indivíduos. As frequências testadas são indicadas pela frequência portadora do tom AM que remete a via auditiva avaliada seguida da frequência modulante do tom AM que indica a componente espectral detectada no registro pela técnica ORD MSC.

A figura 6* mostra a análise “*post hoc*” de Tukey-Kramer da comparação da menor intensidade de estimulação que evocou resposta em cada uma das frequências testadas. A análise demonstrou que a frequência de 500 Hz apresentou ranks significativamente maiores que a frequência de 2000 Hz em ambas as orelhas. Dessa maneira, a frequência de 500 Hz precisou de intensidades significativamente maiores para evocar a ASSR do que a frequência de 2000 Hz. Não foi observada diferenças entre a média dos ranks das outras frequências testadas.

*Estes resultados fazem parte do trabalho de conclusão do curso de graduação em fonoaudiologia (UFMG) da aluna Marcela Ferreira, co-orientada pela autora deste trabalho.

Figura 6: Análise “*post hoc*” de Tukey-kramer da comparação da menor intensidade de estimulação que evocou resposta em cada uma das frequências testadas

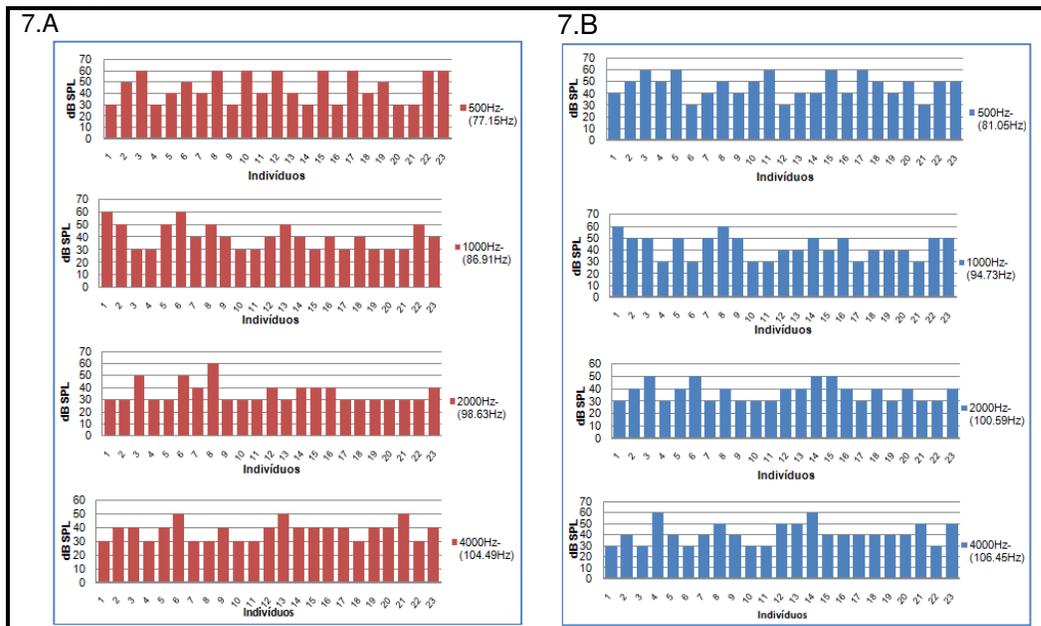


Os intervalos de confiança de 95% dos ranks médios da menor intensidade de estimulação que evocou resposta em cada uma das frequências testadas, detectadas pela técnica ORD MSC são mostrados no eixo das abscissas. As setas indicam as frequências que apresentaram ranks médios significativamente diferentes de uma ou mais das frequências testadas na orelha direita (em vermelho) e na orelha esquerda (em azul), pois os intervalos de confiança não coincidiram em pelo menos um ponto.

4.3 Menor intensidade de estimulação que evocou resposta (MASSR) nas diferentes frequências de portadora utilizando o TFE

A correlação entre a menor intensidade de estimulação que evocou resposta (MASSR) e a frequência da portadora utilizando a TFE foi de $-0,227$ ($p = 0,0029$) na orelha direita e $-0,246$ ($p = 0,0178$) na orelha esquerda. Assim como nas respostas detectadas pela MSC, as frequências de 500 Hz e 1000 Hz apresentaram resposta em maiores intensidades, por outro lado, a frequência de 2000 Hz apresentou respostas em menores intensidades e com menor variabilidade entre os indivíduos (Figura 7). O Teste de Friedman demonstrou que existe diferença das menores intensidades que evocaram as MASSR entre as frequências na orelha direita (Tabela 3), $p=0,039$. Resultado similar foi obtido para a orelha esquerda (Tabela 4), $p=0,006$.

Figura 7: Descrição da menor intensidade de estimulação que evocou as MASSR na frequências de 500 Hz, 1000 Hz, 2000 Hz e 4000 Hz detectadas pela técnica ORD TFE em ambas as orelhas em 23 indivíduos normo-ouvintes



As figuras 7A e 7B descrevem a menor intensidade (eixo das coordenadas) que evocou a MASSR na orelha direita (histogramas em vermelho) e esquerda (histogramas em azul) nos 23 indivíduos avaliados (eixo das abscissas). Cada uma das frequências testadas foi descrita separadamente em nos histogramas (vide legenda à esquerda).

Tabela 3: Comparação da menor intensidade de estimulação que evocou resposta detectada pela técnica ORD TFE em cada uma das frequências testadas na orelha direita

Frequências	Ranks Médios	Teste de Friedman	
500Hz (77.15Hz)	2,96	N	23
1000Hz (86.91Hz)	2,59	Chi-quadrado	8,360
2000Hz (98.63Hz)	2,04	GL	3
4000Hz (104.49Hz)	2,41	p	0,039

GL: grau de liberdade; N: número de indivíduos. As frequências testadas são indicadas pela frequência portadora do tom AM que remete a via auditiva avaliada seguida da frequência modulante do tom AM que indica a componente espectral detectada no registro pela técnica ORD TFE.

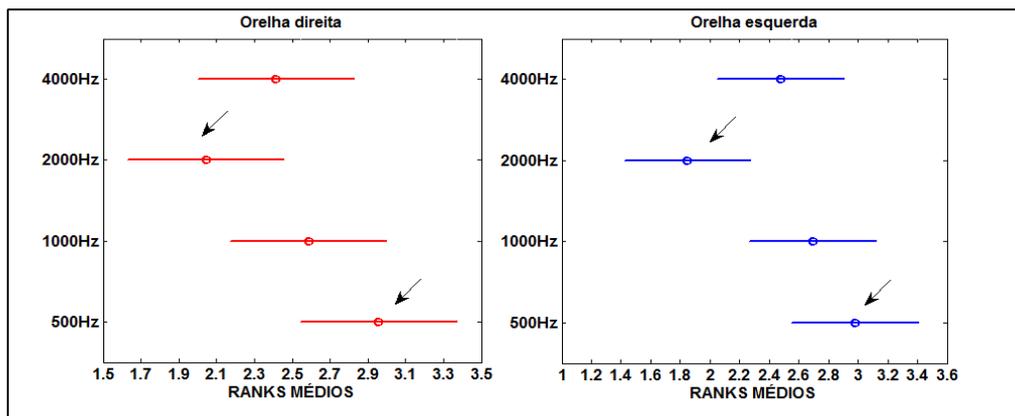
Tabela 4: Comparação da menor intensidade de estimulação que evocou resposta detectada pela técnica ORD TFE em cada uma das frequências testadas na orelha esquerda

Frequências	Ranks Médios	Teste de Friedman	
500Hz (81.05Hz)	2,98	N	23
1000Hz (94.73Hz)	2,70	Chi-quadrado	12,566
2000Hz (100.59Hz)	1,85	GL	3
4000Hz(104.49Hz)	2,48	p	0,006

GL: grau de liberdade; N: número de indivíduos. As frequências testadas são indicadas pela frequência portadora do tom AM que remete a via auditiva avaliada seguida da frequência modulante do tom AM que indica a componente espectral detectada no registro pela técnica ORD TFE.

A figura 8 mostra a análise “*post hoc*” de Tukey-Kramer da comparação que demonstrou que a frequência de 500 Hz apresentou ranks significativamente maiores que a frequência de 2000 Hz em ambas as orelhas. Dessa maneira, a frequência de 500 Hz precisou de intensidades significativamente maiores para evocar a ASSR do que a frequência de 2000 Hz. Não foi observada diferenças entre a média dos ranks das outras frequências testadas.

Figura 8: Análise “*post hoc*” de Tukey-Kramer da comparação da menor intensidade de estimulação que evocou resposta em cada uma das frequências testadas

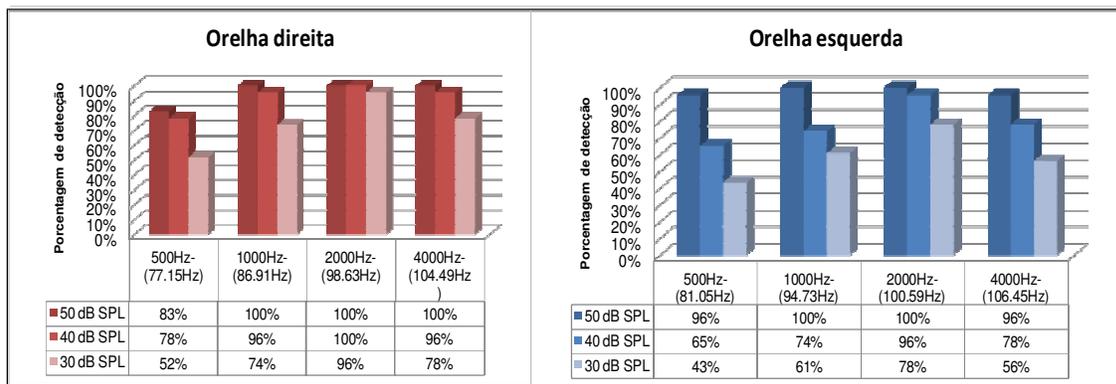


Os intervalos de confiança de 95% do ranks médios da menor intensidade de estimulação que evocou resposta em cada uma das frequências testadas, detectadas pela técnica ORD TFE são mostrados no eixo das abscissas. As setas indicam as frequências que apresentaram ranks médios significativamente diferentes de uma ou mais das frequências testadas na orelha direita (em vermelho) e na orelha esquerda (em azul), pois os intervalos de confiança não coincidiram em pelo menos um ponto.

4.4 Porcentagens de detecção para as diferentes intensidades e frequências da portadora utilizando MSC

A figura 9 mostra o número de vezes (expresso em porcentagem) que cada uma das frequências testadas (500 Hz, 1000 Hz, 2000 Hz e 4000 Hz) foi detectada nos 23 indivíduos nas intensidades de estimulação de 50, 40 e 30 dB SPL. A técnica ORD aplicada às respostas foi a MSC. A frequência de 2000 Hz apresentou porcentagens de detecção variando entre 78% e 100% nas três intensidades testadas em ambas as orelhas. Em contrapartida, a frequência de 500 Hz apresentou porcentagens superiores a 80 % somente na intensidade de 50 dB SPL. Nas demais intensidades as porcentagens de detecção da frequência variaram entre 40% e 78%. As frequências de 1000 Hz e 4000 Hz apresentaram porcentagens entre 55% e 100%.

Figura 9: Porcentagem de detecção das frequências testadas utilizando a técnica ORD MSC em função da intensidade de estimulação.



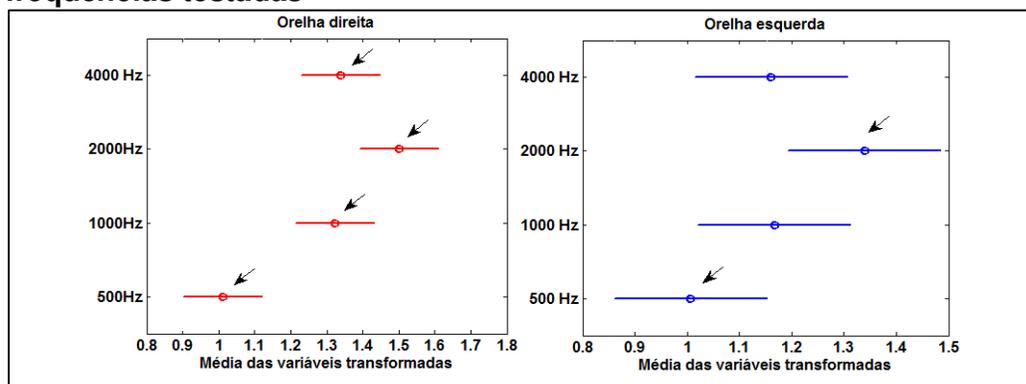
A figura descreve a frequências de aparecimento de cada uma das frequências testadas considerando os 23 indivíduos avaliados. As porcentagens de detecção (eixo das coordenadas) foram calculadas considerando-se o número máximo de aparecimento de cada frequência de 23 vezes, ou seja, a frequência foi detectada em todos os indivíduos avaliados. A tabela abaixo do gráfico reforça as porcentagens de detecção observadas em função das frequências testadas (eixo das abscissas) e das intensidades de estimulação.

Conforme foi explicitado no capítulo de métodos, as porcentagens de detecção foram transformadas (DANCEI; REIDY, 2007) para a aplicação da ANOVA two way com nível de significância de 5%. Na orelha direita a ANOVA constatou que, tanto ao se considerar a intensidade de estimulação como fator quanto a frequência testada, existe diferença estatisticamente significativa com

valores de p iguais a 0,0014 e 0,0010 respectivamente. A ANOVA realizada nos registros da orelha esquerda também evidenciou o mesmo comportamento, obtendo-se o valor de p considerando o fator intensidade de estimulação igual a 0,0007 e o fator frequência testada igual a 0,0415.

As figuras 10 e 11 mostram a análise “*post hoc*” com tukey-kramer da ANOVA para nível de significância de 5%. Na figura 8 o fator considerado foi frequência testada, ficando evidente que 500 Hz apresentou médias transformadas significativamente menores que as frequências de 1000 Hz, 2000 Hz e 4000 Hz sendo que estas frequências não diferiram entre si na orelha direita. Por outro lado, a orelha esquerda na frequência de 500 Hz apresentou médias transformadas significativamente menores do que a frequência de 2000 Hz somente. As frequências de 1000 Hz e 4000 Hz não diferiram significativamente das demais. Dessa maneira 500 Hz apresentou porcentagens de detecção significativamente menores que as demais frequências na orelha direita e que 2000 Hz na orelha esquerda.

Figura 10: Análise “*post hoc*” de Tukey-Kramer da comparação da porcentagem de detecção utilizando a técnica ORD MSC entre as frequências testadas

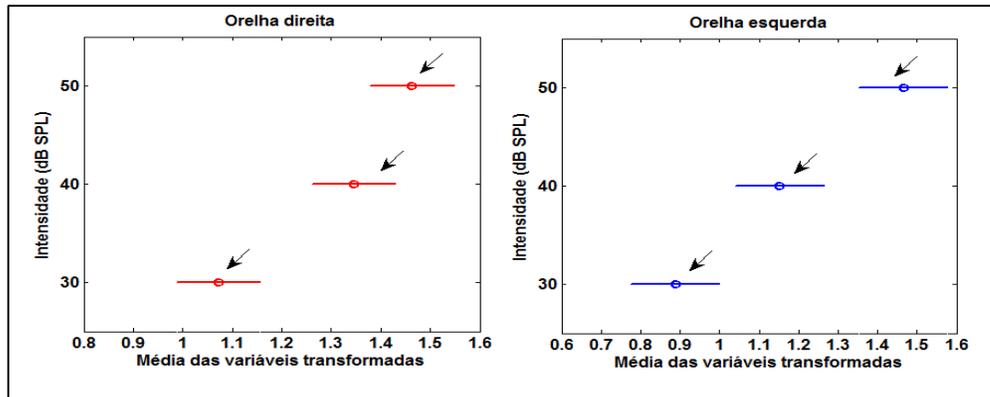


Os intervalos de confiança de 95% das médias das variáveis (porcentagem de detecção) transformadas utilizando a técnica ORD MSC são mostrados no eixo das abscissas. As setas indicam as frequências que apresentaram médias transformadas significativamente diferentes de uma ou mais das frequências testadas na orelha direita (em vermelho) e na orelha esquerda (em azul), pois os intervalos de confiança não coincidiram em pelo menos um ponto.

Na figura 11 o fator considerado foi a intensidade, ficando evidente que 30 dB SPL apresentou médias significativamente menores (menores porcentagens de detecção) que as intensidades de 40 dB SPL e 50 dB SPL sendo que estas intensidades não diferiram entre si. Por outro lado, na orelha

esquerda a intensidade de 30 dB SPL apresentou média significativamente menor a 40 dB SPL que por sua vez foi menor que 50 dB SPL.

Figura 11: Análise “post hoc” de Tukey-Kramer da comparação da porcentagem de detecção utilizando a técnica ORD MSC entre as intensidades testadas

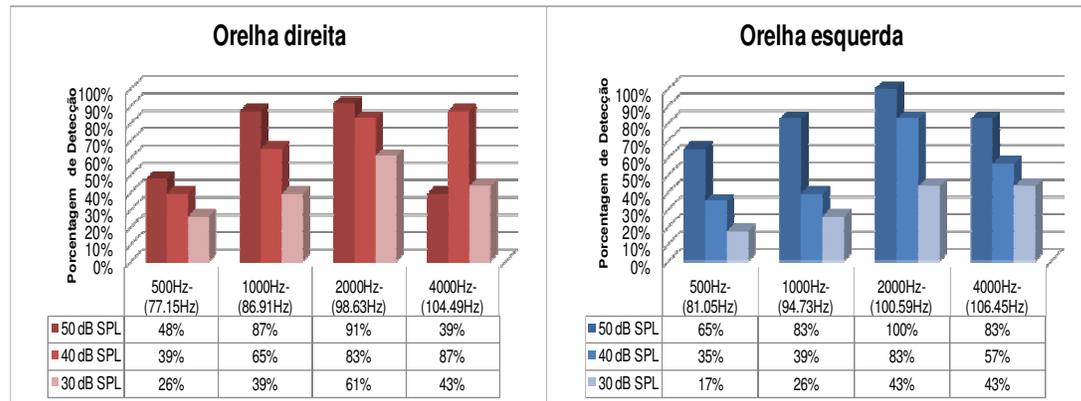


Os intervalos de confiança de 95% das médias das variáveis (porcentagem de detecção) transformadas utilizando a técnica ORD MSC são mostrados no eixo das abscissas. As setas indicam as intensidades que apresentaram médias transformadas significativamente diferentes na orelha direita (em vermelho) e na orelha esquerda (em azul), pois os intervalos de confiança não coincidiram em pelo menos um ponto.

4.5 Porcentagens de detecção para as diferentes intensidades e frequências da portadora utilizando TFE

Análise similar ao descrito acima foi realizado para a técnica TFE. A frequência de 2000 Hz apresentou porcentagens de detecção entre 60% e 100% nas três intensidades em ambas as orelhas (Figura 12). Em contra partida, a frequência de 500 Hz não apresentou porcentagens superiores a 65 % nas três intensidades. As frequências de 1000 Hz e 4000 Hz apresentaram porcentagens entre 40% e 80%. Nota-se maior variabilidade das porcentagens de detecção entre as intensidades na mesma frequência se comparadas quando a MSC foi utilizada (Figura 9).

Figura 12: Porcentagem de detecção das frequências testadas utilizando a técnica ORD TFE em função da intensidade de estimulação



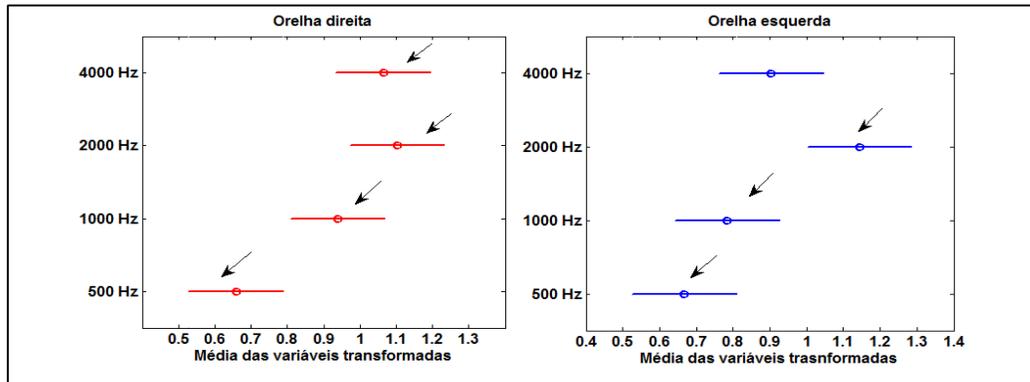
A figura descreve a frequência de aparecimento de cada uma das frequências testadas considerando os 23 indivíduos avaliados. As porcentagens de detecção (eixo das coordenadas) foram calculadas considerando-se o número máximo de aparecimento de cada frequência de 23 vezes, ou seja, a frequência foi detectada em todos os indivíduos avaliados. A tabela abaixo do gráfico reforça as porcentagens de detecção observadas em função das frequências testadas (eixo das abscissas) e as intensidades de estimulação.

As porcentagens de detecção descritas na figura 12 foram transformadas e submetidas a ANOVA two way. Na orelha direita a ANOVA constatou que tanto ao se considerar a intensidade de estimulação como fator quanto a frequência testada existe diferença estatisticamente significativa com valores de p iguais a 0,0038 e 0,0018 respectivamente. A ANOVA realizada nos registros da orelha esquerda também evidenciou o mesmo comportamento, obtendo-se o valor de p considerando o fator intensidade de estimulação igual a 0,0055 e para o fator frequência testada igual a 0,0004.

As figuras 13 e 14 mostram a análise “*post hoc*” de Tukey-Kramer da ANOVA descrita acima. Na figura 11 o fator considerado foi frequência testada, ficando evidente que 500 Hz apresentou médias significativamente menores que as demais frequências testadas na orelha direita, devendo ser ressaltado que as frequências de 1000 Hz, 2000 Hz e 4000 Hz não diferiram estatisticamente entre si. Por outro lado, na orelha esquerda as frequências de 500 Hz e 1000 Hz apresentaram médias significativamente menores do que a frequência de 2000 Hz, não diferindo entre si. A frequência de 4000 Hz não apresentou diferença significativa das demais frequências testadas. Dessa maneira 500 Hz apresentou porcentagens de detecção significativamente menores que as

demais frequências na orelha direita e que 2000 Hz na orelha esquerda. A frequência de 1000 Hz apresentou porcentagens de detecção significativamente menores que a frequência de 2000 Hz somente na orelha esquerda.

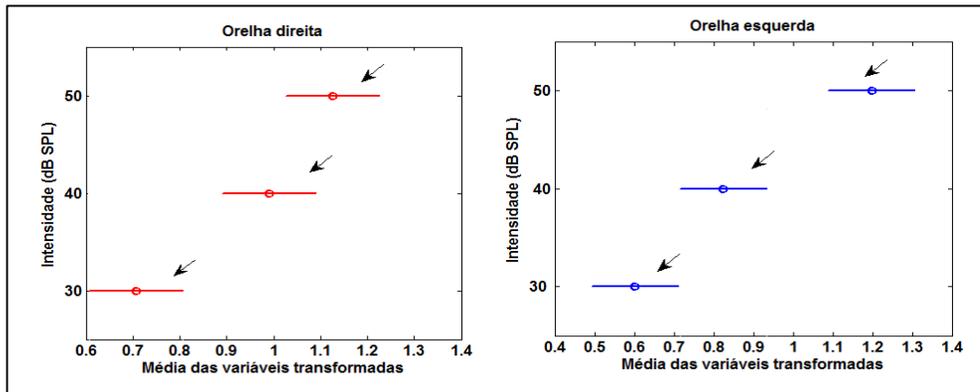
Figura 13: Análise “*post hoc*” de Tukey-Kramer da comparação da porcentagem de detecção utilizando a técnica ORD TFE entre as frequências testadas



Os intervalos de confiança de 95% da médias das variáveis (porcentagem de detecção) transformadas utilizando a técnica ORD TFE são mostrados no eixo das abscissas. As setas indicam as frequências que apresentaram médias transformadas significativamente diferentes de uma ou mais das frequências testadas na orelha direita (em vermelho) e na orelha esquerda (em azul), nesse caso os intervalos não coincidiram em pelo menos um ponto.

Considerando a intensidade como fator (figura 12) obteve-se para a orelha direita que 30 dB SPL apresenta significativamente menores porcentagens de detecção, sendo que 40 e 50 dB SPL não apresentaram diferença significativa entre si. Na orelha esquerda resultado similar foi obtido, porém a intensidade de 40 dB SPL apresentou significativamente menores porcentagens de detecção que 50 dB SPL.

Figura 14: Análise “*post hoc*” de Tukey-Kramer da comparação da porcentagem de detecção utilizando a técnica ORD TFE entre as intensidades testadas.



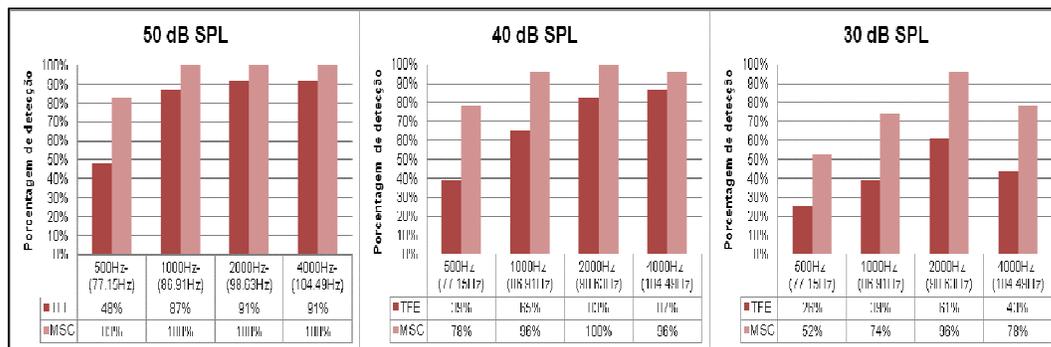
Os intervalos de confiança de 95% das médias das variáveis (porcentagem de detecção) transformadas utilizando a técnica ORD TFE são mostrados no eixo das abscissas. As setas indicam as intensidades que apresentaram médias transformadas significativamente diferentes de uma ou mais das intensidades testadas na orelha direita (em vermelho) e na orelha esquerda (em azul), nesse caso os intervalos de confiança não coincidiram em pelo menos um ponto.

4.6 Análise comparativa da MSC e do TFE

4.6.1 Orelha direita

A figura 15 mostra o número de vezes (expresso em porcentagem) que cada uma das frequências testadas (500 Hz, 1000 Hz, 2000 Hz e 4000 Hz) foi detectada nos 23 indivíduos nas intensidades de estimulação de 50, 40 e 30 dB SPL utilizando as técnicas MSC e TFE na orelha direita. Nota-se que a MSC apresentou porcentagens de detecção superiores em todas as frequências e intensidades testadas. Nas intensidades de 40 e 30 dB SPL essa diferença torna-se mais evidente. A frequência de 2000 Hz apresentou porcentagens de detecção em variando entre 60% e 100% nas três intensidades testadas, sendo portanto, a frequência com maiores porcentagens de detecção independente da técnica ORD adotada. Por outro lado, a frequência de 500 Hz apresentou porcentagens entre 26 e 83 %, apresentam-se, mais uma vez, como a frequência com menores porcentagens de detecção. As frequências de 1000 Hz e 4000 Hz apresentaram porcentagens entre 40% e 100%.

Figura 15: Porcentagem de detecção das frequências testadas utilizando a nas intensidades de 50 dB SPL, 40 dB SPL e 30 dB SPL em função da técnica ORD utilizada na orelha direita

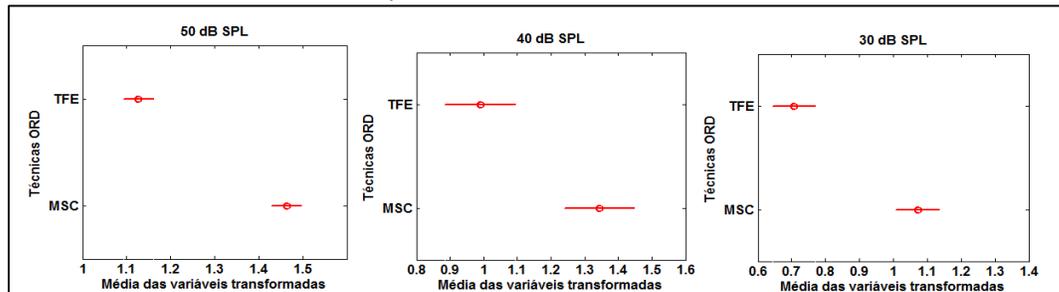


A figura descreve a frequência de aparecimento de cada uma das frequências testadas considerando os 23 indivíduos avaliados. As porcentagens de detecção (eixo das coordenadas) foram calculadas considerando-se o número máximo de aparecimento de cada frequência de 23 vezes, ou seja, a frequência foi detectada em todos os indivíduos avaliados. A tabela abaixo do gráfico reforça as porcentagens de detecção observadas em função das frequências testadas (eixo das abscissas) e as técnicas ORD utilizadas na orelha direita.

As porcentagens de detecção descritas na figura 15 foram transformadas e submetidas a ANOVA two way. Na orelha direita a ANOVA constatou que existe diferença entre as médias transformadas das técnicas ORD utilizadas (TFE e MSC) nas intensidades de 50 dB SPL, 40 dB SPL e 30 dB SPL com valores de p iguais a 0,0005; 0,0122; 0,0027 respectivamente. Os dados referem-se somente à orelha direita. Quando considerou-se o fator frequência testada ficou demonstrado que existe diferença entre as médias transformadas das frequências testadas pareadas por técnica ORD utilizada, com valores de p iguais a 0,0014 na intensidade de 50 dB SPL, 0,0440 na intensidade de 40 dB SPL e 0,0150 na intensidade de 30 dB SPL.

A figura 16 mostra a análise “*post hoc*” de Tukey-Kramer da ANOVA, considerando-se a técnica ORD utilizada como fator. A análise “*post hoc*” demonstrou que a MSC apresentou médias transformadas significativamente maiores que o TFE nas três intensidades testadas. Assim sendo, a MSC apresentou porcentagens significativamente maiores que o TFE nas três intensidades testadas.

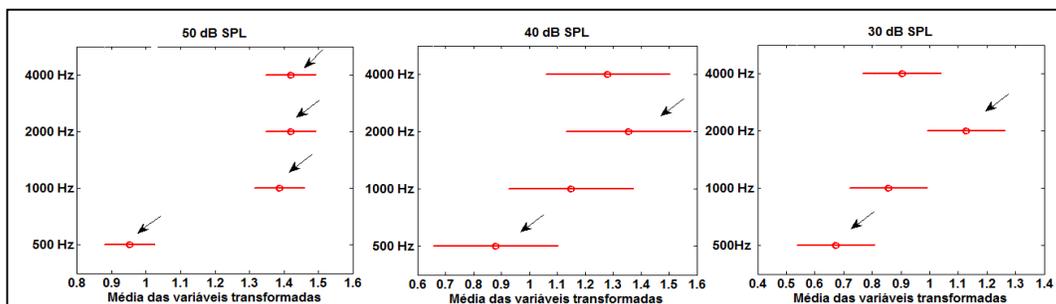
Figura 16: Análise “post hoc” de Tukey-Kramer da comparação da porcentagem de detecção entre as técnicas ORD TFE e MSC nas intensidades de 50 dB SPL, 40 dB SPL e 30 dB SPL na orelha direita



Os intervalos de confiança de 95% das médias das variáveis (porcentagem de detecção) transformadas das técnicas ORD utilizadas, pareadas por frequência testada são mostrados no eixo das abscissas. Os intervalos de confiança que não coincidem em pelo menos um ponto indicam que existe diferença entre as variáveis analisadas.

Considerando-se a orelha direita e a frequência como fator (figura 15) e pareando as técnicas, a análise “*post hoc*” mostra que a porcentagem de detecção da frequência de 500 Hz é significativamente menor que as outras frequências na intensidade de 50 dB SPL, sendo que para as intensidades de 40 e 30 dB SPL esta diferença ocorre somente para 2000 Hz.

Figura 17: Análise “post hoc” de Tukey-Kramer da comparação da porcentagem de detecção entre as frequências e intensidades de 50 dB SPL, 40 dB SPL e 30 dB SPL na orelha direita

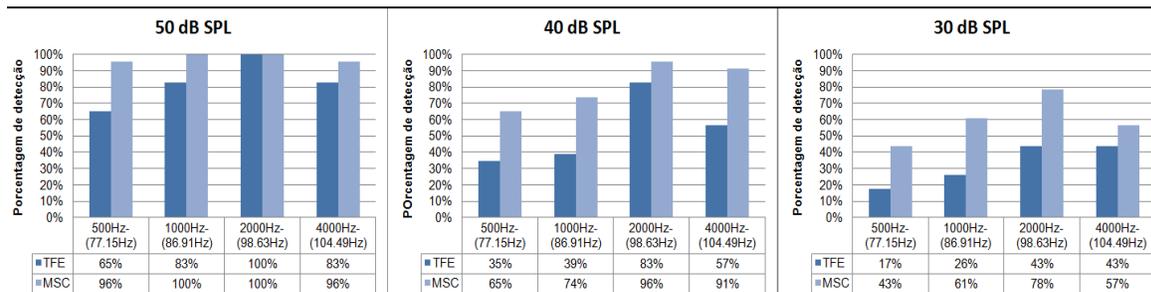


Os intervalos de confiança de 95% das médias das variáveis (porcentagem de detecção) transformadas pareadas pela técnica ORD utilizada são mostrados no eixo das abscissas. As setas indicam as frequências que apresentaram médias transformadas significativamente diferentes de uma ou mais das frequências testadas na orelha direita nas intensidades de 50 dB SPL, 40 dB SPL e 30 dB SPL, nesses casos os intervalos de confiança não coincidem em pelo menos um ponto.

4.6.2 Orelha esquerda

Em seguida, procedeu-se a análise dos dados da orelha esquerda. A figura 18 mostra novamente que a MSC apresentou percentagens de detecção superiores em todas as frequências e intensidades testadas. Nas intensidades de 40 e 30 dB SPL essa diferença também se tornou mais destacada. A frequência de 2000 Hz apresentou percentagens de detecção entre 40% e 100% nas três intensidades testadas, sendo portanto, a frequência com maiores percentagens de detecção independente da técnica ORD adotada. Por outro lado, a frequência de 500 Hz apresentou percentagens entre 17% e 96 %, sendo mais uma vez a frequência com menores percentagens de detecção. As frequências de 1000 Hz e 4000 Hz apresentaram percentagens entre 26% e 100%.

Figura 18: Percentagem de detecção das frequências testadas utilizando a nas intensidades de 50 dB SPL, 40 dB SPL e 30 dB SPL em função da técnica ORD utilizada na orelha esquerda



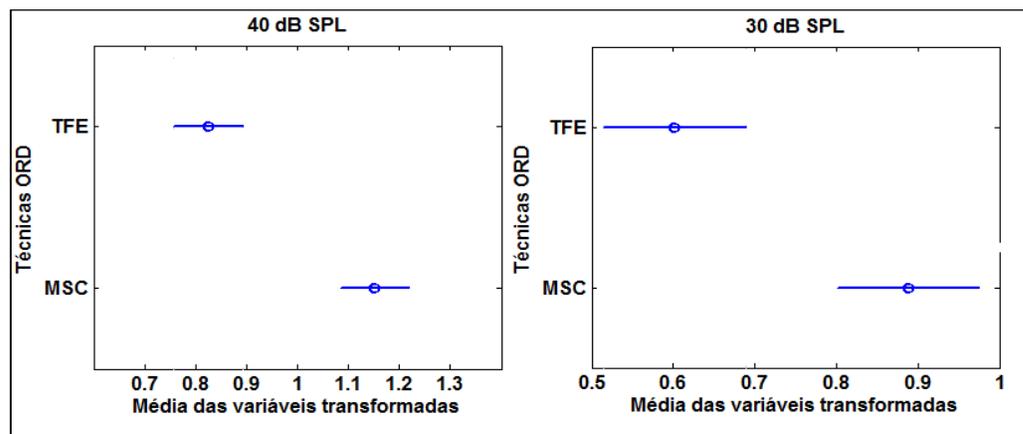
A figura descreve a frequências de aparecimento de cada uma das frequências testadas considerando os 23 indivíduos avaliados. As percentagens de detecção (eixo das coordenadas) foram calculadas considerando-se o número máximo de aparecimento de cada frequência de 23 vezes, ou seja, a frequência foi detectada em todos os indivíduos avaliados. A tabela abaixo do gráfico das técnicas ORD utilizadas (TFE e MSC) na intensidade de 50 dB SPL reforça as percentagens de detecção observadas em função das frequências testadas (eixo das abscissas) e as técnicas ORD utilizadas na orelha esquerda.

As percentagens de detecção descritas na figura 18 foram transformadas e submetidas a ANOVA two way. A ANOVA indica que não existe diferença entre as médias transformadas (valor de $p = 0,0779$). Em contra partida nas intensidades 40 dB SPL e 30 dB SPL os valores de p obtidos foram 0,0045 e 0,0135 respectivamente, demonstrando que nessas duas intensidades existe diferença significativa. A comparação estatística considerando o fator

frequências pareado pelas técnicas ORD mostrou que nas intensidades de 50 dB SPL e 30 dB SPL não existe diferença significativa entre as frequências ($p=0,1861$ e $0,0825$). Por outro lado, na intensidade de 40 dB SPL se observou diferença significativa ($p=0,0129$).

A figura 19 mostra a análise “*post hoc*” de Tukey-Kramer da ANOVA, considerando-se a técnica ORD utilizada como fator. A análise “*post hoc*” demonstrou que a MSC apresentou porcentagens de detecção significativamente maiores que o TFE nas intensidades de 40 dB SPL e 30 dB SPL.

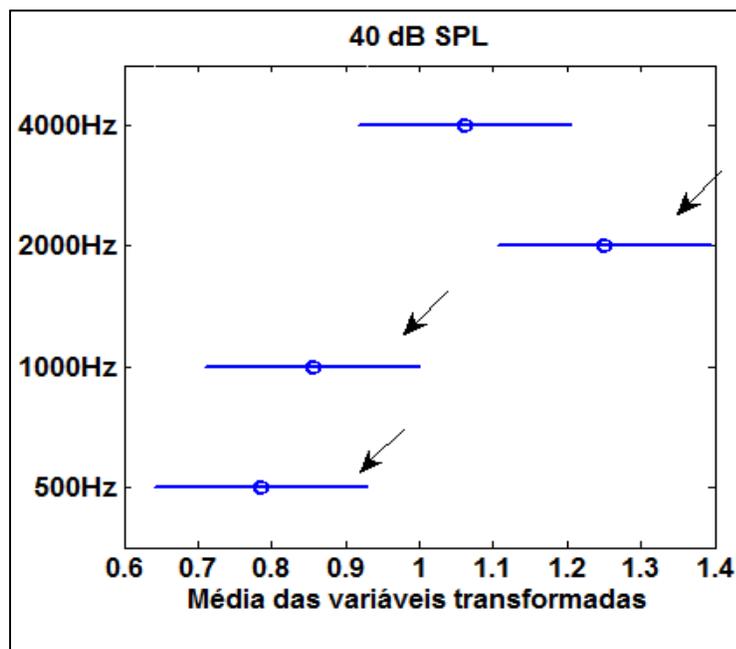
Figura 19: Análise “*post hoc*” de Tukey-Kramer da comparação da porcentagem de detecção entre as técnicas ORD TFE e MSC nas intensidades de 40 dB SPL e 30 dB SPL na orelha esquerda.



Os intervalos de confiança de 95% das médias das variáveis (porcentagem de detecção) transformadas das técnicas ORD utilizadas, pareadas por frequência testada são mostrados no eixo das abscissas. Os intervalos de confiança que não coincidem em pelo menos um ponto indicam que existe diferença entre as variáveis analisadas.

A figura 20 mostra a análise “*post hoc*” de tukey-kramer da ANOVA, considerando-se a frequência testada como fator pareada com a técnica ORD. As frequências de 500Hz e 1000Hz apresentaram porcentagens de detecção significativamente menores que a frequência de 2000Hz na intensidade de 40 dB SPL.

Figura 20: Análise “post hoc” de Tukey-Kramer da comparação da porcentagem de detecção entre as frequências testadas na intensidade de 40 dB SPL na orelha esquerda



Os intervalos de confiança de 95% das médias das variáveis (porcentagem de detecção) transformadas pareadas pela técnica ORD utilizada são mostrados no eixo das abscissas. As setas indicam as frequências que apresentaram médias transformadas significativamente diferentes de uma ou mais das frequências testadas na orelha esquerda na intensidade de 40 dB SPL, nesses casos os intervalos de confiança não coincidem em pelo menos um ponto.

4.7 Simulação de protocolos

A partir das análises realizadas acima foram simulados 6 possíveis protocolos de triagem auditiva utilizando as MASSR, elegendo-se uma intensidade de estimulação e determinando como critério passa/falha a presença em grupos específicos de frequências até o máximo de 8 minutos de registro. Calculou-se a porcentagem de falsos positivos e de verdadeiros negativos, visto que a casuística estudada é composta exclusivamente por indivíduos com audição dentro dos padrões de normalidade. Esses resultados estão dispostos nas tabelas 5 (orelha direita) e 6 (orelha esquerda).

Na orelha direita observa-se maiores valores de VN (100%) para o protocolo 3 e os menores valores foram observados nos protocolos 2 e 6 (78%)

(Tabela 5), enquanto que, na orelha esquerda os protocolos 3 e 5 apresentaram os maiores VN (96%) e o protocolo 6 apresentou o menor (61%) (Tabela 6).

Tabela 5: Descrição dos protocolos de triagem auditiva simulados utilizando as MASSR na orelha direita

Protocolos	Intensidade de estimulação	Critério passa/falha	Verdadeiros negativos	Falsos Positivos
Protocolo 1	50 dB SPL	Presença em 500 Hz, 1000 Hz, 2000 Hz, 4000 Hz	83%	17%
Protocolo 2	40 dB SPL	Presença em 500 Hz, 1000 Hz, 2000 Hz, 4000 Hz	78%	22%
Protocolo 3	50 dB SPL	Presença em 1000 Hz, 2000 Hz, 4000 Hz	100%	0%
Protocolo 4	40 dB SPL	Presença em 1000 Hz, 2000 Hz, 4000 Hz	96%	4%
Protocolo 5	50 dB SPL	Presença em 500 Hz, 2000 Hz	83%	17%
Protocolo 6	40 dB SPL	Presença em 500 Hz, 2000 Hz	78%	22%

Tabela 5: A tabela descreve os protocolos simulados (1 a 6 - primeira coluna), a partir da intensidade de estimulação (segunda coluna) e do critério passa/falha (terceira coluna). As quarta e quinta colunas mostram a porcentagem de verdadeiros negativos (VN) e de falsos positivos, calculadas considerando os 23 indivíduos com audição dentro dos padrões de normalidade. A técnica ORD escolhida foi a MSC.

Tabela 6: Descrição dos protocolos de triagem auditiva simulados utilizando as MASSR na orelha esquerda

Protocolos	Intensidade de estimulação	Critério passa/falha	Verdadeiros negativos	Falsos Positivos
Protocolo 1	50 dB SPL	Presença em 500 Hz, 1000 Hz, 2000 Hz, 4000 Hz	91%	9%
Protocolo 2	40 dB SPL	Presença em 500 Hz, 1000 Hz, 2000 Hz, 4000 Hz	70%	30%
Protocolo 3	50 dB SPL	Presença em 1000 Hz, 2000 Hz, 4000 Hz	96%	4%
Protocolo 4	40 dB SPL	Presença em 1000 Hz, 2000 Hz, 4000 Hz	70%	30%
Protocolo 5	50 dB SPL	Presença em 500 Hz, 2000 Hz	96%	4%
Protocolo 6	40 dB SPL	Presença em 500 Hz, 2000 Hz	61%	39%

Tabela 6: A tabela descreve os protocolos simulados (1 a 6 - primeira coluna), a partir da intensidade de estimulação (segunda coluna) e do critério passa/falha (terceira coluna). As quarta e quinta colunas mostram a porcentagem de verdadeiros negativos (VN) e de falsos positivos, calculadas considerando os 23 indivíduos com audição dentro dos padrões de normalidade. A técnica ORD escolhida foi a MSC.

Capítulo 5 - DISCUSSÃO

Este capítulo tratará da discussão dos resultados obtidos com a literatura e estará organizado em tópicos. Durante a realização da pesquisa observou-se escassez de trabalhos que compartilhassem do mesmo objetivo. Além disso, ainda existe pouco consenso sobre protocolos de diagnóstico clínico utilizando as MASSR (JCHT, 2007; RODRIGUES; LEWIS, 2010). Em geral, os estudos têm apontado esta técnica como promissora no diagnóstico audiológico complementar, sendo necessário o aprimoramento para a utilização na rotina clínica. Entretanto, os estudos divergem consideravelmente em aspectos metodológicos impedindo uma comparação substancial entre eles (LINS, 2002; PICTON *et al.*, 2003; KOMAZEC *et al.*, 2010; RODRIGUES; LEWIS, 2010).

5.1 Condições de Registro

Embora 26 indivíduos tenham sido avaliados e diagnosticados com audição dentro dos padrões de normalidade, três registros precisaram ser excluídos da análise de resultados devido ao deslocamento de eletrodos e a contaminação do registro por artefatos eletromiográficos. A movimentação excessiva desses indivíduos foi a principal causa (PICTON *et al.*, 2003; 2007). Dessa maneira muitos trechos do registro foram descartados o que comprometeu a detecção das respostas (AZEVEDO, 2005). A contaminação por artefatos eletromiográficos foi relatada por Picton (2003) em decorrência do posicionamento do eletrodo referência abaixo da linha do cabelo. Mesmo assim, a maioria dos estudos reporta o uso dessa configuração de eletrodos, pois a amplitude das respostas é maior devido ao tamanho do dipolo elétrico (PICTON *et al.*, 2003).

As figuras 3 e 4 sugerem que a realização dos retestes não afetou a análise das respostas e, portanto, podem ser adotados em caso de registros incoerentes de mais de uma intensidade ou nos casos de conflito com os resultados de outros instrumentos diagnósticos objetivos ou comportamentais. Saliencia-se que o gráfico 4 demonstrou que os retestes contribuíram para que os registros apresentassem números de trechos semelhantes, eliminando a possibilidade de falsos positivos (resposta não detectada em indivíduo com audição normal) devido a baixa RSR. A realização de reteste durante a

avaliação auditiva eletrofisiológica é bastante reportada no PEATE para avaliar a reprodutibilidade das ondas (BICABE *et al.*, 2001). No caso das MASSR, essa prática é pouco referida, mas é justificada pela própria natureza da resposta avaliada. O potencial evocado é a atividade elétrica encefálica em resposta a um estímulo sincronizada em fase e tempo. Por apresentar amplitude muito inferior a do EEG espontâneo apresenta baixa RSR, assim necessita-se da aplicação de técnicas de processamento de sinais para a sua detecção (DOBIE; WILSON, 1996; AZEVDO, 2005). Dessa maneira, alterações no estado de relaxamento do indivíduo podem acarretar modificações na amplitude do EEG de fundo que resultariam no aumento do número de trechos descartados comprometendo a detecção das respostas.

5.2 Assimetria de respostas

A correlação de Spearman entre a menor intensidade que eliciou resposta e as frequências testadas sugeriu comportamento distinto entre as orelhas, tanto para as respostas detectadas pela MSC quanto para as respostas detectadas pelo TFE. Espera-se simetria entre as MASSR das orelhas, considerando que as estruturas geradoras das respostas se localizam no tronco encefálico e que todos os indivíduos apresentavam audição dentro dos padrões de normalidade (NEVES; SCHOCHAT, 2005). Entretanto, alguns trabalhos constataram amplitude das MASSR significativamente maiores na orelha estimulada com frequência modulante superior a 90 Hz e portadora inferior a 2000 Hz em intensidades moderadas (40 – 70dB SPL) e nas mais elevadas (maiores que 70 dB SPL). Acredita-se que esse comportamento está associado ao fato do grupo de neurônios responsivos à estimulação binaural apresentarem entradas que são mais excitadas com maiores taxas de modulação (PICTON *et al.*, 2007). No entanto, os resultados obtidos na orelha esquerda discordam destes achados (Figuras 9 e 12), onde a frequência portadora de 1000 Hz foi modulada a uma taxa de 94,73 Hz e apresentou porcentagem de detecção menor que a frequência de 1000 Hz modulada a 86,91 Hz na orelha direita. Deve ser ressaltado, que no presente estudo utilizou-se a taxa de detecção entre os indivíduos (do TFE ou MSC), enquanto que o outro estudo empregou a amplitude da FFT nas frequências que correspondem às respostas.

Outros trabalhos relatam a importância de se considerar as condições ambientais do local onde são realizados os exames, bem como o posicionamento dos indivíduos no momento do registro (LINS, 2002). No presente estudo, a sala localizava-se ao lado do pátio da escola e oferecia somente uma possibilidade de posicionamento do *setup* de registro: os indivíduos foram posicionados em decúbito dorsal com a orelha esquerda voltada para a parede ao lado do pátio. Embora o ruído ambiental tenha sido controlado de acordo com a recomendação do fabricante dos fones de ouvido, não é possível afirmar se as duas orelhas foram igualmente afetadas. Sabe-se que o ruído ambiental apresenta energia concentrada em componentes de baixa frequência (LINS, 2002) dessa forma, a frequência de 500 Hz pode ter sido afetada necessitando de maiores intensidades de estimulação para eliciar resposta. Esta frequência apresentou as menores porcentagens de detecção em ambas as orelhas, sendo que maior variabilidade na detecção e na intensidade foi observada na orelha esquerda, que pode ter sido resultante da exposição de maior ruído ambiental durante o registro (Figuras 5,6,7,8,9,10,11,15,18,20).

Deve-se salientar que a exposição assimétrica das orelhas ao ruído ambiental pode justificar a assimetria da correlação observada nas respostas detectadas pela MSC (Figura 5), tendo em vista, que este é um detector que considera a fase e a amplitude na identificação da resposta (DOBIE; WILSON, 1996; FÉLIX, 2006; ZANOTELLI, 2011). Portanto, um som não sincronizado ativando a membrana basilar em conjunto com o estímulo pode acarretar em diminuição dessa correlação. Em contrapartida, no caso das respostas detectadas pelo TFE (Figura 7) a energia de bins adjacentes a 500 Hz pode ter sido aumentada pela presença de sons de baixa frequência (ruído ambiental) fazendo com as repostas fossem detectadas somente em intensidades mais elevadas, quando a energia do bin onde se procura a resposta é maior (DOBIE; WILSON, 1996; LINS, 2002; FÉLIX, 2006; MIRANDA DE SÁ; FÉLIX, 2007; ZANOTELLI, 2011).

A necessidade de realização da testagem da intensidade de 60 dB SPL em 30% da amostra (Figura 3) também pode ser atribuída ao ruído ambiental, visto que, as respostas na frequência de 500 Hz apresentaram-se mais ausentes e a literatura relata limiares auditivos eletrofisiológicos utilizando as MASSR entre 15 e 50 dB SPL (JOHN *et al.*, 2004; MAANEN; STAPELLS, 2009).

5.3 Análise das respostas em função da frequência portadora

A diferença de comportamento entre as orelhas justificou a realização de testes que analisassem cada uma, separadamente, identificando as menores intensidades em que foram detectadas respostas. O teste de Friedman constatou diferença estatisticamente significativa entre as frequências nas duas orelhas tanto para as respostas detectadas pela MSC quanto para as detectadas pelo TFE (Tabelas 1,2,3 e 4).

A análise “*post hoc*” constatou em ambas as orelhas que a frequência de 500 Hz foi detectada em intensidades de estimulação mais elevadas que 2000 Hz (Figuras 6 e 8). A constatação da frequência de 500 Hz como pior frequência também foi demonstrada em outros estudos (LINS, 2002; PICTON *et al.*,2005; AZEVEDO, 2005; ROMÃO, 2009; MAANEN; STAPELLS, 2009). O pior desempenho da frequência de 500 Hz também ficou pronunciado quando comparou-se a sua detecção entre os indivíduos com as demais frequências testadas (Figuras 10 e 13). Deve ser destacado que, nesse caso a frequência apresentou porcentagens de detecção inferiores que as demais frequências.

Os estudos com os diversos instrumentos de diagnóstico auditivo apontam para a vulnerabilidade das respostas em 500 Hz a ruídos ambientais, devido ao fato da energia do ruído de fundo concentrar-se em frequências baixas (KATZ, 1999). Nos métodos de avaliação eletrofisiológica e mais especificamente no caso das MASSR, soma-se o fato das frequências baixas serem mais afetadas por fenômenos de aumento de latência das respostas e retardo da fase da onda viajante na membrana basilar com a diminuição da intensidade (RODRIGUEZ *et al.*, 1986).

Por outro lado, a frequência de 2000 Hz apresentou o melhor desempenho entre as frequências, precisando de menores intensidades para eliciar a ASSR e com maiores porcentagens de detecção independente da técnica ORD adotada (Figuras 6,8, 9, 10, 12, 13,17,18, 20). Esses resultados corroboram com alguns estudos (CALIL *et al.*, 2006; D’HAENENS *et al.*, 2010), que constataram 2000Hz como a melhor frequência. No entanto, alguns autores referem 4000 Hz como a frequência de melhor desempenho (MAANEN;

STAPELLS, 2009). Apesar dessa variação dos achados, nota-se uma tendência de melhores comportamentos entre as frequências médias (1 e 2 kHz) e altas (4, 6 e 8 kHz) (PICTON *et al.*, 2003; CALIL *et al.*, 2006; MAANEN; STAPELLS, 2009; D'HAENENS *et al.*, 2010). Alguns estudos de percepção auditiva, a partir de captação invasiva de sinais eletroencefalográficos e análise “*post mortem*” em mamíferos de pequeno porte apontam a existência de mais conexões no córtex auditivo primário nas frequências que componentes dos sons utilizados na comunicação (EGGERMONT, 2001). Assim sendo, a frequência de 2000 Hz apresentaria melhor desempenho pois a fala apresenta energia considerável nessa frequência, sugerindo a influencia de um mecanismo adaptativo.

5.4 Análise das respostas em função da intensidade

A análise das respostas detectadas pela MSC mostrou que a menor intensidade que eliciou as MASSR na maioria das frequências testadas variou entre 40 dB e 30 dB SPL em ambas as orelhas (Figura 5). Enquanto que para as respostas detectadas pelo TFE, a menor intensidade que eliciou as MASSR nas frequências de 500 Hz, 1000 Hz e 4000 Hz estavam entre 40 e 50 dB SPL e para 2000 Hz em torno de 30 dB SPL (fig. 7). Esses achados concordam com MAANEN; STAPELLS (2009), que encontraram mais de 90% de respostas em todas as frequências entre 40 e 50 dB SPL (MAANEN; STAPELLS, 2009). Outros estudos encontraram o limiar eletrofisiológico utilizando as MASSR entre 15 e 50 dB SPL (JOHN *et al.*, 2004; PICTON *et al.*, 2005). Este resultado é similar ao encontrado no presente estudo, exceto pelas intensidades abaixo de 30 dB SPL que não foram testadas.

As figuras 11 e 14 mostram que em menores intensidades (30 dB SPL) as porcentagens de detecção são menores, tanto para as respostas detectadas pelo TFE quanto pela MSC. Além disso, na orelha esquerda a 40 dB SPL apresentou porcentagens menores que 50 dB SPL. Esses resultados concordam com o relatado por diversos estudos, que atribuem esse comportamento a diminuição do número de fibras recrutadas em intensidades próximas ao limiar, resultando em diminuição da amplitude das respostas (LINS, 2002; PICTON *et al.*, 2007).

A descrição do tempo médio de teste em cada intensidade (fig. 3) demonstrou que em 30 dB SPL foi necessário 8 minutos de registro, pois a maioria dos registros nessa intensidade foram interrompidos pelo critério de 480 trechos coletados. Esse comportamento pode ser explicado pela baixa RSR das respostas em intensidades mais próximas do limiar (LINS, 2002; PICTON *et al.*, 2007). Dessa maneira, intensidades mais baixas podem elevar o tempo de registro diminuindo a aplicabilidade da técnica em protocolos de triagem.

5.5 Técnicas ORD

A MSC apresentou maiores porcentagens de detecção em todas as frequências testadas em ambas as orelhas do que o TFE (Figuras 13 e 16). Quando considerada como fator na ANOVA essa diferença não foi estatisticamente significativa somente para a intensidade de 50 dB SPL na orelha esquerda. A maioria dos estudos que pretendeu comparar o desempenho dos dois detectores relatam desempenho similares entre as duas técnicas, com a MSC apresentando desempenho ligeiramente superior (DOBIE; WILSON, 1989; 1996; PICTON *et al.*, 2001).

No presente trabalho ambas as técnicas de detecção foram ajustadas com os parâmetros de melhor desempenho que foram determinados por nosso grupo de pesquisa (ABDO *et al.*, 2012). Entretanto, ainda não existe consenso sobre parâmetros como tempo de varredura e número de bins adjacentes no caso do TFE. Dessa maneira, o ajuste de parâmetros pode ter influenciado no desempenho das técnicas. Outra possível explicação para o desempenho superior da MSC pode residir no fato da técnica levar em consideração dois atributos do sinal (amplitude e fase) ao contrário do TFE que considera somente a energia do sinal (ZUREK, 1992; DOBIE; WILSON, 1996).

Os resultados obtidos sugerem que a escolha da técnica ORD deve ser considerada na determinação de protocolos clínicos utilizando as MASSR tanto para o diagnóstico audiológico complementar quanto para as triagens auditivas.

5.6 Protocolos simulados e diagnóstico auditivo

Com base no comportamento das respostas em função das frequências, intensidades e a técnica ORD utilizada se propuseram protocolos de triagem

auditiva nas tabelas 5 e 6. Em decorrência do desempenho da MSC as respostas detectadas por esta técnica foram utilizadas para avaliar os protocolos simulados.

Considerou-se que as intensidades de 50 e 40 dB SPL apresentaram maiores porcentagens de detecção e na orelha direita não diferiram entre si (fig. 11 e 14), sendo portanto, as intensidades utilizadas nos protocolos simulados. No que se refere ao critério passa/falha foram propostos três: (1) presença em todas as frequências; (2) presença somente em 1000 Hz, 2000 Hz e 4000 Hz desconsiderando-se a frequência de pior desempenho 500Hz; (3) presença em 500 Hz e 2000 Hz, considerando assim as frequências de pior e melhor desempenho (Figura 6, 8, 10 e 13).

Os VN acima de 90 % em ambas as orelhas sugere o protocolo 3 (Tabela 5 e 6) como o mais adequado. No entanto, o diagnóstico audiológico pode ficar comprometido em decorrência da ausência de informação sobre a audição em frequências graves. Os estudos mostram que as perdas auditivas congênitas são em sua maioria do tipo neurosensorial com configuração descendente (rebaixamento em frequências agudas), mesmo assim, a ocorrência de perdas auditivas neurosensorial com configuração ascendente (rebaixamento em graves) também deve ser considerada (MEHRA *et al.*, 2009; LEENHEER *et al.*, 2011). O JICTH considera aproximadamente 11 fatores de diferentes naturezas como fatores de risco para a perda auditiva congênita podendo ocasionar perdas auditivas neurosensoriais e mistas de diversos graus e configurações (CBPAI, 2000; JCHI, 2007). Assim, a utilização do protocolo 3 em triagens auditivas não possibilitaria a detecção de perdas auditivas com configuração ascendente.

Em protocolos de triagem auditiva preconiza-se a utilização da menor intensidade que diferencie indivíduos normo-ouvintes dos portadores de perda auditiva leve (ASHA, 1995; CBPAI, 2000; JCHI, 2007). Nesse sentido utilizar a intensidade de 50 dB SPL pode dificultar o diagnóstico de perdas leves, elevando o número de falsos negativos do protocolo. A literatura tem levantado a baixa confiabilidade das MASSR quando essas apontam perdas auditivas leves (JCHI, 2007). No presente estudo, a intensidade de 40 dB SPL apresentou

número considerável de falsos positivos e valores de VN assimétricos entre as orelhas o que inviabilizou a sua escolha.

O protocolo de pior desempenho foi o que utilizou como critério passa/falha as frequências de 500 Hz e 2000 Hz (protocolo 5 e 6 – Tabelas 5 e 6) com VN em torno de 75%. Esse achado discorda do estudo realizado por Nordase *et al.* (2011) que avaliaram o registro das ASSR em 50 neonatos com audição normal e portadores de perda auditiva de diferentes graus. O estímulo apresentado era composto pela fusão de dois tons AM de 50 dB SPL com portadoras de 500 Hz e 2000 Hz, com frequência modulantes de 70 a 110 Hz. Os resultados demonstraram índices de especificidade e sensibilidade diagnóstica superiores a 95%. Essa discordância pode ser explicada pelo fato do estímulo ser formado por dois tons AM, o que acarreta em aumento da amplitude das respostas dependendo da calibração adotada (NORDARSE *et al.*, 2011; HATTON *et al.*, 2011).

Capítulo 6 - CONCLUSÕES

6.1 Considerações finais – Proposta de trabalhos futuros

Os achados do presente trabalho sugerem aplicação da intensidade de 50 dB SPL, do critério passa/falha de presença em 1000 Hz, 2000 Hz e 4000 Hz e da técnica de detecção MSC como protocolo mais adequado em triagens auditivas em crianças de idade escolar, inclusive considerando a duração do exame em torno de 10 min com a colocação dos eletrodos. Entretanto, a detecção de perdas auditivas ascendentes estaria comprometida com a adoção desse protocolo. Ressalta-se que em decorrência da amostra estudada ser composta exclusivamente por indivíduos com audição normal, não foi possível a realização dos cálculos de sensibilidade e especificidade. O estudo deve, portanto, ser estendido a indivíduos portadores de perda auditivas de diferentes graus e configuração para que estas análises sejam possíveis.

Outro aspecto que precisa ser analisado é a eficiência de outro tipo de estimulação, como por exemplo, AM2 e ruídos de banda larga e estreita modulado em amplitude, com objetivo de alcançar melhores índices de sensibilidade e especificidade, além de reduzir o tempo do exame.

Por fim, cabe ainda controlar as condições ambientais e avaliar o efeito da taxa de modulação nas frequências inferiores a 2000 Hz para esclarecer as causas da assimetria das respostas entre as orelhas observada no presente estudo.

Apêndice

Trabalhos completos publicados em anais de eventos durante o mestrado

1. SANTOS, T; FERREIRA, M.; ABDO, F. I. *et al.* Respostas auditivas em regime permanente de 70Hz a 110Hz: Uma proposta de triagem auditiva. **Anais 19º Congresso Brasileiro e 8º internacional de fonoaudiologia, 2011.** (trabalho finalista do prêmio excelência em fonoaudiologia).
2. ABDO, F. I; LIMA, C.; SANTOS, T.; TIERRA-CRIOLLO, C. J. Transformada Discreta de Hilbert: aplicação na detecção do potencial evocado auditivo em regime permanente. **Anais XXII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica**, p. 840-843, 2010.
3. ZANOTELLI, T.; SANTOS, T.; TIERRA-CRIOLLO, L. B. F. C. J. *et al.* Detecção do potencial evocado auditivo em regime permanente utilizando coerência e coerência múltipla. **Anais XXII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica**, p. 1162-1165, 2010. (trabalho finalista do premio jovem cientista)
4. ABDO, F. I.; SANTOS, T.; TIERRA-CRIOLLO, C. J. Parameters to Monitor Multiple Auditory Steady-State Responses: Spectral F Test. **Conference proceedings : 3rd ISSNPI biosignals and biorobotic conference . IEEE Engineering, Manaus, Brasil, 2012**

Trabalhos publicados em anais de congressos(RESUMO)

5. SANTOS, T; FERREIRA, M; ABDO, F. I *et al.* Pesquisa de limiar auditivo eletrofisiológico utilizando múltiplas respostas auditivas em regime permanente em crianças saudáveis. **Revista Neurociências**, v.19, suplemento 19, 2011. (resumo ganhador de menção honrosa na área de fonoaudiologia, terapia ocupacional e fisioterapia).

ANEXOS

Anexo 1



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA - COEP

Parecer nº. ETIC 0369.0.203.000-10

Interessado(a): Profa. Luciana Macedo de Resende
Departamento de Fonoaudiologia
Faculdade de Medicina - UFMG

DECISÃO

O Comitê de Ética em Pesquisa da UFMG – COEP aprovou, no dia 29 de setembro de 2010, o projeto de pesquisa intitulado **"Padronização das respostas evocadas de estado estável na população adulta e pediátrica"** bem como o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

O relatório final ou parcial deverá ser encaminhado ao COEP um ano após o início do projeto.

Profa. Maria Teresa Marques Amaral
Coordenadora do COEP-UFMG

Anexo 2TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO**(Participantes de 6 a 13 anos) – Etapa 2**

Caros pais e/ou responsáveis,

Gostaríamos de convidar seu(sua) filho(a) para participar do estudo intitulado **“Padronização das respostas evocadas de estado estável na população adulta e pediátrica”**, que será realizado na escola.

As respostas auditivas de estado estável (ASSR) são potenciais eletrofisiológicos que registram a atividade elétrica em resposta à estimulação acústica no domínio da frequência, o que equivale a dizer que pode estimar o quanto uma pessoa ouve nas frequências avaliadas. A diferença deste exame para outros que fornecem os mesmos resultados é que pode ser aplicado em qualquer pessoa, é rápido e objetivo (não depende da resposta do sujeito avaliado).

Recentemente, a tecnologia deste exame foi implementada por um grupo de estudos e pesquisas da Universidade Federal de Minas Gerais, NEPEB (Núcleo de Estudos e Pesquisas em Engenharia Biomédica), coordenado pelo Prof. Dr Carlos Julio Tierra-Criollo. Este sistema trará inúmeros benefícios ao diagnóstico audiológico na população infantil.

O objetivo deste estudo é estudar as respostas auditivas de estado estável (ASSR) na população adulta e pediátrica por meio do registro das respostas realizadas com o equipamento *AudioStim*, para que o sistema possa ser aperfeiçoado e destinado ao uso clínico.

Para este objetivo ser alcançado, é proposta a realização de avaliações auditivas que incluem os seguintes procedimentos:

- Análise das emissões otoacústicas evocadas por estímulo transiente e produto de distorção – são exames simples que consistem da colocação de uma oliva (“borrachinha”) na entrada da orelha da criança. A criança então escuta um barulho e as respostas são registradas. Não há dor ou desconforto nestes exames, que duram cerca de 2 a 5 minutos.
- audiometria tonal liminar – exame realizado em cabine acústica. A criança coloca fones nos ouvidos e deve levantar a mão sempre que ouvir um sinal auditivo;
- logaudiometria – complementar à audiometria, a criança deve repetir as palavras ouvidas;
- Imitanciométrica – é um exame simples e rápido. É colocada uma oliva em uma orelha e um fone na outra. A criança ouve uns barulhos e sente uma momentânea diferença de pressão no ouvido. É indolor e pode informar se há algum problema de orelha média (como p.ex. uma infecção de ouvido).
- pesquisa das respostas evocadas auditivas de estado estável – são colocados eletrodos de superfície (fios com uma extremidade de prata) que são fixos na frente (testa), na nuca da criança, logo abaixo da linha do cabelo, e na base do pescoço (os eletrodos são descartáveis). São também colocados fones de ouvido nas orelhas da criança, por onde são transmitidos sons que ela deve escutar. As respostas são registradas em um computador. A criança faz este exame sentada ou deitada e não há dor ou desconforto na realização dos mesmos, que duram cerca de 30 minutos.

A análise destes exames pode informar como está a audição da criança, em termos de quantidade e qualidade.

Todos os procedimentos serão realizados na própria escola, em horários a serem combinados com antecedência e na presença dos pais e/ou acompanhantes. Sempre que necessário, a avaliação poderá ser interrompida para que a criança não se canse.

Em qualquer etapa do estudo, você terá acesso aos profissionais responsáveis pela pesquisa para esclarecer suas dúvidas. Os principais investigadores são as fonoaudiólogas Luciana Macedo de Resende, Sirley Alves Carvalho e o Prof Carlos Julio Tierra-Criollo, que podem ser encontrados na Faculdade de Medicina da UFMG à Av.: Alfredo Balena, 190 sala 249, no telefone 34099611 ou 34099791. Se você tiver alguma consideração ou dúvida sobre a ética da pesquisa, entre em contato com o Comitê de Ética em Pesquisa (COEP – UFMG): 31 34094592, Av: Presidente Antônio Carlos 6627 – Unidade Administrativa II – 2º andar, sala 2005 CEP: 31270-901, Belo Horizonte, MG. É garantida a liberdade da retirada de consentimento a qualquer momento e deixar de participar do estudo, sem qualquer prejuízo à continuidade do tratamento na Instituição.

Todas as informações obtidas serão analisadas em conjunto com outros participantes, não sendo divulgada a identificação de nenhum participante. Todos os resultados das avaliações serão entregues aos pais e/ou responsáveis pelas crianças do estudo.

Caso sejam encontradas alterações nas respostas auditivas das crianças, serão oferecidas as orientações e encaminhamentos necessários.

Não haverá ressarcimento com os gastos para o exame (como transporte p.ex.) e nem indenizações e os exames serão realizados sem ônus para os familiares das crianças.

Os pesquisadores responsáveis se comprometem a usar os dados e material coletado apenas para esta pesquisa.

Autorização

Acredito ter sido suficientemente informado(a) a respeito das informações que li ou que foram lidas para mim, descrevendo o estudo ***“Padronização das respostas evocadas de estado estável na população pediátrica”***.

Eu discuti com a Fonoaudióloga Luciana Macedo de Resende sobre minha decisão em deixar meu(minha) filho(a) participar deste estudo. Ficaram claros para mim quais são os propósitos do estudo, os procedimentos a serem realizados, seus desconfortos e riscos, as garantias de confidencialidade e de esclarecimentos permanentes. Ficou claro também que minha participação é isenta de despesas na realização dos exames e que tenho garantia de acesso a tratamento quando necessário.

Concordo voluntariamente em deixar meu(minha) filho(a) participar deste estudo e poderei retirar o meu consentimento a qualquer momento, antes ou durante o mesmo, sem penalidades ou prejuízo ou perda de qualquer benefício que eu possa ter adquirido ou no atendimento neste Serviço.

Nome da criança

Assinatura do representante legal Data ____/____/____

RG: _____

Declaro que obtive de forma apropriada e voluntária o Consentimento livre e esclarecido deste pai e/ou responsável para a participação de seu(sua) filho(a) no estudo.

Assinatura do responsável pelo estudo Data ____/____/____

Assinatura do responsável pelo estudo Data ____/____/____

Assinatura do responsável pelo estudo Data ____/____/____

Anexo 3

 <p style="text-align: center; margin-top: 10px;">-ANAMNESE-</p> <p>Nome: _____ Data: ____/____/____</p> <p>D.N.: ____/____/____ Idade: _____ Sexo: _____</p> <p>Escola: _____ Fase: _____</p> <p>Professor(a) responsável: _____</p> <p>Informante: _____</p>
<p>Antecedentes e Desenvolvimento</p> <p>Existem alguns fatores que contribuem para o desenvolvimento de alterações auditivas. Assinale abaixo se seu filho apresenta ou já apresentou algum desses fatores:</p> <p>() Permanência na UTI neonatal por mais de 5 dias (<i>investigar uso de ventilação mecânica, exposição a medicação ototóxica e hiperbilirrubinemia que necessitou exsanguíneo transfusão</i>)</p> <p>() Infecção congênita (toxoplasmose, sífilis, herpes, rubéola)</p> <p>() Há pessoas na família que nasceram com problemas de audição.</p> <p>() Atraso e/ou dificuldade para iniciar a fala, a leitura, a escrita.</p> <p>() Anomalia craniofacial.</p> <p>() Síndromes associadas à perdas auditivas.</p> <p>() Infecção pós-natal de origem viral ou bacteriana, como meningite por exemplo.</p> <p>() Doenças neurodegenerativas</p> <p>() Trauma na região ouvido (temporal) que necessitou de internação.</p> <p>Audição e comportamento</p> <p>Já fez exame de audição ou de ouvido? () sim () não</p> <p>Já teve otites (infecções de ouvido)? () sim () não</p> <p>Com que frequência?</p> <p>Demora a responder perguntas? () sim () não</p> <p>Parece entendê-las de imediato? () sim () não</p> <p>Mantém o olhar fixo no rosto das pessoas enquanto estas falam? () sim () não</p> <p>Faz uso de medicamento controlado? () não () sim Qual? _____</p> <p>Assinale:</p> <p>Comportamento geral:</p> <p>() agitado,</p> <p>() desatento,</p> <p>() hipercinético,</p> <p>() muito quieto e sem ação</p> <p>() outros _____</p> <p>Cai ou caiu muito? () sim () não</p> <p>Tropeça(ava) com frequência? () sim () não</p> <p>Tem bom equilíbrio? () sim () não</p> <p>Queixa desconforto com algum tipo de som? () sim () não</p> <p>Apresenta zumbido ou barulho no ouvido? () sim () não</p> <p>Usa fones de ouvido? () sim () não</p> <p>Se sim, com que frequência:</p> <p>Comportamento social:</p> <p>() tímido,</p> <p>() tende a ficar só, isolado</p> <p>() está sempre entre amigos</p> <p>() agressivo, facilmente irritável</p> <p>() outro _____</p> <p>Apresenta dificuldades de aprendizagem? () sim () não</p> <p>Em matérias específicas? () sim () não</p> <p>Se sim, quais?</p>

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. ABDO, F. I.; SANTOS, T.; TIERRA-CRIOLLO, C. J. Parameters to Monitor Multiple Auditory Steady-State Responses: Spectral F Test. **Conference proceedings : 3rd ISSNPI biosignals and biorobotic conference . IEEE Engineering, Manaus, Brasil, 2012.**
2. 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.
3. American Speech Language Hearing Association (ASHA). **Audiologic screening: Ad Hoc Committee on Screening for Impairment, Handicap, and Middle Ear Disorders.** v. 36, n. 6-7, p. 53-4, 1995.
4. AZEVEDO, A. P., **Estudo do sinal de Eletroencefalográfico (EEG) aplicado a Interfaces Cérebro Computador com uma abordagem de reconhecimento de padrões.** 2005. Dissertação (Mestrado) Universidade Federal do Espírito Santo, Vitória.
5. BIACABE, B.; CHEVALLIER, J. M.; AVAN, P.; BONFILS, P. Functional anatomy of auditory brainstem nuclei: application to the anatomical basis of brainstem auditory evoked potentials. **Auris, nasus, larynx**, v. 28, n. 1, p. 85-94, jan 2001.
6. CALIL, D.B.; LEWIS, D.R.; FIORINI, A.C. Achados dos potenciais evocados auditivos de estado estável em crianças ouvintes. **Distúrbios da Comunicação**, v.18, n.3, p.391-401, 2006.
7. CASTRO, F. Z.; BELDA, R. F.; PRAT, J. J. B. D. La adaptación audioprotésica pediátrica precoz a partir de registros de potenciales evocados auditivos de estado estable. **Acta Otorrinolaringologica Espanola**, p. 388-393, 2006.
8. CHOU, Y.-F.; CHEN, P.-R.; YU, S.-H.; WEN, Y.-H.; WU, H.-P. Using multi-stimulus auditory steady state response to predict hearing thresholds in high-risk infants. **European archives of oto-rhino-laryngology : official journal of the European Federation of Oto-Rhino-Laryngological**

- Societies (EUFOS) : affiliated with the German Society for Oto-Rhino-Laryngology - Head and Neck Surgery**, 22 abr 2011.
9. Comitê Brasileiro sobre Perdas Auditivas na Infância. período neonatal., 2000. Disponível: <<http://www.gatanu.org/gatanu/cbpai>>. Acesso em 28 de janeiro de 2001.
 10. CONE-WESSON, B.; RICKARDS, F.; POULIS, C. *et al.* The auditory steady-state response: clinical observations and applications in infants and children. **Journal of the American Academy of Audiology**, v. 13, n. 5, p. 270-82, maio 2002.
 11. D'HAENENS, W.; VINCK, B. M.; MAES, L. *et al.* Determination and evaluation of clinically efficient stopping criteria for the multiple auditory steady-state response technique. **Clinical neurophysiology : official journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology**, v. 121, n. 8, p. 1267-78, ago 2010.
 12. DALLOS, P. The active cochlea. **Journal of neuroscience**, v.12, n.12, p. 4575-85, 1992.
 13. DANCEY, C. P.; REIDY, J. **Estatística sem matemática para psicologia**. 3. ed. Porto Alegre: Artmed
 14. 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.
 15. DIMITRIJEVIC, A; JOHN, M S; ROON, P VAN; PICTON, T W. Human auditory steady-state responses to tones independently modulated in both frequency and amplitude. **Ear and hearing**, v. 22, n. 2, p. 100-11, abr 2001.
 16. DOBIE, R. A.; WILSON, M. J. Objective response detection in the frequency domain. **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology**, v.88, p.516-525, 1993.
 17. 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. **The Journal of the Acoustical Society of America**, v. 100, n. 4 Pt 1, p. 2236-46, out 1996.

18. DOBIE, R. A; WILSON, M. J. Analysis of auditory evoked potentials by magnitude-squared coherence. **Ear and hearing**, v. 10, n. 1, p. 2-13, fev 1989.
19. DUARTE, J. L.; GARCIA, T. M.; ALVES, O.; FILHO, C.; LINS, O. G. A resposta auditiva de estado estável na avaliação auditiva: aplicação clínica. **Pró-fono Revista de atualização científica**, v. 20, n. 2, p. 105-110, 2008.
20. EGGERMONT, J. J. Between sound and perception: reviewing the search for a neural code. **Hearing research**, v. 157, n. 1-2, p. 1-42, jul 2001.
21. FELIX, Leonardo Bonato. **Deteção 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.
22. 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, 1981.
23. GERGES, S. N. Y. **Ruído Fundamentos e Controle**, 2^a ed. 2000.
24. GERNER, B. G.; GAFFNEY, C.; CHACON, S.; GAFFNEY, M. Overview of newborn hearing screening activities in Latin America. **Revista panamericana de salud pública = Pan American journal of public health**, v. 29, n. 3, p. 145-52, mar 2011.
25. GIRAUD, A.-LISE; LORENZI, C.; ASHBURNER, J. *et al.* Representation of the Temporal Envelope of Sounds in the Human Brain Responses Than to Sustained Ones Representation of the Temporal Envelope of Sounds in the Human Brain. **Journal of Neurophysiology**, p. 1588-1598, 2011.
26. HAN, D.; MO, L. *et al.* Threshold estimation in children using auditory steady-state responses to multiple simultaneous stimuli. **Journal for otorhino-laryngology and its related specialties**, v.68, n.2, p.64-8, 2006.
27. HATTON, J.; STAPPELLS, DAVID R. The efficiency of the single- versus multiple-stimulus auditory steady state responses in infants. **Ear and hearing**, v. 32, n. 3, p. 349-57, 2011.

28. HERDMAN, A. T.; LINS, O.; ROON, PATRICIA VAN; *et al.* Intracerebral sources of human auditory steady-state responses. **Brain topography**, v. 15, n. 2, p. 69-86, jan 2002.
29. 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.
30. JERGER, J. Clinical experience with impedance audiometry. **Arch Otolaryngol.** v.92,n.4,p.311-24,1970.
31. JERGER, S.; JERGER, J. **Alterações auditivas: uma manual para avaliação clínica.** São Paulo:Atheneu, 1989
32. JOHN, M S; BROWN, D. K.; MUIR, P. J.; PICTON, T. W. Recording Auditory Steady-State Responses in Young Infants. **Ear and Hearing**, v. 25, n. 6, p. 539-553, dez 2004.
33. JOHN, M S; DIMITRIJEVIC, A; PICTON, T W. Efficient Stimuli for Evoking Auditory Steady-State Responses. **Ear and Hearing**, p. 406-423, 2003.
34. 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, n. 2, p. 125-50, fev 2000.
35. JOHN, M. S.; DIMITRIJEVIC, A.; PICTON, T. W. Auditory steady-state responses to exponential modulation envelopes. **Ear and hearing**, v. 23, n. 2, p. 106-17, abr 2002.
36. JOHN, M. S.; LINS, O. G. *et al.* Multiple auditory steady-state responses: stimulus and recording parameters. **Am Acad Audiology**, v.9, p.315-31, 1998.
37. Joint Committee on Infant Hearing (JCHT): **Position statement: Principles and guidelines for early hearing detection and intervention programs.** v. 120, n. 4, p. 898-921, out 2007
38. KATZ (Org). **Tratado de Audiologia Clínica.** 4. ed. São Paulo: Manole, 1999.
39. KAUSHLENDRA, K.; SUJEET, K. S.; JAYASHREE, S. B. Tone-evoked brainstem responses and auditory steady state responses to 40Hz and 80Hz amplitude modulated stimuli with different frequencies. **Indian J. Otolaryngol. Head Neck Surg.** v.60, p.142-146, April–June 2008

40. KAY, S. M. **Fundamentals of Statistical Signal Processing: Detection Theory**. 2. ed. v.2. Prentice Hall Signal Processing Series. New Jersey: Prentice-Hall, 1998.
41. KELLY, J. K. **Estimation of behavioral hearing thresholds in normal hearing listeners using auditory steady state responses**. Dissertação (Mestrado em Fisiologia) - The Ohio State University, Ohio 2009.
42. KEMP, D.T. Stimulated acoustic emissions from within the human auditory system. **J. Acoust. Soc. Am.**, v.64, n.5, p. 1396-91, 1978.
43. KOMAZEC, Z.; LEMAJIĆ-KOMAZEC, S *et al.* Comparison between auditory steady-state responses and pure-tone audiometry. **Vojnosanit Pregl**, v.67,n.9, p.761–5, 2010.
44. LEENHEER, E. M. R. DE; JANSSENS, S.; PADALKO, E. *et al.* Etiological diagnosis in the hearing impaired newborn: proposal of a flow chart. **International journal of pediatric otorhinolaryngology**, v. 75, n. 1, p. 27-32, jan 2011.
45. Lei nº 12.303, de 2 de agosto de 2010. Estabelece a obrigatoriedade da realização do exame denominado emissões otoacústicas evocadas. **Diário Oficial da República Federativa do Brasil**], Brasília, DF, 23 agosto. 2010. Seção 1, p. 1.
46. LEVI, E.C.; FOLSON, R.C.; DOBIE, R. A. Amplitude-modulation following response (AMFR): effects of modulation rate, carrier frequency, age and state. **Hear. Res.**, v.68, p. 42-52, 1993.
47. 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.
48. LINS, O.G; PICTON, T.W.; BOUCHER, L. B. Frequency-Specific Audiometry Using Steady-State Responses. **Ear and Hearing**. v. 17, n.e p. 81-96, April 1996.
49. 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.

50. LUIS, J.; CECILIA, M. Comparison of Statistical Indicators for the Automatic Detection of 80 Hz Auditory Steady State Responses **Ear and Hearing**. v. 18, n. 5, p. 420-429, 1997.
51. LUTS, H.; WOUTERS, J. Comparison of MASTER and AUDERA for measurement of auditory steady-state responses Comparación de MASTER y AUDERA para la medición de las respuestas auditivas de estado estable. **International Journal of Audiology**, v. 44, n. 4, p. 244-253, jan 2005.
52. MAANEN, A. VAN; STAPPELLS, D. R. Normal Multiple Auditory Steady-State Response Thresholds to Air-Conducted Stimuli in Infants. **Journal of the American Academy of Audiology**, v. 20, n. 3, p. 196-207, 1 mar 2009.
53. MEHRA, S.; EAVEY, R. D.; KEAMY, D. G. The epidemiology of hearing impairment in the United States: newborns, children, and adolescents. **Otolaryngology--head and neck surgery : official journal of American Academy of Otolaryngology-Head and Neck Surgery**, v. 140, n. 4, p. 461-72, abr 2009.
54. MIRANDA DE SÁ, A. M. F. L.; FELIX, L. B. Improving the detection of evoked responses to periodic stimulation by using multiple coherence – application during photic stimulation. **Medical Engineering & Physics**, v. 24, n.4, p. 245-252, 2004.
55. MIRANDA DE SÁ, A. M. F. L.; INFANTOSI, ANTONIO FERNANDO C; LAZAREV, V. V. Evaluating the event-related synchronization and desynchronization by means of a statistical frequency test. **Conference proceedings :Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Conference**, v. 2007, n. 1, p. 2472-5, jan 2007.
56. NEVES, I. F; SCHOCHAT E. Maturação do processamento auditivo em crianças com e sem dificuldades escolares, **Pró-Fono Revista de Atualização Científica**, v.17, n.3, set.-dez. 2005.
57. NODARSE, E. M.; ALONSO, D. H.; VÁZQUEZ, J. G. *et al.* Newborn hearing screening test with multiple auditory steady-state responses. **Acta otorrinolaringológica española**, v. 62, n. 2, p. 87-94, 2011.

58. PEDROSO, Marco Aurélio. **Aspectos Metrológicos da calibração e Audiômetros**. 2002. Dissertação (Mestrado em Metrologia científica e industrial) – Universidade Federal de Santa Catarina, PPGMCI, Florianópolis.
59. PEREZ-ABALO, M. C.; SAVIO, G.; TORRES, A; *et al.* Steady state responses to multiple amplitude-modulated tones: an optimized method to test frequency-specific thresholds in hearing-impaired children and normal-hearing subjects. **Ear and hearing**, v. 22, n. 3, p. 200-11, jun 2001.
60. PETHE, J.; VON SPECHT, H.; HOCKE, T. Amplitude modulation following responses in awake and sleeping humans: a comparison for 40 Hz and 80 Hz modulation frequency. **Audiol. Suppl**, v. 30, n.1, p. 152-155, 2001.
61. 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.
62. PICTON, T W; DIMITRIJEVIC, A; JOHN, M S; ROON, P VAN. 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. 1698-711, set 2001.
63. PICTON, T. W.; JOHN, S. M. *et al.* Human auditory steady-state responses. **International Journal of Audiology**, v.42,p.177-219 , 2003.
64. 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.
65. PICTON, T. W.; VAN ROON, P.; JOHN, S. M. Human auditory steady-state responses during sweeps of intensity. **Ear and Hearing**, v.28. n.4, p.542-557, 2007.
66. PICTON, T. W; DIMITRIJEVIC, A.; PEREZ-ABALO, M.C.; VAN ROON, P. Estimating audiometric thresholds using auditory steady state responses. **Journal of the American Academy of audiology**.v.16, n.13,p.140-156, 2005.

67. POON, P. W.; CHIU, T. W. Similarities of FM and AM receptive space of single units at the auditory midbrain. **Bio Systems**, v. 58, n. 1-3, p. 229-37, 2000.
68. RANCE, G.; ROPER, R.; SYMONS, L. *et al.* Hearing threshold estimation in infants using auditory steady-state responses. **Journal of the American Academy of Audiology**, v. 16, n. 5, p. 291-300, maio 2005.
69. Rec.02/1 : Clasificación de las deficiencias auditivas. **BIAP**, Lisboa, 1997
Acessado em: <http://www.biap.org/es/recomandaciones/65-ct-2-classification-des-surdites/5-recommandation-biap-021-bis>.
70. REGAN, D. **Human brain electrophysiology: evoked potentials and evoked magnetic fields in science and medicine**. Amsterdam: Elsevier, 1989.
71. RODRIGUES, G.R.I.; LEWIS, D.R.; FICHINO, S.N.; Potenciais Evocados Auditivos de Estado Estável no diagnóstico audiológico infantil: uma comparação com os Potenciais Evocados Auditivos de Tronco Encefálico. **Braz J Otorhinolaryngol**, v.76,n.1, p.96-101, 2010.
72. RODRIGUEZ, R. ; PICTON, T. W.; LINDEN, D.; HAMEI, G.; LAFRAMBOISE, G. Human Auditory Steady State Responses: Effects of Intensity and Frequency. **Ear and Hearing**. v. 7, n. 5, p. 300-13, 1986.
73. ROMÃO, Matheus. **Sistema para detecção de limiar auditivo fisiológico com base no potencial evocado em regime permanente**. 2009. Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica) – Universidade Federal de Minas Gerais, Escola de Engenharia, Belo Horizonte.
74. SANTOS, T; FERREIRA, M.; ABDO, F. I. *et al.* Respostas auditivas em regime permanente de 70Hz a 110Hz: Uma proposta de triagem auditiva. **Anais 19º Congresso Brasileiro e 8º internacional de fonoaudiologia, 2011**.
75. SHEFT, S.; YOST, W. A. Temporal integration in amplitude modulation detection. **The Journal of the Acoustical Society of America**, v. 88, n. 2, p. 796-805, ago 1990.
76. SILVA PINTO, M. A. **Estudo do potencial evocado visual em regime permanente baseado em LED para interface cérebro máquina. 2011**

- Tese de doutorado** – Universidade Federal de Minas Gerais, Escola de Engenharia, Belo Horizonte.
77. SIMPSON, D. M; TIERRA-CRIOLLO, C. J.; LEITE, R.T; ZAYEN, E.J.B.; INFANTOSI, A. F. C.. “Objective Response Detection in an Electroencephalogram During Somatosensory Stimulation.” **Conference Proceedings: Annals of Biomedical Engineering**, p.691-698, 2000.
78. SUPPIEJ, A; RIZZARDI, E.; ZANARDO, V. *et al.* Reliability of hearing screening in high-risk neonates: comparative study of otoacoustic emission, automated and conventional auditory brainstem response. **Clinical neurophysiology: official journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology**, v. 118, n. 4, p. 869-76, abr 2007.
79. SWANEPOEL, D.; HUGO, R.; ROODE, R. Auditory steady-state responses for children with severe to profound hearing loss. **Archives of otolaryngology--head & neck surgery**, v. 130, n. 5, p. 531-5, maio 2004.
80. TIERRA-CRIOLLO, C J. **Monitoração objetiva da resposta a estimulação somatosensitiva utilizando parâmetros espectrais**. 2001 Tese de doutorado – Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPE, Rio de Janeiro.
81. XI, J.; CHICARO, L.F. A new algorithm for improving the accuracy of periodic signal analysis. *IEEE Trans. Instr.* v.45, n.4, p.827-830, 1996.
82. ZANOTELLI, Tiago. **Técnicas Multivariadas para a detecção das respostas auditivas em regime permanente**. 2011. Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica) – Universidade Federal de Minas Gerais, Escola de Engenharia, Belo Horizonte.
83. ZUREK, P. M. Detectability of transient and sinusoidal otoacoustic emissions. **Ear and Hearing**, v.13, p.307-310, 1992.