

HENRIQUE FARIA RAMOS

Avaliação da audição residual em candidatos a implante coclear através da resposta auditiva de estado estável

Tese apresentada à Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Doutor em Ciências

Programa de Otorrinolaringologia
Orientador: Prof. Dr. Rubens de Brito Neto

São Paulo

2013

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)

Preparada pela Biblioteca da
Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo

©reprodução autorizada pelo autor

Ramos, Henrique Faria

Avaliação da audição residual em candidatos a implante coclear através da resposta auditiva de estado estável / Henrique Faria Ramos. -- São Paulo, 2013.

Tese(doutorado)--Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo.

Programa de Otorrinolaringologia.

Orientador: Rubens Vuono de Brito Neto.

Descritores: 1.Técnicas de diagnóstico otológicos 2.Potenciais evocados auditivos 3.Limiar auditivo 4.Perda auditiva neurosensorial 5.Implantes cocleares

USP/FM/DBD-012/13

DEDICATÓRIA

Aos meus pais, **Sergio** e **Rosangela**, norte de moral e ética, exemplos pessoais e profissionais. Com esforço e dedicação construíram uma família sólida e unida. Seus princípios, apoio e amor incondicional foram responsáveis por minhas qualidades, méritos e vitórias.

À minha esposa **Marystella**, por seu amor, carinho, atenção e compreensão durante a conclusão de mais uma etapa. Com você os momentos de alegria se multiplicam e os de turbulência se dispersam.

Ao meu irmão e amigo **Bernardo**, pela disponibilidade constante e companheirismo ao longo dos anos que se passaram e os que estão por vir.

AGRADECIMENTOS

À **Deus**, pela luz que guia meu caminho.

Ao **Prof. Dr. Rubens de Brito Neto**, Professor Associado da Disciplina de Otorrinolaringologia da FMUSP e orientador desta tese, pelo apoio e ensinamentos durante o período de residência, preceptoria e pós-graduação. Sua competência profissional e dedicação à família são inspiradores.

Ao **Prof. Dr. Ricardo Ferreira Bento**, Professor Titular da Disciplina de Otorrinolaringologia da FMUSP, pelo empreendedorismo e dedicação com os quais comanda esse centro de excelência, pela oportunidade de realizar minha formação profissional sob sua tutela e confiança depositada em mim na indicação para médico preceptor.

Ao **Prof. Dr. Luiz Ubirajara Sennes**, Professor Associado e Coordenador do Programa de Pós-graduação da Disciplina de Otorrinolaringologia da FMUSP, pela amizade e conselhos imprescindíveis para meu crescimento profissional e pessoal. Seu sucesso profissional e idoneidade me estimulam a seguir em frente.

À **Dra. Signe Schuster Grasel**, médica assistente do Hospital das Clínicas da FMUSP, dotada de conhecimento amplo e raciocínio diferenciado, pelo

tempo dispendido, ideias, sugestões e críticas construtivas que foram indispensáveis desde o início dessa jornada. Busca sempre transmitir sua seriedade, perfeccionismo, respeito e amizade, que mantém coeso o grupo de pessoas que a cerca.

Ao **Prof. Dr. Edigar Resende de Almeida**, por compartilhar suas experiências como orientador de diversas teses, pelos conselhos de vida e pela palavra de suporte. Cada minuto de conversa é um aprendizado.

Ao **Dr. Roberto Miquelino de Oliveira Beck**, médico assistente do Hospital das Clínicas da FMUSP, companheiro de trabalho e de pesquisa, pela amizade, pela boa vontade em ajudar e pela colaboração em todas as etapas dessa tese.

Ao **Dr. Robinson Koji Tsuji**, médico assistente do Hospital das Clínicas da FMUSP, pela iniciação na cirurgia do implante coclear e pelo incentivo à pesquisa.

À **Dra. Maria Valéria Goffi Gomez** e à **Kellen Kutscher**, fonoaudiólogas do Grupo de Implante Coclear do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da USP, pelas ideias e colaboração durante as fases iniciais dessa tese.

À **Profa. Dra. Tanit Ganz Sanchez** e à **Profa. Dra. Renata Cantisani Di Francesco**, pelas orientações valiosas no exame de qualificação.

Ao **Dr. Rui Imamura, Dr. Ronaldo Frizzarini e Dr. Fábio de Rezende Pinna**, pelos ensinamentos dos fundamentos da pesquisa clínica, metodologia e estatística.

Ao **Prof. Dr. Sergio Ramos**, Professor Titular de Disciplina de Otorrinolaringologia da Universidade Federal do Espírito Santo, por minha introdução à otorrinolaringologia, pelo incentivo e vibração quando decidi seguir sua carreira e pela oportunidade de trabalhar com este profissional humano e cativante.

Aos **médicos assistentes** do Hospital das Clínicas da FMUSP e Hospital Universitário, pelos ensinamentos cruciais para minha formação profissional.

À **Dra. Tatiana Alves Monteiro**, parceira de residência e preceptoria, pela amizade durante todos os anos de convivência próxima e compreensão durante meus períodos de ausência para a confecção desse trabalho.

Aos **Residentes e Pós-graduandos** do Departamento de Otorrinolaringologia da FMUSP, em especial àqueles que se tornaram amigos, pela convivência intensa, pacífica e produtiva.

Aos meus avôs **Cid Ramos** (*in memoriam*), **Aldir Bastos Ramos** (*in memoriam*), **Silvino Faria** e **Odete Zorzaneli Faria**, por edificar a estrutura de suas famílias em fundamentos religiosos e morais, pelo apoio em todas as fases da minha vida e pela alegria demonstrada a cada etapa cumprida.

Aos meus sogros **Antônio Noboru Takahashi**, **Deise Hiroco Takahashi** e cunhado **Bráulio Tetsuya Takahashi**, pelo suporte, atenção e carinho.

Aos meus **amigos** de infância e de faculdade, pela compreensão durante os períodos de ausência dedicados a minha formação profissional e acadêmica.

Às secretárias **Maria Marileide Alves**, **Maria Márcia Alves**, **Lucivânia Lima da Silva** pela amizade e por toda atenção dispensada durante minha formação no Departamento de Otorrinolaringologia da FMUSP.

Aos **pacientes implantados** e **candidatos a implante coclear**, cujos exemplos de superação me estimularam a iniciar e prosseguir com essa pesquisa.

Ao **Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq)**, pela contribuição financeira por meio da bolsa de estudos e da taxa de bancada, incentivo fundamental durante o período de pós-graduação.

Esta dissertação ou tese está de acordo com as seguintes normas, em vigor no momento desta publicação:

Referências: adaptado de *International Committee of Medical Journals Editors* (Vancouver).

Universidade de São Paulo. Faculdade de Medicina. Divisão de Biblioteca e Documentação. *Guia de apresentação de dissertações, teses e monografias*. Elaborado por Anneliese Carneiro da Cunha, Maria Julia de A. L. Freddi, Maria F. Crestana, Marinalva de Souza Aragão, Suely Campos Cardoso, Valéria Vilhena. 3a ed. São Paulo: Divisão de Biblioteca e Documentação; 2011.

Abreviaturas dos títulos dos periódicos de acordo com *List of Journals Indexed in Index Medicus*.

SUMÁRIO

Lista de abreviaturas

Lista de símbolos

Lista de siglas

Lista de figuras

Lista de tabelas

Resumo

Abstract

1 INTRODUÇÃO	01
2 OBJETIVOS	06
3 REVISÃO DA LITERATURA	08
3.1 Audição residual	09
3.2 Métodos eletrofisiológicos	15
3.2.1 Potencial evocado auditivo de tronco encefálico	15
3.2.2 Resposta auditiva de estado estável	17
3.3 Audição residual na resposta auditiva de estado estável	26
4 MÉTODOS	33
4.1 Casuística	34
4.1.1 Critérios de inclusão	34
4.1.2 Critérios de exclusão	35
4.2 Aspectos éticos	35

4.3 Avaliação otorrinolaringológica e audiológica inicial	36
4.3.1 Anamnese	36
4.3.2 Otomicroscopia	36
4.3.3 Timpanometria	37
4.3.4 Emissões otoacústicas por produtos de distorção	37
4.3.5 Potencial evocado auditivo de tronco encefálico por “click”	37
4.4 Audiometria tonal	38
4.5 Respostas auditivas de estado estável	39
4.5.1 Estímulos e parâmetros	39
4.5.2 Registro	42
4.5.3 Avaliação do limiar	44
4.6 Análise dos dados	46
5 RESULTADOS	48
5.1 Características da amostra	49
5.2 Presença de respostas na audiometria tonal e na resposta auditiva de estado estável	51
5.3 Sensibilidade, especificidade e valores preditivos da resposta auditiva de estado estável	55
5.4 Limiares da audiometria tonal e da resposta auditiva de estado estável	55
5.5 Correlação entre os limiares da audiometria tonal e da resposta auditiva de estado estável	59
6 DISCUSSÃO	63
7 CONCLUSÕES	73

8 ANEXOS	75
8.1 Anexo A - Termo de consentimento livre e esclarecido	76
8.2 Anexo B - Banco de dados dos resultados da anamnese	79
8.3 Anexo C - Banco de dados dos resultados da audiometria tonal	80
8.4 Anexo D - Banco de dados dos resultados da resposta auditiva de estado estável	81
9 REFERÊNCIAS	82

APÊNDICES

**Apêndice 1 - Carta de aprovação da Comissão de Ética para Análise
de Projetos de Pesquisa**

LISTA DE ABREVIATURAS

AASI	aparelho de amplificação sonora individual
DP	desvio-padrão
EEG	eletroencefalograma
EOAPD	emissões otoacústicas por produtos de distorção
ed.	edição
Espec.	especificidade
et al.	e outros
FFT	Fourier fast transformation
MASTER	Multiple Auditory Steady-State Responses
N	número
p.	página
PEATE	potencial evocado auditivo de tronco encefálico
RAEE	resposta auditiva de estado estável
RAEEs	respostas auditivas de estado estável
Sens.	sensibilidade
SPSS	Statistical Package for the Social Sciences
VPN	valor preditivo negativo
VPP	valor preditivo positivo

LISTA DE SÍMBOLOS

cm^3	centímetro cúbico
dB	decibel
dB NA	decibel nível de audição
dB NPS	decibel nível de pressão sonora
Hz	hertz
kOhm	quilo-Ohm
mm	milímetro
ms	milisegundo
nV	nanovolt
p	nível descritivo
r	coeficiente de correlação
s	segundo
V	volt
W	watt
μV	microvolt
=	igual
>	maior que
<	menor que
\leq	menor ou igual que

LISTA DE SIGLAS

CAPPEsq	Comissão de Ética para Análise de Projetos de Pesquisa
HCFMUSP	Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo
NIH	National Institutes of Health
US	United States

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 -	Tom contínuo sinusoidal para a frequência portadora de 500 Hz	40
Figura 2 -	Tom contínuo sinusoidal para a frequência portadora de 1 000 Hz	40
Figura 3 -	Tom contínuo sinusoidal para a frequência portadora de 2 000 Hz	40
Figura 4 -	Tom contínuo sinusoidal para a frequência portadora de 4 000 Hz	41
Figura 5 -	Seleção dos estímulos e parâmetros do exame no “software” Multiple Auditory Steady-State Responses (MASTER) 2.04.i00 do sistema Bio-logic Navigator Pro .	41
Figura 6 -	Registro da RAEE no “software” MASTER 2.04.i00 do sistema Bio-logic Navigator Pro na frequência portadora de 500 Hz. No canto superior esquerdo da figura observa-se a atividade do EEG expressa em μV . No canto superior direito encontra-se o espectro de amplitudes no domínio de frequência em nV , após a aplicação da FFT. Nota-se resposta na orelha direita pelo pico de amplitude na frequência de modulação de 69 141 Hz e ausência de resposta na orelha esquerda pela pequena diferença entre o pico na frequência de modulação de 66 797 Hz e o ruído nas frequências adjacentes	44

Figura 7 -	Registro e seleção dos limiares obtidos na RAEE no “software” Multiple Auditory Steady-State Responses (MASTER) 2.04.i00 do sistema Bio-logic Navigator Pro .	45
Figura 8 -	Audiograma eletrofisiológico abrangendo os limiares obtidos no mesmo paciente da Figura 7	46
Gráfico 1 -	Distribuição da perda auditiva segundo o período de aquisição de linguagem nos 40 indivíduos avaliados	49
Gráfico 2 -	Duração da perda auditiva em anos nos 40 indivíduos avaliados	51
Gráfico 3 -	Distribuição das respostas na audiometria tonal nas orelhas direita e esquerda nas frequências de 500, 1 000, 2 000 e 4 000 Hz	52
Gráfico 4 -	Distribuição das respostas na RAEE nas orelhas direita e esquerda nas frequências de 500, 1 000, 2 000 e 4 000 Hz	53
Gráfico 5 -	Relação entre a presença ou ausência de resposta na audiometria tonal e na RAEE nas frequências de 500, 1 000, 2 000 e 4 000 Hz nas 80 orelhas avaliadas	54
Gráfico 6 -	Distribuição dos 200 limiares obtidos na audiometria tonal em dB NA nas frequências de 500, 1 000, 2 000 e 4 000 Hz	57
Gráfico 7 -	Distribuição dos 202 limiares obtidos na RAEE em dB NA nas frequências de 500, 1 000, 2 000 e 4 000 Hz	58

- Gráfico 8** - Limiares da RAEE obtidos para cada frequência na ausência de respostas na audiometria. O limite máximo de estimulação na RAEE era de 117, 120, 119 e 118 dB NA nas frequências de 500, 1 000, 2 000 e 4 000 Hz, respectivamente 58
- Gráfico 9** - Gráfico de dispersão representando a relação entre os limiares da audiometria tonal e da RAEE em 500 Hz nos 62 casos com respostas em ambos os testes. O tamanho dos pontos varia com o número de dados sobrepostos. O coeficiente de correlação é apresentado no canto inferior direito 60
- Gráfico 10** - Gráfico de dispersão representando a relação entre os limiares da audiometria tonal e da RAEE em 1 000 Hz nos 55 casos com respostas em ambos os testes. O tamanho dos pontos varia com o número de dados sobrepostos. O coeficiente de correlação é apresentado no canto inferior direito 60
- Gráfico 11** - Gráfico de dispersão representando a relação entre os limiares da audiometria tonal e da RAEE em 2 000 Hz nos 46 casos com respostas em ambos os testes. O tamanho dos pontos varia com o número de dados sobrepostos. O coeficiente de correlação é apresentado no canto inferior direito 61

- Gráfico 12** - Gráfico de dispersão representando a relação entre os limiares da audiometria tonal e da RAEE em 4 000 Hz nos 29 casos com respostas em ambos os testes. O tamanho dos pontos varia com o número de dados sobrepostos. O coeficiente de correlação é apresentado no canto inferior direito 61
- Gráfico 13** - Distribuição dos valores de erro entre os limiares da audiometria tonal e da RAEE. Subestimativas dos limiares da audiometria tonal são representados por números negativos 62

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Distribuição da causa da perda auditiva segundo o período de aquisição da linguagem nos 40 indivíduos avaliados	50
Tabela 2 - Presença de respostas com intensidades mínimas e máximas na audiometria tonal e RAEE nas frequências de 500, 1 000, 2 000 e 4 000 Hz nas 80 orelhas avaliadas	52
Tabela 3 - Sensibilidade, especificidade, valor preditivo positivo, valor preditivo negativo para a RAEE nas frequências de 500, 1 000, 2 000 e 4 000 Hz e geral	55
Tabela 4 - Média e desvio-padrão dos limiares psicoacústicos da audiometria tonal e dos limiares eletrofisiológicos da RAEE nas orelhas que apresentaram resposta	56
Tabela 5 - Diferença média e erro-padrão entre os limiares da audiometria tonal e da RAEE nas orelhas que apresentaram respostas em ambos os testes	56
Tabela 6 - Diferenças médias e erros-padrão entre os limiares da audiometria tonal e da RAEE nos estudos selecionados da literatura, nas frequências de 500, 1 000, 2 000 e 4 000 Hz	70

RESUMO

Ramos HF. *Avaliação da audição residual em candidatos a implante coclear através da resposta auditiva de estado estável* [tese]. São Paulo: Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo; 2013.

INTRODUÇÃO: A identificação e preservação da audição residual em candidatos a implante coclear vêm assumindo maior importância clínica. A resposta auditiva de estado estável (RAEE) pode fornecer informação frequência-específica sobre o limiar auditivo em níveis de intensidade máximos de 120 dB NA, possibilitando a investigação da audição residual. Os objetivos deste estudo são avaliar a audição residual em candidatos a implante coclear, comparando os limiares eletrofisiológicos da RAEE com os limiares psicoacústicos da audiometria nas frequências de 500, 1 000, 2 000 e 4 000 Hz. **MÉTODO:** Foram avaliados 40 candidatos a implante coclear (80 orelhas) com perda auditiva neurossensorial severa a profunda bilateral. A audiometria foi realizada com o tom “warble” nas frequências de 500, 1 000, 2 000 e 4 000 Hz com intensidade máxima de estimulação de 120 dB NA. A RAEE foi obtida através da estimulação dicótica de uma frequência de tons contínuos sinusoidais modulados 100% em amplitude exponencial e 20% em frequência, nas frequências portadoras de 500, 1 000, 2 000 e 4 000 Hz, com estimulação máxima de 117, 120, 119 e 118 dB NA, respectivamente. **RESULTADOS:** Foram obtidos limiares mensuráveis em 62,5% de todas as frequências estudadas na audiometria tonal e em 63,1%

na RAEE. A RAEE apresentou sensibilidade de 96% e especificidade de 91,6% na detecção da audição residual. As diferenças médias entre os limiares da audiometria tonal e da RAEE não apresentaram significância estatística em nenhuma das frequências. As correlações entre os limiares comportamentais e da RAEE foram significantes em todas as frequências avaliadas, sendo fortes em 500, 1 000 e 2 000 Hz e moderada em 4 000 Hz, com coeficiente de correlação de Pearson entre 0,65 e 0,81. Em 90% dos casos, os limiares da RAEE foram adquiridos nos limites de 10 dB dos limiares comportamentais. CONCLUSÕES: As correlações entre os limiares tonais e da RAEE foram significantes nas frequências de 500, 1 000, 2 000 e 4 000 Hz. A RAEE apresentou alta sensibilidade e especificidade na detecção da audição residual em candidatos a implante coclear, em comparação com a audiometria tonal.

Descritores: Técnicas de diagnóstico em otologia; Potenciais evocados auditivos; Limiar auditivo; Perda auditiva neurosensorial; Implantes cocleares.

ABSTRACT

Ramos HF. Evaluation of residual hearing in cochlear implants candidates using auditory steady-state response [thesis]. São Paulo: Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo; 2013.

INTRODUCTION: Identification and preservation of residual hearing in cochlear implantation are becoming more important lately. Auditory steady-state response (ASSR) can provide frequency-specific information regarding the auditory thresholds at maximum intensity levels of 120 dB HL, allowing investigation of residual hearing. The study objectives are to assess residual hearing in cochlear implant candidates by comparing the electrophysiological thresholds obtained in ASSR with psychoacoustic thresholds of audiometry at 500, 1 000, 2 000 and 4 000 Hz. **METHOD:** Forty cochlear implant candidates (80 ears) with bilateral severe-to-profound sensorineural hearing loss were studied. Warble-tone audiometry was performed at the frequencies 500, 1 000, 2 000 e 4 000 Hz, with stimuli up to 120 dB HL. ASSR was obtained with dichotic single-frequency stimulation of sinusoidal continuous tones modulated in exponential amplitude of 100% and in frequency of 20%, at the carrier frequencies of 500, 1 000, 2 000 and 4 000 Hz at maximum stimulation levels of 117, 120, 119 and 118 dB HL, respectively. **RESULTS:** Thresholds were obtained in 62,5% of all frequencies evaluated in warble-tone audiometry and in 63,1% in the ASSR. ASSR showed sensitivity of 96% and specificity of 91,6% in the detection of residual hearing. The mean

difference between the thresholds of behavioral audiometry and ASSR were not statistically significant in any of the frequencies. Strong correlations between behavioral and ASSR thresholds were observed in 500, 1 000 and 2 000 Hz and moderate in 4 000 Hz, with Pearson correlation coefficient between 0,65 and 0,81. In 90% of the occasions, ASSR thresholds were within 10 dB of behavioral thresholds. CONCLUSIONS: The correlations between behavioral and ASSR thresholds were significant at 500, 1 000, 2 000 and 4 000 Hz. ASSR showed high sensitivity and specificity in the detection of residual hearing in cochlear implant candidates, compared to warble-tone audiometry.

Key-words: Otological Diagnostic Techniques; Auditory evoked potentials; Auditory thresholds; Sensorineural hearing loss; Cochlear implants

1 INTRODUÇÃO

1 INTRODUÇÃO

A perda auditiva é uma deficiência que afeta a personalidade, o relacionamento e o estilo de vida do indivíduo. Em crianças a perda auditiva retarda e diminui a aquisição da linguagem e o progresso educacional; em adultos causa dificuldades ocupacionais, resultando em transtornos sociais.

Apresenta etiologias diversas, congênitas e adquiridas; algumas vezes, perdas sensoriais severas ou profundas podem incapacitar o indivíduo quanto a sua comunicação normal e mesmo para ouvir sons ambientais simples como barulho de trânsito, sirenes e alarmes que constituem alertas na vida diária (Bento et al., 2004).

Por não ser de notificação compulsória aos órgãos públicos, a estimativa de sua incidência é difícil em nosso país. Em 1997, a 1ª Campanha Nacional de Prevenção à Surdez (Bento et al., 1997) estimou em 250 000 o número de indivíduos com perda auditiva severa a profunda, 0,16% da população brasileira. Em estudo transversal seccional realizado em Juiz de Fora, Minas Gerais, a prevalência de perda auditiva severa e profunda foi de 1,62%. (Baraky et al., 2012).

O implante coclear representa a melhor alternativa de tratamento para esses pacientes com perda auditiva neurosensorial profunda bilateral.

O implante coclear era inicialmente indicado apenas para adultos com perda auditiva neurosensorial profunda com média dos limiares tonais igual ou maior que 100 dB NA e ausência de reconhecimento de sentenças em

formato aberto com o melhor aparelho de amplificação sonora individual (AASI) adaptado (NIH Consensus Conference, 1995).

A demonstração de maior ganho em pacientes com audição residual com implante coclear multicanal do que com AASI (Cohen et al., 1993; Gantz et al., 1993; Battmer et al., 1995; Summerfield, Marshall, 1995), estendeu os critérios de seleção para indivíduos com perda auditiva neurossensorial severa (média dos limiares tonais de 71 a 90 dB NA) com reconhecimento de sentenças em formato aberto menor ou igual a 30% (NIH Consensus Conference, 1995; US Food and Drug Administration, 1996).

O aperfeiçoamento da tecnologia encorajou usuários de AASI a considerar o implante coclear para melhora auditiva, aumentando o número de pacientes com audição residual encaminhados aos centros de implante coclear (Shallop et al., 1992; Hodges et al., 1997; Fraysse et al., 1998).

A audição residual antes do implante coclear associa-se positivamente aos resultados de percepção da fala para sentenças em formato aberto, tanto em crianças (Zwolan et al., 1997; Cowan et al., 1997; Eisenberg et al., 2000; Gantz et al., 2000; Dolan-Ash et al., 2000; Mondain et al., 2002; Dettman et al., 2004), quanto em adultos (Dowell et al., 2004; Cullen et al., 2004).

A audiometria tonal é o teste padrão para identificação e quantificação da perda auditiva em indivíduos capazes de responder e cooperar. Métodos alternativos são imprescindíveis na caracterização da capacidade auditiva quando as respostas subjetivas são duvidosas ou incompletas em áreas críticas de frequência e/ou intensidade. Os indivíduos de difícil avaliação

requerem a utilização de medidas objetivas, independentes da resposta do paciente, para avaliação auditiva (Swanepoel, Ebrahim, 2009).

O método eletrofisiológico mais utilizado na estimativa do limiar auditivo é o potencial evocado auditivo de tronco encefálico (PEATE) com estímulo tipo “click” ou “tone burst” (Picton et al., 1994). Devido à natureza transiente do estímulo utilizado para evocar o PEATE, o nível de estimulação máximo é de 95 dB NA, impedindo investigação da possibilidade de audição residual (Rance et al., 1998). Embora a ausência de respostas no PEATE sugira fortemente perda auditiva severa a profunda, não permite a distinção entre ambos os tipos (Brookhouser et al., 1990).

A resposta auditiva de estado estável (RAEE) é evocada por tons contínuos modulados com seletividade frequencial, permitindo também altos níveis de intensidade de estimulação (Lins et al., 1996). Assim, a RAEE pode fornecer informação frequência-específica sobre o limiar auditivo em intensidade máxima de 120 dB NA (Rance et al., 1998), proporcionando investigação melhor e mais confiável de orelhas com audição residual. Contudo, a estimulação por via aérea em altas intensidades pode produzir RAEE artefactual (Gorga et al., 2004; Small, Stapells, 2004; Picton, John, 2004), especialmente nas frequências de 500 e 1 000 Hz (Small, Stapells, 2004).

A RAEE foi investigada em vários estudos compreendendo adultos e crianças com graus variados de perdas auditivas (Rance et al., 1995; Lins et al., 1996; Dimitrijevic et al., 2002; Rance, Rickards, 2002; Picton et al., 2005; Vander Werff et al., 2005; Attias et al., 2006; Canale et al., 2006; Ahn et al.,

2007; Lin et al., 2009; D'haenens et al., 2009; Ozdek et al., 2010). Todavia, poucos analisaram sua utilização na perda auditiva neurosensorial severa e profunda, sobretudo após a suposição de respostas falso-positivas na estimulação em altas intensidades (Gorga et al., 2004; Small, Stapells, 2004; Picton, John, 2004).

Em razão de suas peculiaridades, a RAEE é uma ferramenta única na avaliação da audição residual em candidatos a implante coclear. Entretanto, a falta de dados clínicos adequados e padronização limitam sua aplicabilidade na estimativa dos limiares auditivos. A relação exata entre os limiares psicoacústicos e eletrofisiológicos em altas intensidades ainda não é clara e requer investigação mais minuciosa.

2 OBJETIVOS

2 OBJETIVOS

O objetivo do estudo é avaliar a presença de resposta auditiva de estado estável em candidatos a implante coclear com perda auditiva neurossensorial severa a profunda bilateral, comparando os limiares eletrofisiológicos da resposta auditiva de estado estável com os limiares psicoacústicos da audiometria tonal nas frequências de 500, 1 000, 2 000 e 4 000 Hz.

3 REVISÃO DA LITERATURA

3 REVISÃO DA LITERATURA

3.1 Audição residual

Há mais de 60 anos, Goodman (1949) salientou que cerca de 90% das crianças matriculadas em escolas para deficientes auditivos apresentavam algum grau de audição residual.

Estudos de perda auditiva pouco investigavam sistemas auditivos com deterioração grave. A avaliação da audição residual nos indivíduos com perda auditiva severa a profunda era prejudicada pela baixa capacidade de comunicação desse grupo, limitação dos equipamentos na produção de som em altas intensidades e variabilidade de resultados. Estudos mais profundos eram requeridos, pois o conhecimento da audição residual poderia ajudar a melhorar consideravelmente a comunicabilidade (Lamoré et al., 1984), além de contribuir para melhor preservar a audição e para o desenvolvimento de próteses auditivas (Lamoré et al., 1985).

Acusticamente, a energia dos sons da fala engloba o espectro de frequências entre 100 e 12 000 Hz. Apesar de as vogais serem mais fortes e graves, são as consoantes, mais fracas e agudas, os elementos mais importantes para a compreensão da fala.

Indivíduos com perda auditiva severa a profunda geralmente apresentam pouca ou nenhuma seletividade frequencial (Rosen et al., 1990; Faulkner et al. 1990a). Consequentemente, demonstram dificuldade na

extração de padrões de vocalização e intonação a partir do complexo sinal da fala, com desempenho precário na amplificação da fala (Faulkner et al. 1990b).

A indicação de implante coclear restringia-se a pacientes com perda auditiva neurossensorial profunda. Entretanto, o desenvolvimento dos implantes cocleares multicanais e o aperfeiçoamento da tecnologia de processamento sonoro aprimoraram a eficácia dos implantes cocleares, aumentando o desempenho da percepção da fala (Skinner et al., 1994; Whitford et al., 1995).

O avanço no processamento da fala, principalmente a melhora da percepção de sentenças em formato aberto, propiciou a usuários de implante coclear com perda auditiva profunda desempenho auditivo igual ou melhor ao de usuários de AASI com perda auditiva severa (Shallop et al., 1992; Flynn et al., 1998). Por esse motivo, há necessidade crescente de considerar o implante coclear em indivíduos com audição residual (Clark et al., 1995).

Atualmente os implantes cocleares multicanais constituem tratamento efetivo para pacientes portadores de perda neurossensorial severa a profunda com ganho limitado (percepção de sentenças em formato aberto <30%) com o AASI (Agelfors, 1994; NIH Consensus Conference, 1995).

Usuários de AASI com reconhecimento de sentenças em formato aberto menor ou igual a 30% frequentemente apresentam limiares tonais residuais na orelha selecionada para o implante coclear (Fraysse et al., 1998). Esses indivíduos obtêm aumento significativo do reconhecimento

tanto de palavras quanto de sentenças em formato aberto após o implante coclear (Frayse et al., 1998; Rubinstein et al., 1999; Gantz et al., 2000; Dolan-Ash et al., 2000; Mondain et al., 2002) e da habilidade de reconhecimento de vogais e consoantes (Shiomi et al., 1999).

Comparados com usuários de implante coclear com perda profunda, pacientes adultos com audição residual pré-operatória compreendem melhor monossílabos após o implante coclear (Kiefer et al., 1998). Os escores de reconhecimento de vogais e consoantes também superam os de usuários de implante coclear com perda profunda (Shiomi et al., 1999).

Crianças usuárias de implante coclear com níveis mais elevados de audição residual pré-operatória obtêm melhores resultados na percepção de monossílabos, dissílabos e trissílabos (Kiefer et al., 1998), além de palavras e sentenças em formato aberto (Zwolan et al., 1997; Cowan et al., 1997; Kiefer et al., 1998; Eisenberg et al., 2000; Gantz et al., 2000; Dolan-Ash et al., 2000; Mondain et al., 2002; Dettman et al., 2004), quando comparadas a crianças que não demonstram respostas com AASI.

Presume-se que pacientes implantados com audição residual apresentem melhores resultados devido à maior preservação da via auditiva, particularmente do gânglio espiral, com função de condução dos sinais elétricos codificados para o sistema nervoso central (Incesulu, Nadol, 1998). A estimulação sonora em indivíduos com restos auditivos manteria o funcionamento de células ciliadas internas que, por efeito trófico, impediriam a degeneração secundária do gânglio espiral (Rubinstein et al., 1998; Cullen et al., 2004).

No entanto, a presença de audição residual em pelo menos uma das orelhas antes do implante coclear associa-se a melhor percepção da fala, independentemente se o implante foi realizado na orelha com limiar pior ou melhor. Audição residual em uma ou ambas as orelhas mantém a habilidade das vias auditivas centrais de decodificar informações da fala (Francis et al., 2004).

A preservação da audição residual pode ser possível após a cirurgia do implante coclear (Hodges et al., 1997; Fraysse et al., 1998; Goffi-Gomez et al., 2002; Gstoettner et al., 2004; Kiefer et al., 2004; James et al., 2005). A conservação da audição residual vem assumindo maior importância clínica à medida que pacientes com maior audição residual são implantados (Hodges et al., 1997; Dowell et al., 2004; Cullen et al., 2004; Dettman et al., 2004), a idade mínima para a cirurgia do implante coclear em crianças reduzida e os casos de implantes bilaterais aumentam (Balkany et al., 2006).

Estudos em animais demonstraram que a preservação morfológica da ultraestrutura do órgão de Corti, incluindo as células de suporte, é importante para a sobrevivência em longo prazo das células do gânglio espiral e dendritos (Xu et al., 1997; Sugawara et al., 2005).

Baseando-se no fato que as células do gânglio espiral e/ou dendritos são estimuladas pelos implantes cocleares, a preservação das células de suporte pela minimização do trauma durante inserção dos eletrodos do implante coclear poderia ser importante para todos os pacientes. Balkany et al. (2006) descreveram o potencial emprego das variações dos limiares

tonais após o implante coclear como marcador indireto da extensão do trauma de inserção.

A minimização do trauma de inserção limitaria fibrose e neoossificação, facilitando cirurgias revisionais para falha ou atualização do dispositivo (Somdas et al., 2007); possibilitaria utilização de tecnologia futura, como a regeneração celular ou novos métodos de estimulação do nervo coclear (Carlson et al., 2011), a exemplo da estimulação elétrica de células ciliadas residuais denominada estimulação eletrofônica (Clark et al., 1995).

Carlson et al. (2011) demonstraram que adultos implantados com preservação da audição residual apresentam melhor reconhecimento de palavras do que o grupo sem preservação. Supuseram que a extensão da perda da audição residual após o implante associa-se ao grau de lesão intraoperatória. Muitos dos mecanismos responsáveis por esta perda também podem afetar a estimulação elétrica.

A preservação da audição residual nas frequências graves permite a combinação de estimulação elétrica e acústica na mesma orelha em indivíduos com perda severa a profunda nas frequências agudas e audição residual significativa nas graves (Von Ilberg et al., 1999).

O implante coclear híbrido, constituído por eletrodo coclear curto associado a aparelho de amplificação sonora externo estimulando acusticamente as células residuais funcionantes, beneficia o reconhecimento da fala, com melhora subjetiva da qualidade sonora (Gantz, Turner, 2003;

Gantz et al., 2006), da discriminação da fala em ambientes ruidosos (Turner et al., 2004) e da apreciação musical (Gfeller et al. 2006).

Com a expansão dos critérios de indicação para implantes cocleares, um maior número de pacientes implantados apresenta audição útil na orelha contralateral, podendo combinar estimulação elétrica em um lado com amplificação acústica contralateral, denominada estimulação bimodal (Dooley et al., 1993).

A estimulação combinada proporciona melhor qualidade do som, que aparenta ser mais natural (Armstrong et al., 1997), localização sonora e discriminação da fala em ambientes ruidosos (Ching et al. 2004). Para tais incrementos, a simples presença de audição residual medida pelos métodos convencionais é útil (Ching et al., 2006), mesmo que por si só seja incapaz de fornecer reconhecimento da fala (Kong et al., 2005).

Fraysse et al. (1998) definiram a audição residual como os limiares mensuráveis até os limites de estimulação do audiômetro para as frequências de 500 a 8 000 Hz. Kiefer et al. (1998) determinaram audição residual como intensidade menor ou igual a 110 dB NA em pelo menos 2 frequências entre 250 e 4 000. Shiomi et al. (1999), por sua vez, estabeleceram-na como a média dos limiares tonais nas frequências de 500, 1 000 e 2 000 Hz entre 70 e 100 dB NA. Soda-Merhy et al. (2008) definiram os resíduos auditivos mensuráveis como a presença de audição perceptível em pelo menos três frequências.

3.2 Métodos eletrofisiológicos

3.2.1 Potencial evocado auditivo de tronco encefálico

O PEATE é utilizado extensamente como método eletrofisiológico para estimar a audição, principalmente pela existência de dados normativos bem estabelecidos tanto para crianças quanto adultos (Stapells et al., 1990; Stapells et al., 1995), consistência de aquisição em indivíduos de todas as idades, incluindo neonatos (Picton et al., 1994), além do fato de as respostas não serem afetadas por sono ou sedação (Osterhammel et al., 1985).

As principais desvantagens do método são (1) o tempo do exame, pois apenas uma orelha, uma frequência e uma intensidade podem ser avaliadas a cada teste e (2) a análise da resposta é subjetiva, sujeita a erros dependendo da experiência do examinador.

O parâmetro de estimulação mais empregado é estímulo de curta duração de banda larga tipo “click”, que gera disparo neural sincrônico na via auditiva. Os limiares obtidos no PEATE por “click” vinculam-se aos limiares psicoacústicos de indivíduos com graus variados de perda auditiva (Gorga et al., 1985; Van der Drift et al., 1987).

Devido ao amplo espectro de frequências do “click”, a energia acústica ativa uma vasta porção da membrana basilar, dificultando a determinação precisa das regiões cocleares que contribuem para a resposta (Eggermont, 1982). Os limiares do PEATE por “click” correlacionam-se mais fortemente com os melhores limiares comportamentais entre 1 000 Hz e

4 000 Hz em intensidades baixas e moderadas (Hyde et al., 1990). Portanto, esse estímulo não oferece informações frequência-específicas. Em altas intensidades o “click” estimula uma ampla faixa de frequências da cóclea e o limiar é determinado pela frequência com melhor limiar (Hall, 2007).

Perdas auditivas restritas a frequências específicas podem não ser identificadas (Duriex-Smith et al., 1991). Brookhouser et al. (1990) demonstraram que em indivíduos com ausência de PEATE, limiars tonais são obtidos na frequência de 500 Hz em 60% dos casos.

Estímulos frequência-específicos, como o “tone burst”, também podem ser empregados para evocar esses potenciais auditivos. Estímulos de curta duração com rampas não lineares e filtros minimizam dispersão sonora nas frequências adjacentes, permitindo estimar o limiar auditivo com precisão razoável em ampla faixa de frequências (Stapells et al., 1990; Munnerley et al., 1991).

Contudo, a morfologia das respostas, particularmente em 500 Hz, é de difícil interpretação (Laukli et al., 1988; Fjermedal et al., 1989; Stapells et al., 1990; Stapells et al., 1995). Os limiars nas frequências graves são variáveis e frequentemente mais elevados em indivíduos com limiars comportamentais dentro da normalidade (Gorga et al., 1988).

A avaliação de orelhas com graus significantes de perda auditiva pelo PEATE é prejudicada. Devido à curta duração do estímulo, o nível máximo de apresentação do estímulo é 95 dB NA. Assim, a investigação minuciosa da possibilidade de audição residual em níveis profundos não é possível (Rance et al., 1998).

Embora ausência do PEATE sob estimulação máxima seja bom indicador de perda auditiva significativa, não apresenta sensibilidade para variações do limiar na faixa entre perda auditiva severa e profunda. Em indivíduos com ausência de PEATE, cerca de 25% dos limiares tonais são obtidos em níveis inferiores a 100 dB NA e mais de 10% estão na faixa de perda auditiva moderada a severa (Rance et al., 1998)

3.2.2 Resposta auditiva de estado estável

Potenciais evocados de estado estável surgem quando estímulo repetitivo provoca resposta elétrica cujos componentes frequenciais constituintes mantêm amplitude e fase constante por períodos prolongados (Regan, 1989).

A RAEE é um potencial obtido por taxas de estimulação rápidas o suficiente para sobrepor respostas a estímulos sucessivos (Regan, 1982). A resposta periódica sincroniza-se com a periodicidade de variação do estímulo. Na frequência de modulação do estímulo a atividade eletroencefalográfica é sincronizada ao disparo do estímulo (Korczak et al., 2012).

A RAEE inicialmente estudada foi evocada por estímulos em 40 Hz. A resposta adquirida era facilmente identificável e permanecia relativamente ampla, mesmo próxima ao limiar auditivo (Galambos et al., 1981). Embora fossem satisfatórias as estimativas dos limiares tonais em adultos com audição normal e perda auditiva (Lynn et al., 1984), a amplitude da resposta

diminuía consideravelmente durante o sono (Linden et al., 1985; Jerger et al., 1986) e anestesia geral (Plourde, Picton, 1990), afora dificuldade de aquisição em crianças (Stapells et al., 1988).

Esse potencial também pode ser obtido em diversas frequências de modulação, embora a amplitude da resposta diminua com o aumento dessa frequência. Como o ruído de fundo eletroencefalográfico diminui exponencialmente com o aumento da frequência de modulação, a razão sinal-ruído aumenta. Por isso, a RAEE em altas frequências é facilmente identificada, apesar de menor em amplitude do que a resposta em frequências baixas. Do mesmo modo, respostas a taxas de modulação acima de 70 Hz não são atenuadas pelo sono (Cohen et al., 1991). Aoyagi et al. (1993) relataram respostas claramente detectáveis em adultos e crianças no período de sono sob frequências de modulação de 80 a 100 Hz. Rickards et al. (1994) observaram que recém-nascidos a termo sob sono natural apresentam respostas consistentes com frequências de modulação entre 60 e 100 Hz.

Os geradores neurais da RAEE não são perfeitamente compreendidos, mas supõe-se que a resposta surge de fontes múltiplas, especialmente no córtex cerebral e tronco encefálico, com diferentes contribuições dependendo do padrão temporal do estímulo. Respostas evocadas a partir de frequências de modulação abaixo de 20 Hz parecem originar-se principalmente da atividade do córtex auditivo primário no lobo temporal (Hari et al., 1989). Nas frequências de modulação entre 20 e 60 Hz, os geradores neurais localizam-se em centros próximos ao córtex auditivo

primário, mesencéfalo e tálamo (Spydell et al., 1985; Mäkelä, Hari, 1987; Johnson et al., 1988; Hari et al., 1989). Por fim, quando a RAEE é evocada por estímulos superando 60 Hz, as respostas são produzidas primariamente pelas contribuições do complexo olivar superior, colículo inferior e núcleo coclear (Hari et al., 1989; Kiren et al., 1994; Herdman et al., 2002).

Devido à periodicidade da resposta, a RAEE pode ser caracterizada pela amplitude e fase do primeiro (frequência fundamental) e segundo harmônicos da resposta, permitindo a detecção de resposta com protocolos de análise automáticos e objetivos (Stapells et al., 1987).

Uma vez que apenas o espectro dos harmônicos deve ser analisado no eletroencefalograma (EEG), a resposta é mais apropriadamente avaliada utilizando técnicas de análise de frequência. Para tal fim, o conjunto de respostas que varia em amplitude ao longo do tempo deve ser convertido para conjunto de valores complexos que varia com a frequência através da transformada de Fourier. A transformada pode ser efetuada digitalmente, empregando algoritmos embasados na transformação rápida de Fourier (Fourier fast transformation - FFT).

As respostas auditivas são registradas medindo-se a diferença de potencial entre dois eletrodos, habitualmente posicionados na frente e na nuca ou mastoide. São adquiridas em conjunção com outras atividades elétricas derivadas do encéfalo e músculos da face, dos olhos e do pescoço. A resposta é considerada sinal e as outras atividades elétricas ruído.

A resposta é analisada no domínio da frequência, extraída da atividade do EEG, na frequência correspondente à frequência de modulação

do estímulo. Para a interpretação da relação sinal-ruído é essencial comparar a amplitude da resposta com as amplitudes das frequências adjacentes no espectro. A análise da RAEE depende de métodos estatísticos, como coerência de fase ou análise da variância (teste F), para predizer se a amplitude da resposta é significativamente distinguível da do ruído de fundo (Dobie, Wilson, 1996).

A detecção objetiva da resposta deve ser interpretada com cautela, pois testes estatísticos caracterizam-se por nível de significância p , sempre associado a determinada probabilidade de erro tipo I. A detecção da RAEE empregando um nível de significância de $p=0,05$ pressupõe falsa rejeição da hipótese nula, ou seja, identificação incorreta da presença de respostas em 5% dos registros devido ao acaso (Hulley et al., 2008). Em caso de resposta significativa, o examinador deve estar ciente de que isso pode sobrevir de detecção acidental de resposta (D'haenens et al., 2010).

Por serem contínuos, os estímulos não sofrem distorção espectral como o “click” ou “tone burst”, apresentam assim maior especificidade frequencial. Os estímulos mais utilizados são tons sinusoidais modulados em amplitude, que varia ao longo do tempo. O nível de variação dessa amplitude é conhecido como profundidade da modulação, expresso em porcentagem. Tais estímulos concentram energia espectral na frequência portadora e em duas bandas laterais, separadas da portadora pela frequência de modulação (Kuwada et al., 1986).

Tons modulados em frequência são estímulos nos quais apenas o conteúdo frequencial varia ao longo da duração do tom. São formados pela modulação tanto da frequência como da fase da frequência portadora.

A modulação simultânea da amplitude e da frequência, descrita como modulação mista, demonstrou realçar a amplitude das respostas quando comparada a estímulos modulados em amplitude exclusivamente (Cohen et al., 1991).

A combinação de dois tons modulados em amplitude que apresentam a mesma frequência de modulação, com suas frequências portadoras separadas pelo dobro da frequência de modulação, é denominada modulação exponencial. Tal estímulo aumenta a amplitude da resposta, principalmente nas frequências mais agudas e mais graves (John et al., 2002).

A natureza contínua do estímulo oferece outra vantagem sobre os estímulos transientes. Os tons modulados podem produzir níveis de intensidade de estímulo até 120 dB NA (Rance et al., 1995), permitindo avaliação mais precisa e confiável de orelhas com audição residual mínima e potenciais candidatos a implante coclear (Swanepoel, Hugo, 2004).

Pelo fato de a análise da resposta ser realizada no domínio da frequência, é possível combinar diferentes frequências portadoras apresentadas em diferentes frequências de modulação (Regan, Regan, 1988). Múltiplas frequências portadoras, cada uma com uma frequência de modulação, podem ser combinadas em estímulo acústico complexo capaz de ativar simultaneamente diferentes regiões da cóclea. As RAEEs

evocadas são analisadas independentemente na frequência própria cuja portadora está modulada. Esse artifício diminui o tempo para avaliação de limiares em múltiplas frequências, com conseqüente redução do tempo de sono natural ou sedação.

Lins e Picton (1995) evidenciaram que na estimulação de ambas as orelhas com frequências portadoras e de modulação diferentes, não havia diminuição significativa da amplitude das respostas para até oito estímulos simultâneos (quatro em cada orelha). Contudo, (1) há interações expressivas entre as frequências portadoras quando separadas por menos de meia oitava, (2) o incremento da intensidade do estímulo para 75 dB NPS aumenta as interações entre os estímulos e atenua as respostas e (3) as respostas registradas utilizando frequências de modulação entre 35 e 55 Hz apresentam mais interações do que aquelas registradas em altas frequências de modulação (John et al., 1998).

Vários estudos demonstram que a RAEE estima com certa precisão o grau e configuração da audiometria comportamental, tanto em crianças quanto em adultos.

Rance et al. (1995) predisseram os limiares auditivos utilizando a RAEE em amostra de 25 crianças e 35 adultos com audição normal e graus variados de perda auditiva. Os limiares da RAEE foram estimados com estímulos modulados 100% em amplitude e 10% em frequência, nas frequências portadoras de 250 a 4 000 Hz moduladas em 90 Hz, apresentados em única frequência a cada orelha separadamente. Observaram que os limiares da RAEE são mais próximos dos limiares tonais

em orelhas com maior grau de perda auditiva. Os limiões em normo-ouvintes são aproximadamente 17 dB NA (4 000 Hz) a 35 dB NA (250 Hz) maiores que os limiões da audiometria tonal. Os limiões da RAEE apresentam maior correlação com os limiões tonais com estímulos em frequências agudas.

Lins et al. (1996) encontraram resultados semelhantes em 51 crianças e 56 adultos com audição normal e 10 adolescentes com perda auditiva, submetidos a estimulação monaural na frequência portadora de 1 000 Hz e na estimulação binaural simultânea com múltiplas frequências, utilizando frequências de modulação entre 77 e 110 Hz.

Aoyagi et al., (1999) obtiveram coeficientes de correlação entre a audiometria comportamental e a RAEE de 0,73, 0,86, 0,88 e 0,92 nas frequências de 500, 1 000, 2 000 e 4 000 Hz, respectivamente, com estimulação monaural de uma frequência portadora modulada em 80 Hz em crianças sob sono induzido.

Rance e Rickards (2002) examinaram 405 orelhas de crianças entre 1 e 8 meses com audição normal e graus variados de perda auditiva, observando forte relação ($r > 0,96$) entre os limiões da RAEE e limiões tonais obtidos subsequentemente para as frequências de 500 a 4 000 Hz.

Foi estudado o emprego de estímulos modulados tanto em amplitude quanto em frequência na avaliação dos limiões auditivos em 31 adultos com perda auditiva leve a severa e em 14 adultos com audição normal. A média da diferença entre os limiões psicoacústicos e eletrofisiológicos no grupo com perda auditiva é discretamente menor em comparação com aquele com

audição normal. Contudo, essa diferença não é significativa. A amplitude da resposta no limiar é significativamente maior nos indivíduos com perda auditiva. Em ambos os grupos a maior discrepância entre os limiares psicoacústicos e eletrofisiológicos é observado na frequência portadora de 500 Hz (Dimitrijevic et al., 2002).

Os limiares eletrofisiológicos são mais próximos dos limiares tonais em indivíduos com perda auditiva neurosensorial do que naqueles com audição normal, tanto em adultos (Rance et al., 1995; Lins et al., 1996; Dimitrijevic et al., 2002; Picton et al., 2005; Vander Werff, Brown, 2005; Attias et al., 2006; Canale et al., 2006; Ahn et al., 2007; Lin et al., 2009; D'haenens et al., 2009; Ozdek et al., 2010) quanto em crianças (Rance et al., 1995; Rance, Rickards, 2002; Attias et al., 2006). Esse fenômeno pode ser parcialmente explicado por possível recrutamento eletrofisiológico. Em indivíduos com perda auditiva, a amplitude da resposta acentua-se nas intensidades acima do limiar, facilitando o reconhecimento da resposta nas intensidades próximas ao limiar (Rance et al., 1995; Lins et al., 1996; Dimitrijevic et al., 2002).

Ademais, alguns estudos demonstram que a diferença entre os limiares eletrofisiológicos e os psicoacústicos diminui à medida que a gravidade da perda auditiva aumenta (Rance et al., 1995; Rance, Rickards, 2002; Canale et al., 2006; Duarte et al., 2008; Lin et al., 2009; D'haenens et al., 2009; Hatzopoulos et al., 2010).

Na maioria dos estudos, as piores correlações e maiores diferenças entre os limiares tonais e da RAEE são obtidos na frequência portadora de

500 Hz (Rance et al., 1995; Lins, Picton, 1995; Lins et al., 1996; Aoyagi et al., 1999; Dimitrijevic et al., 2002; Herdman, Stapells, 2003; Picton et al., 2005; Vander Werff, Brown, 2005; Attias et al., 2006; D'haenens et al., 2008; Lin et al., 2009; D'haenens et al., 2009), e vários fatores podem contribuir para esse fenômeno. A explicação mais provável relaciona-se à precária sincronização neural em frequências graves. Estímulos nas frequências graves exibem menor intensidade efetiva devido ao padrão de ativação mais disperso da membrana basilar, com conseqüente atenuação da amplitude da resposta (Lins, Picton, 1995). Além disso, aumenta o tempo de chegada da onda viajante à região apical da cóclea, com sua desaceleração na região.

Herdman e Stapells (2003) avaliaram o emprego da RAEE para estimar o grau e configuração dos audiogramas de adultos com perda auditiva neurossensorial. Utilizaram múltiplos tons modulados em amplitude nas frequências de 500 a 4 000 Hz com frequências de modulação entre 77 e 105 Hz. Os limiares tonais e da RAEE apresentam correlação significativa (0,75 a 0,89), sem diferenças expressivas quanto ao grau da perda auditiva e a configuração do audiograma.

Vander Werff e Brown (2005) também observaram correlação forte entre os limiares tonais e da RAEE tanto em indivíduos com configuração audiométrica plana quanto descendente.

Na comparação entre o PEATE por “click” com a RAEE em 2 000 e 4 000 Hz e entre o PEATE por “tone burst” em 500 Hz com a RAEE na mesma frequência em 32 crianças entre 2 meses e 3 anos com perda

auditiva, observaram-se coeficientes de correlação de 0,97 e 0,86, respectivamente (Vander Werff et al., 2002).

Tanto o PEATE por “click” quanto a RAEE apresentam correlações robustas e estatisticamente significantes com os limiares tonais em crianças com graus variados de perda auditiva (Cone-Wesson et al., 2002). A correlação entre o PEATE por “click” e os limiares tonais é melhor do que para a RAEE nas frequências de 1 000 (0,82 e 0,80) e 2 000 Hz (0,90 e 0,88), e semelhante em 4 000 Hz (0,77 e 0,77). Porém, na frequência de 500 Hz a correlação entre a RAEE e os limiares tonais (0,84) supera a do PEATE por “click” (0,78).

Lin et al., (2009), por sua vez, relataram que tanto a diferença média quanto o desvio-padrão entre a RAEE e os limiares tonais nas frequências de 500 a 4 000 Hz são menores do que entre o PEATE por “click” e os limiares tonais em adultos com graus variados de perda auditiva. A RAEE dispõe de melhor precisão e maior confiabilidade na estimativa da audição do que o PEATE.

3.3 Audição residual na resposta auditiva de estado estável

Rance et al. (1998) confirmaram a vantagem da RAEE sobre o PEATE na determinação das perdas auditivas severas e profundas em 108 crianças entre 1 e 49 meses sem respostas no PEATE a 100 dB NA. A ausência de respostas na RAEE sob estimulação máxima é consistente com

perda auditiva profunda. A presença da RAEE, mesmo na ausência do PEATE, eleva a probabilidade de audição residual passível de amplificação sonora. Em 99% das ocasiões os limiares da RAEE são observados nos limites de 20 dB NA dos limiares tonais. Diferenças menores ou iguais a 10 dB NA são encontradas em 82% dos casos.

Rance e Briggs (2002) avaliaram 200 crianças entre 1 e 8 meses encaminhados após falha na triagem auditiva com o PEATE por “click” na intensidade de 40 dB NA. Na ausência da RAEE, os limiares comportamentais são superiores a 115 dB NA em 93,4% dos casos. Inferiram que a ausência de limiares na RAEE nas intensidades máximas de estimulação indica de audição inutilizável, que prediz resultados fracos com AASI.

Vander Werff et al. (2002) relataram que das 31 orelhas de crianças entre 2 meses e 3 anos sem resposta no PEATE por “click” sob estimulação máxima, 58% exibem limiares mensuráveis na RAEE em 2 000 Hz e 33% em 500 Hz.

Em estudo sobre a avaliação eletrofisiológica da audição em 20 crianças sem respostas no PEATE por “click”, Roberson et al. (2003) observaram RAEE em pelo duas frequências em 65% dos pacientes. Os limiares foram $87,3 \pm 28,1$ dB NA em 250 Hz, $98,1 \pm 5,5$ em 500 Hz, $107 \pm 12,8$ em 1 000 Hz, $98,5 \pm 18,3$ em 2 000 Hz e $82,8 \pm 36,7$ em 4 000 Hz. Ressaltaram que a capacidade de medir RAEE em pacientes com ausência de PEATE é vantajosa na avaliação para implante coclear.

Estudo preliminar de Swanepoel e Hugo (2004) investigou limiares na RAEE em crianças entre 10 e 60 meses candidatas a implante coclear em comparação com a avaliação comportamental em campo aberto e o PEATE por “click”. Essas foram obtidas em apenas um caso entre 15 crianças. A RAEE é adquirida em 74% de todas as frequências avaliadas, com maior resposta em 2 000 Hz, seguido por 1 000, 4 000 e 500 Hz. Noventa e dois por cento dos limiares mensuráveis são obtidos em intensidade acima do limite de estimulação do PEATE por “click” (90 dB NA). Assim, concluíram que a ausência de respostas no PEATE e na avaliação auditiva comportamental em campo aberto não exclui a presença de audição residual mensurável pela RAEE.

Swanepoel et al., (2004) compararam os limiares tonais e da RAEE em 10 crianças entre 10 e 15 anos com perda auditiva congênita severa a profunda. Relataram diferença entre os limiares entre zero e 10 dB NA em 69% dos registros. A melhor correlação entre os limiares é em 1 000 Hz (0,75) e a pior em 500 Hz (0,58).

Na avaliação de 22 indivíduos portadores de perda auditiva neurossensorial severa a profunda, Lee et al. (2004) encontraram coeficientes de correlação entre os limiares obtidos na RAEE e os tonais de 0,91, 0,94, 0,93 e 0,91 nas frequências portadoras de 500, 1 000, 2 000 e 4 000 Hz, respectivamente.

A RAEE pode auxiliar na detecção de diferenças nos limiares auditivos entre as orelhas em crianças sem respostas no PEATE por “click”

em ambas as orelhas. Esta informação pode ajudar na escolha da orelha a receber o implante coclear (Firszt et al. 2004).

Attias et al. (2006) obtiveram correlações significantes entre os limiares da audiometria por tons “warble” e da RAEE em 500, 1 000 e 2 000 Hz ($r=0,65$, $r=0,8$ e $r=0,84$, respectivamente), porém não em 4000 Hz.

Beck et al. (2011) avaliaram a presença de audição residual pela RAEE em 35 crianças candidatas a implante coclear. As respostas são obtidas em 57% das orelhas em pelo menos uma frequência. A maior percentagem de limiares é obtido em 500 Hz (48%), seguido por 1 000 Hz (42%), 2 000 Hz (42%) e 4 000 Hz (31%), com limiares médios de 108 ± 4 , 108 ± 4 , 107 ± 5 , 109 ± 2 dB, respectivamente. Concluíram que a RAEE pode fornecer informações adicionais sobre a audição residual em crianças candidatas a implante coclear.

Beck et al. (2012) compararam a RAEE em altas intensidades com a avaliação comportamental em 42 candidatos a implante coclear entre 3 e 72 meses. Observaram que a maioria dos indivíduos com presença de RAEE também apresenta resposta comportamental. Em cerca de 25% dos casos com ausência de RAEE, a resposta comportamental é subestimada. RAEEs falso-positivas não foram observadas.

Os limiares obtidos na RAEE são precisos o suficiente para guiar a adaptação de AASI em crianças com perda auditiva (Rance, Briggs, 2002) e o implante coclear sem teste de AASI (Roberson et al., 2003). Como a idade mínima para a cirurgia do implante coclear continua a diminuir, a precisão da avaliação dos limiares auditivos apresenta importância crescente. Os

métodos objetivos para medida da audição residual em pacientes cuja percepção da fala não pode ser avaliada são primordiais nos critérios de indicação (Rance et al., 1998).

Todavia, a estimulação em altas intensidades por via óssea ou aérea pode produzir artefatos eletroencefalográficos, que podem resultar em sinal na mesma frequência de modulação do estímulo, podendo esse sinal ser erroneamente interpretado como resposta biológica.

A produção de som por transdutor acústico gera campos eletromagnéticos, que podem ser captados como artefatos pelos eletrodos do EEG. A magnitude dos artefatos varia com o tipo de transdutor, sendo que transdutores por via óssea causam mais artefatos que os por via aérea, e fones de ouvido tipo casco mais do que os de inserção. Outros fatores são intensidade do estímulo, distância entre o transdutor e o circuito de registro, e geometria do campo eletromagnético e do circuito de registro (Picton, John, 2004).

Small e Stapells (2004) observaram que a estimulação por via aérea no limite máximo de intensidade pode produzir respostas espúrias, especialmente em 500 e 1 000 Hz, em indivíduos com perda auditiva profunda que não ouviam o estímulo por oclusão do fone de inserção. Altas taxas de conversão analógico-digitais e polaridade alternada do estímulo minimizam respostas artefatuais.

Gorga et al. (2004) obtiveram média dos limiares na RAEE de 100 dB NA em 10 pacientes com perda auditiva profunda sem resposta subjetiva aos estímulos audiométricos tonais e estímulos contínuos modulados em

amplitude. Foram observadas respostas em todas as frequências (500, 1 000, 2 000 e 4 000 Hz) em todos os indivíduos. Essa observação sugeriu que as RAEEs medidas provavelmente não refletem o sistema auditivo periférico, sendo resultado de artefatos do estímulo ou do equipamento. Advertiram que medidas confiáveis da RAEE não podem ser realizadas acima de 100 dB NA.

Picton e John (2004) propuseram que os artefatos poderiam ser evitados filtrando o sinal antes da conversão analógico-digital, empregando taxas de conversão analógico-digitais que não são submúltiplos da frequência portadora e utilizando tons modulados em amplitude cuja polaridade se alterna a cada ciclo da frequência de modulação. Relataram correção da geração de RAEE artefactual no sistema MASTER do equipamento Bio-logic Navigator Pro comercialmente produzido pela Natus Medical Incorporated.

A possibilidade de artefatos fisiológicos não auditivos tampouco pode ser excluída (Small, Stapells, 2004; Picton, John, 2004). Rance et al. (1998) alertaram que estímulos nas frequências de 250 e 500 Hz em altas intensidades podem resultar em respostas somatossensoriais ao invés de auditivas. Estímulos auditivos de altas intensidades podem ativar aferências vestibulares no sáculo, que evocam potenciais miogênicos captados na musculatura do ínion (Geisler et al., 1958), pós-auricular (Patuzzi, O'Bierne, 1999) e esternocleidomastoidea (Welgampola, Colebatch, 2001), mesmo em indivíduos com perda auditiva profunda (Colebatch et al., 1994). Ademais, a

resposta pode originar-se diretamente dos núcleos vestibulares do tronco encefálico (Nong et al., 2000).

4 MÉTODOS

4 MÉTODOS

4.1 Casuística

Entre maio de 2010 e outubro de 2011 foram avaliados pacientes candidatos a implante coclear, provenientes do Ambulatório de Implante Coclear do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (HCFMUSP).

4.1.1 Critérios de inclusão

Foram incluídos neste estudo portadores de perda auditiva neurossensorial severa a profunda bilateral, cadastrados e aceitos para avaliação no programa de implante coclear do HCFMUSP, com idade superior a 13 anos e inferior ou igual a 70 anos, de ambos os gêneros.

Os critérios para seleção de candidatos a implante coclear adolescentes e adultos do HCFMUSP são 1) perda auditiva pós-lingual apresentando 40% ou menos de reconhecimento de sentenças em apresentação aberta com o uso do AASI, sem leitura orofacial, e 2) perda auditiva pré-lingual com desempenho fraco com o AASI, presença de alguma forma de comunicação, motivação, adesão ao tratamento fonoaudiológico e interesse em participar do mundo sonoro (Goffi-Gomez et al., 2004).

4.1.2 Critérios de exclusão

Foram excluídos do grupo de estudo pacientes apresentando:

- a) Otomicroscopia alterada, como membrana timpânica opaca, retração da membrana timpânica, otite média crônica simples, otite média crônica supurativa, otite média crônica colesteatomatosa, cavidade radical;
- b) Timpanometria com curva tipo B ou C;
- c) Emissões otoacústicas presentes;
- d) Presença de resposta no PEATE por “click”;
- e) Alterações na orelha interna e nervo coclear identificadas na tomografia computadorizada e ressonância nuclear magnética de ossos temporais que poderiam interferir na avaliação da audição residual como aplasia completa da orelha interna, aplasia ou hipoplasia do nervo coclear, fratura transversal de osso temporal com secção do nervo coclear;
- f) Impedância entre os eletrodos superior a 3 kOhm;
- g) Média do ruído eletroencefalográfico superior a 30 nV (D’haenens et al., 2008).

4.2 Aspectos éticos

A pesquisa foi aprovada pela Comissão de Ética para Análise de Projetos de Pesquisa (CAPPesq) da Diretoria Clínica do HCFMUSP sob o número 0164/10 (Apêndice 1).

A participação no estudo ocorreu após consentimento livre e esclarecido do paciente e do responsável (Anexo A).

4.3 Avaliação otorrinolaringológica e audiológica inicial

Os pacientes foram submetidos a avaliação inicial compreendendo anamnese, otomicroscopia, timpanometria, emissões otoacústicas por produtos de distorção e PEATE por “click”.

4.3.1 Anamnese

Os participantes foram questionados quanto à causa e duração da perda auditiva e relação do início da perda auditiva com o período de aquisição da linguagem.

4.3.2 Otomicroscopia

O conduto auditivo externo e a membrana timpânica foram inspecionados com microscópio binocular modelo M9000 (DF Vasconcellos, Valença, RJ), com objetiva de 200 mm e aumento de 5x, acoplado a gerador de luz com lâmpada halógena 15 V/150 W. Nessa etapa, o cerúmen e a descamação epitelial do conduto auditivo externo foram removidos para

visibilização completa da membrana timpânica e evitar a obstrução da sonda do fone de inserção.

4.3.3 Timpanometria

Para as medidas da timpanometria utilizou-se o impedanciômetro Interacoustics, modelo AZ26 (Interacoustics A/S, Assens, Dinamarca). Considerou-se como exame normal a curva timpanométrica tipo A, segundo a classificação de Jerger (1970).

4.3.4 Emissões otoacústicas por produtos de distorção

Foram pesquisadas emissões otoacústicas por produto de distorção (EOAPD) com o software Scout versão 3.45 do equipamento Bio-logic Navigator Pro (Natus Medical Incorporated, San Carlos, CA), em ambiente silencioso, com os pacientes relaxados em decúbito dorsal. O critério para presença de respostas nas frequências de 750 a 8 000 Hz foi EOAPD positiva em pelo menos duas frequências consecutivas.

4.3.5 Potencial evocado auditivo de tronco encefálico por “click”

O PEATE foi realizado com o software AEP versão 2.2 do equipamento Bio-logic Navigator Pro (Natus Medical Incorporated, San Carlos, CA), em ambiente silencioso e com isolamento elétrico. Os pacientes

permaneceram relaxados em decúbito dorsal. Os eletrodos foram posicionados na frente e em ambos os lóbulos da orelha com impedâncias até 2 kOhm. Dois mil estímulos tipo “click” a 90 dB NA foram emitidos por fones de inserção ER-3A (Etymotic Research, Elk Grove Village, IL), com taxa de 21,1/s nas polaridades rarefeito e condensado. O sinal eletroencefalográfico foi amplificado com ganho de 50 000, com definições de filtro de passa-banda entre 100 a 3 000 Hz. O critério para a presença de respostas foi a identificação de ondas em ambos os traçados rarefeito e condensado.

4.4 Audiometria tonal

A audiometria tonal liminar foi realizada em cabine acústica com o audiômetro Madsen Midimate 622, calibrado segundo o padrão ANSI S3.6-1996, por fonoaudiólogas do Ambulatório de Implante Coclear do HCFMUSP. Os limiares tonais por via aérea foram obtidos com o tom “warble” nas frequências de 500, 1 000, 2 000 e 4 000 Hz apresentados em fones supra-aurais (TDH 39). A intensidade máxima de estimulação foi de 120 dB NA.

Os limiares tonais foram determinados utilizando técnica de pesquisa de limiar 10 dB NA para baixo e 5 dB NA para cima para cada frequência.

Os resultados da audiometria tonal não foram apresentados ao examinador antes da aquisição da RAEE.

4.5 Resposta auditiva de estado estável

4.5.1 Estímulos e parâmetros

A medida da RAEE foi obtida utilizando o “software” Multiple Auditory Steady-State Responses (MASTER) 2.04.i00 do sistema Bio-logic Navigator Pro (Natus Medical Incorporated, San Carlos, CA).

Os estímulos empregados para evocar a RAEE por via aérea foram tons contínuos sinusoidais modulados 100% em amplitude exponencial e 20% em frequência. A fase da modulação em frequência foi deslocada para -90° , com o intuito de alinhar a frequência máxima do estímulo com sua amplitude máxima, evocando respostas maiores.

Os tons sinusoidais foram apresentados por fones de inserção ER-3A (Etymotic Research, Elk Grove Village, IL) nas frequências portadoras de 500 (Figura 1), 1 000 (Figura 2), 2 000 (Figura 3) e 4 000 Hz (Figura 4), com estimulação dicótica de uma única frequência em ambas as orelhas simultaneamente. A frequência de modulação foi escolhida segundo o protocolo padrão do equipamento, em 66 797 Hz para a orelha esquerda e 69 141 Hz para a direita (Figura 5). As intensidades máximas de estimulação do equipamento foram 117, 120, 119, 118 dB NA em 500, 1 000, 2 000 e 4 000 Hz, respectivamente.

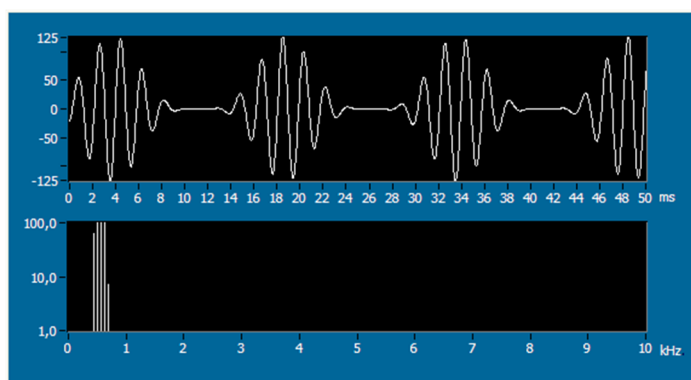


Figura 1 - Tom contínuo sinusoidal para a frequência portadora de 500 Hz

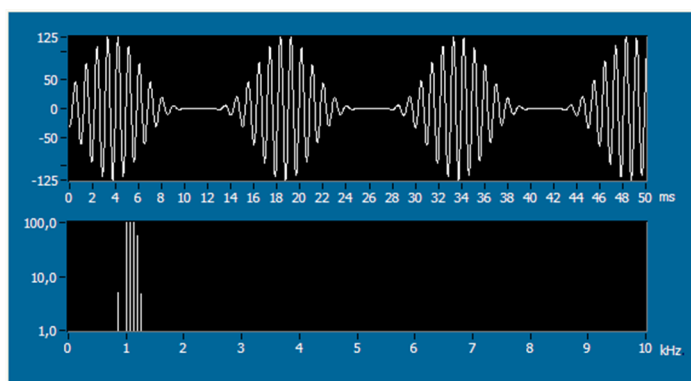


Figura 2 - Tom contínuo sinusoidal para a frequência portadora de 1 000 Hz

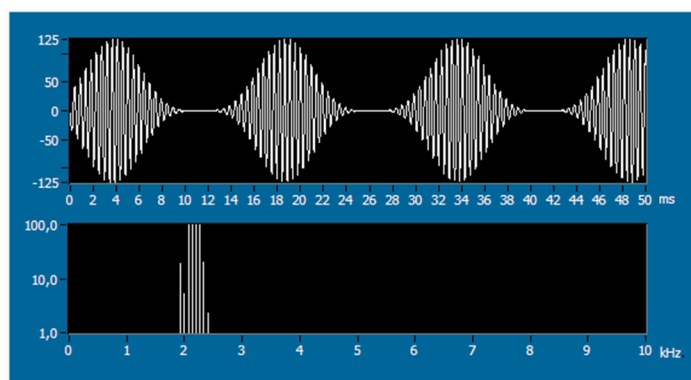


Figura 3 - Tom contínuo sinusoidal para a frequência portadora de 2 000 Hz

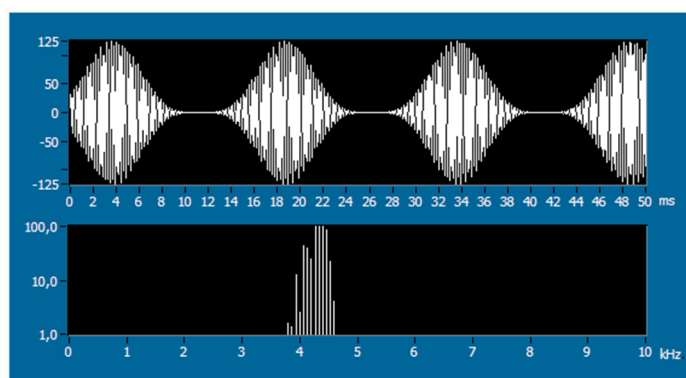


Figura 4 - Tom contínuo sinusoidal para a frequência portadora de 4 000 Hz

TEST PARAMETERS

Select test frequencies LEFT: 500, 1000, 2000, 4000 RIGHT: 500, 1000, 2000, 4000

	Left Ear				Right Ear			
	1	2	3	4	5	6	7	8
Carrier Frequency	500	1000	2000	4000	500	1000	2000	4000
Modulation (Hz)	67,00	67,00	67,00	67,00	69,00	69,00	69,00	69,00
FM Percentage	20,00	20,00	20,00	20,00	20,00	20,00	20,00	20,00
FM phase	-90,00	-90,00	-90,00	-90,00	-90,00	-90,00	-90,00	-90,00
Frequency ON/OFF	ON	OFF	OFF	OFF	ON	OFF	OFF	OFF
	LEFT EAR				RIGHT EAR			
Initial HL in dB	110				AM Percentage 100			
Final HL in dB	80				Choose Ear BOTH			
dB Step	10				Choose Transducer Inserts			
					<input checked="" type="checkbox"/> Check to Enable Exponential Modulation			
					<input checked="" type="checkbox"/> Check to Enable FM			

Figura 5 - Seleção dos estímulos e parâmetros do exame no “software” Multiple Auditory Steady-State Responses (MASTER) 2.04.i00 do sistema Bio-logic Navigator Pro

Os estímulos por via aérea foram calibrados em dB NA, segundo o padrão ANSI S3.6-1996, utilizando medidor de nível sonoro Quest Modelo 1700 com acoplador de 2 cm³ Brüel & Kjær DB138.

4.5.2 Registro

A RAEE foi captada em ambiente silencioso, com baixa luminosidade e isolado eletricamente. Os pacientes permaneceram relaxados em decúbito dorsal. Não foram administrados sedativos. Todos os exames foram realizados pelo mesmo examinador (HFR). Foram utilizados eletrodos de superfície dispostos na fronte alta (Fz) como eletrodo ativo, na nuca (Oz) como referência e no ombro direito (Pz) como terra. Previamente à fixação dos eletrodos foi realizada a limpeza da pele com pasta abrasiva Nuprep® (Weaver and Company, Aurora, CO). Os eletrodos foram posicionados na pele com pasta condutora Ten20® (Weaver and Company, Aurora, CO) e fixados com fita adesiva Micropore® (3M Company, Maplewood, MN). A impedância dos eletrodos foi mantida abaixo de 3 kOhm.

A atividade eletroencefalográfica foi filtrada por passa-banda entre 30 e 300 Hz e amplificada com ganho de 10 000. Os dados foram coletados e digitalizados à taxa de conversão analógico-digital de 1 200 Hz com precisão de 16-bits.

Os dados foram armazenados em segmentos de 0,8533 s de duração ("epochs"). Dezesesseis segmentos consecutivos de informações foram coletados e combinados para formar uma varredura com duração de 13,653 s. Um segmento de dados contendo interferências miogênicas excessivas era eliminado quando a amplitude do ruído eletroencefalográfico excedia o nível de rejeição de artefatos de 60 μ V. O próximo segmento aceitável era utilizado na constituição da varredura. Segmentos que

continham atividade eletrofisiológica superior a 90 nV foram eliminados (Dimitrijevic et al., 2002; Attias et al. 2006).

O número máximo de varreduras foi determinado segundo o padrão estabelecido pelo “software”. Nas intensidades entre 100 e 120 dB NA foram utilizadas 10 varreduras. Entre 90 e 99 dB NA, 12 varreduras foram coletadas e na faixa entre 80 e 89 dB NA, 18 varreduras.

Cada varredura completa era quantificada no domínio de tempo e, subsequentemente, submetida à transformada rápida de Fourier. O espectro de amplitudes resultante permitia análise da RAEE no domínio de frequência. Assim, a resposta auditiva poderia ser detectada na mesma frequência de modulação correspondente à frequência portadora.

O espectro de frequências era analisado automaticamente pelo “software”, determinando se a amplitude da resposta para uma determinada frequência de modulação diferia significativamente da amplitude do ruído de fundo eletroencefalográfico nas frequências adjacentes. A significância da razão sinal-ruído foi verificada pelo teste F com intervalo de confiança de 95% para cada varredura coletada. A resposta era considerada presente quando o valor-F era significativo em nível de $p \leq 0,05$ no mínimo em quatro varreduras consecutivas (Wilding et al., 2012). A ausência de resposta foi considerada quando a razão sinal-ruído não alcançou significância ($p \leq 0,05$) após número máximo de varreduras (Figura 6).

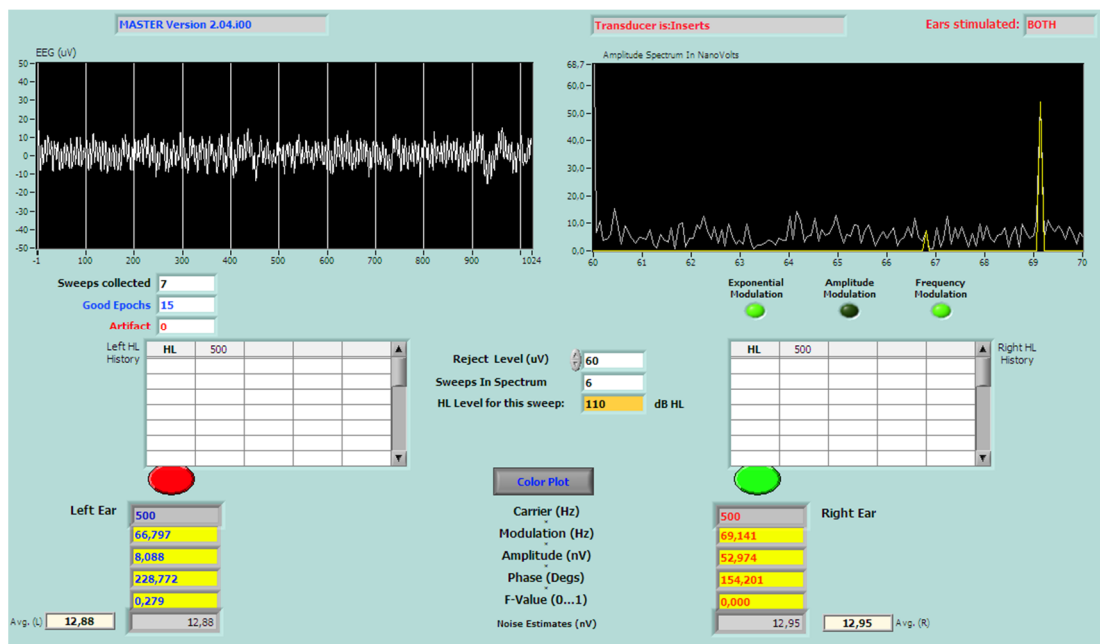


Figura 6 - Registro da RAEE no “software” MASTER 2.04.i00 do sistema Bio-logic Navigator Pro na frequência portadora de 500 Hz. No canto superior esquerdo da figura observa-se a atividade do EEG expressa em μV . No canto superior direito encontra-se o espectro de amplitudes no domínio de frequência em nV, após a aplicação da FFT. Nota-se resposta na orelha direita pelo pico de amplitude na frequência de modulação de 69 141 Hz e ausência de resposta na orelha esquerda pela pequena diferença entre o pico na frequência de modulação de 66 797 Hz e o ruído nas frequências adjacentes

4.5.3 Avaliação do limiar

Os estímulos foram apresentados a uma intensidade inicial de 110 dB NA simultaneamente em ambas as orelhas, uma frequência por vez. A primeira frequência testada foi 1 000, seguida por 500, 2 000 e 4 000 Hz.

Os limiares foram determinados com pesquisa descendente de 10 dB e ascendente de 5 dB, até que todas as respostas estivessem ausentes. Caso a resposta estivesse ausente em 110 dB NA, a intensidade era aumentada para o nível de estimulação máximo do equipamento para cada frequência.

Todos os limiares foram confirmados com a repetição do teste. A ausência de respostas também foi confirmada com a repetição do teste. O limiar na RAEE foi definido como a menor intensidade na qual uma resposta significativa foi detectada, com ausência de resposta 5 dB NA abaixo desse nível.

Após o procedimento, os limiares obtidos para cada orelha foram selecionados (Figura 7) para composição do audiograma eletrofisiológico (Figura 8). Não foram utilizados os índices de correção padronizados pelo “software”.

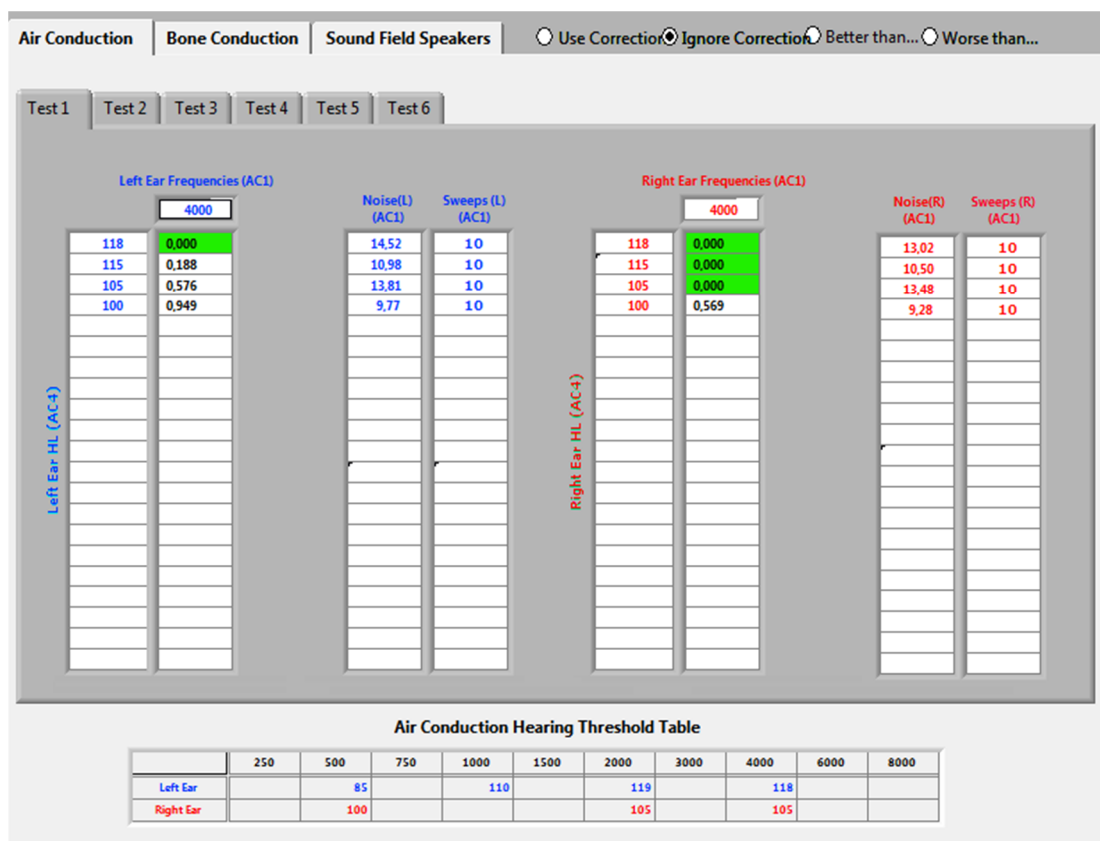


Figura 7 - Registro e seleção dos limiares obtidos na RAEE no “software” Multiple Auditory Steady-State Responses (MASTER) 2.04.i00 do sistema Bio-logic Navigator Pro

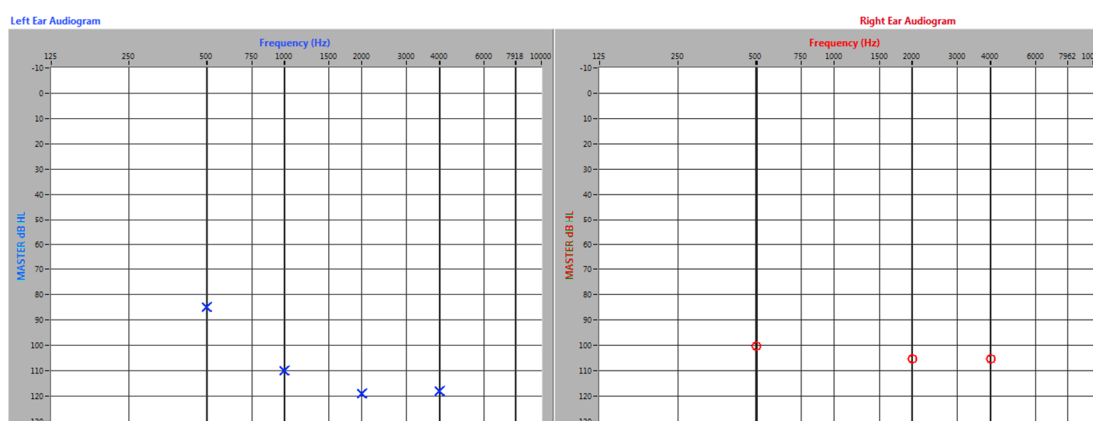


Figura 8 - Audiograma eletrofisiológico abrangendo os limiars obtidos no mesmo paciente da Figura 7

4.6 Análise dos dados

A perda auditiva foi classificada segundo o período de aquisição da linguagem em pré-lingual e pós-lingual. As causas da perda auditiva foram correlacionadas com o período de aquisição da linguagem e a duração da perda auditiva foi quantificada no total da amostra estudada.

Os dados coletados foram armazenados em banco de dados (Anexos B, C, D) e analisados no “software” SPSS 17.0 (IBM, Armonk, NY) para Windows® (Microsoft, Redmond, WA).

A relação entre a presença ou ausência de respostas na audiometria tonal e na RAEE foi examinada nas frequências de 500, 1 000, 2 000 e 4 000 Hz em cada orelha avaliada.

Para determinação da precisão da RAEE na identificação da audição residual foram calculados os valores de sensibilidade, especificidade, valor preditivo positivo e valor preditivo negativo para cada frequência estudada.

A análise descritiva dos limiares na audiometria tonal e na RAEE foi realizada pela análise exploratória dos dados obtidos por meio de medidas de tendência central, como a média, e medidas de variabilidade pelo desvio-padrão.

A diferença entre os limiares da audiometria tonal e da RAEE foi calculada para cada frequência avaliada, subtraindo os valores obtidos na audiometria tonal dos limiares da RAEE. Empregou-se o teste t pareado para analisar as diferenças médias entre os limiares da audiometria tonal e da RAEE.

O coeficiente de correlação de Pearson foi utilizado para avaliar a relação entre os limiares da audiometria e da RAEE para cada frequência estudada, nas orelhas com presença de respostas em ambos os testes.

Respostas na audiometria tonal na ausência de RAEE em níveis máximos de estimulação e limiares RAEE na ausência de limiares tonais foram analisadas separadamente.

Em todos os testes foi empregado nível de significância menor ou igual a 0,05.

5 RESULTADOS

5 RESULTADOS

5.1 Características da amostra

Dos 42 pacientes inicialmente recrutados para o estudo, dois foram excluídos. Um devido a impedância entre os eletrodos superior a 3 kOhm e outro por média do ruído eletroencefalográfico superior a 30 nV.

Portanto, foram avaliados 40 indivíduos (15 do gênero masculino e 25 do feminino) com média etária de $38,75 \pm 14,97$ anos, entre 15 e 63 anos.

A perda auditiva foi classificada segundo o período de aquisição de linguagem em: pré-lingual e pós-lingual (Gráfico 1). As causas das perdas auditivas foram agrupadas nesta classificação (Tabela 1).

Gráfico 1 - Distribuição da perda auditiva segundo o período de aquisição de linguagem nos 40 indivíduos avaliados

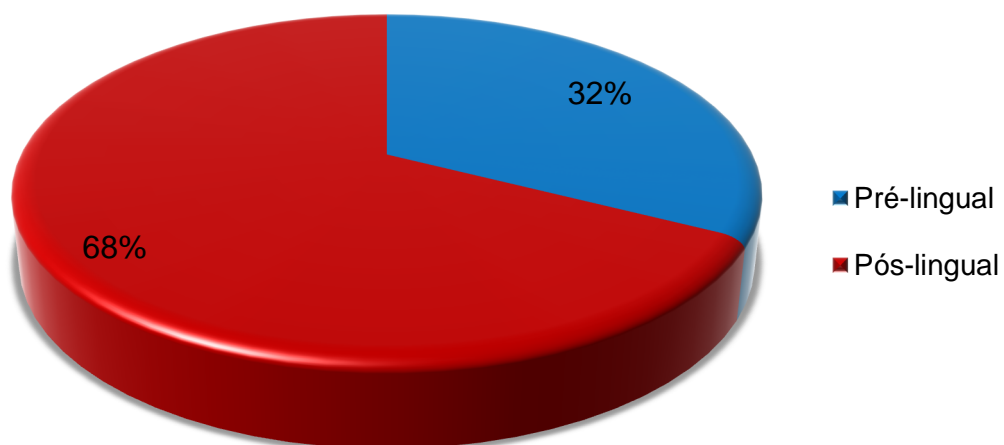
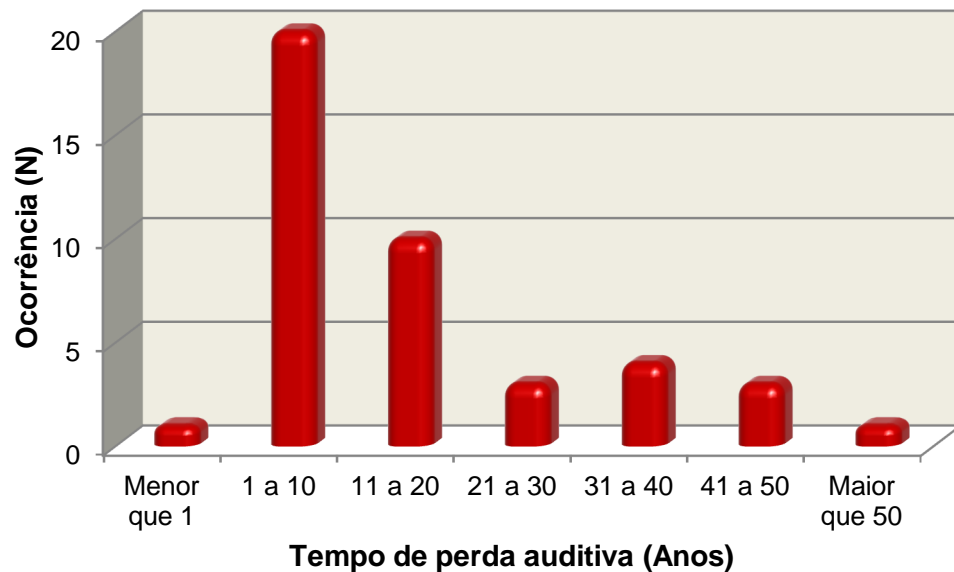


Tabela 1 - Distribuição da causa da perda auditiva segundo o período de aquisição da linguagem nos 40 indivíduos avaliados

Classificação	Causa	N	%
Pré-lingual	Meningite	1	7,7
	Ototoxicidade	2	15,4
	Sarampo	1	7,7
	Trauma	1	7,7
	Desconhecida	4	30,7
	Rubéola congênita	2	15,4
	Síndrome de Waardenburg	2	15,4
	TOTAL	13	100,0
Pós-lingual	Caxumba	1	3,7
	Desconhecida	6	22,2
	Genética	3	11,1
	Meningite	7	26,0
	Ototoxicidade	3	11,1
	PAIR	1	3,7
	Sarampo	1	3,7
	Síndrome de Usher	1	3,7
	Surdez súbita	1	3,7
	Trauma	3	11,1
	TOTAL	27	100,0

A duração da perda auditiva variou de 6 meses a 57 anos com média e desvio padrão de $16,32 \pm 15,75$ (Gráfico 2).

Gráfico 2 - Duração da perda auditiva em anos nos 40 indivíduos avaliados

5.2 Presença de respostas na audiometria tonal e na resposta auditiva de estado estável

Foram obtidos limiares mensuráveis em 62,5% (200/320) de todas as frequências estudadas na audiometria tonal e em 63,1% (202/320) na RAEE.

Na audiometria, o maior número de respostas foi encontrado na frequência de 500 Hz, diminuindo progressivamente ao longo das frequências. Na RAEE, a distribuição da presença de respostas foi semelhante à da audiometria tonal (Tabela 2).

Tabela 2 - Presença de respostas com intensidades mínimas e máximas na audiometria tonal e RAEE nas frequências de 500, 1 000, 2 000 e 4 000 Hz nas 80 orelhas avaliadas

	Presença de resposta (N)	Mínimo (dB NA)	Máximo (dB NA)
Audiometria 500 Hz	65	65	120
Audiometria 1 000 Hz	56	80	120
Audiometria 2 000 Hz	47	85	120
Audiometria 4 000 Hz	32	85	120
RAEE 500 Hz	62	70	117
RAEE 1 000 Hz	58	80	120
RAEE 2 000 Hz	48	80	119
RAEE 4 000 Hz	34	90	118

Não foram observadas diferenças expressivas entre as orelhas direita e esquerda, tanto na audiometria tonal (Gráfico 3) quando na RAEE (Gráfico 4).

Gráfico 3 - Distribuição das respostas na audiometria tonal nas orelhas direita e esquerda nas frequências de 500, 1 000, 2 000 e 4 000 Hz

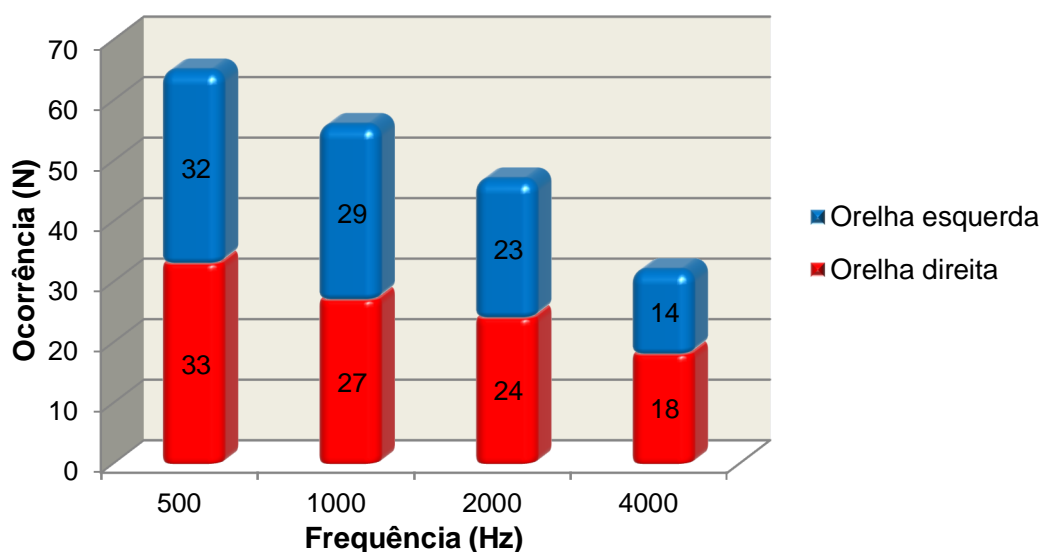
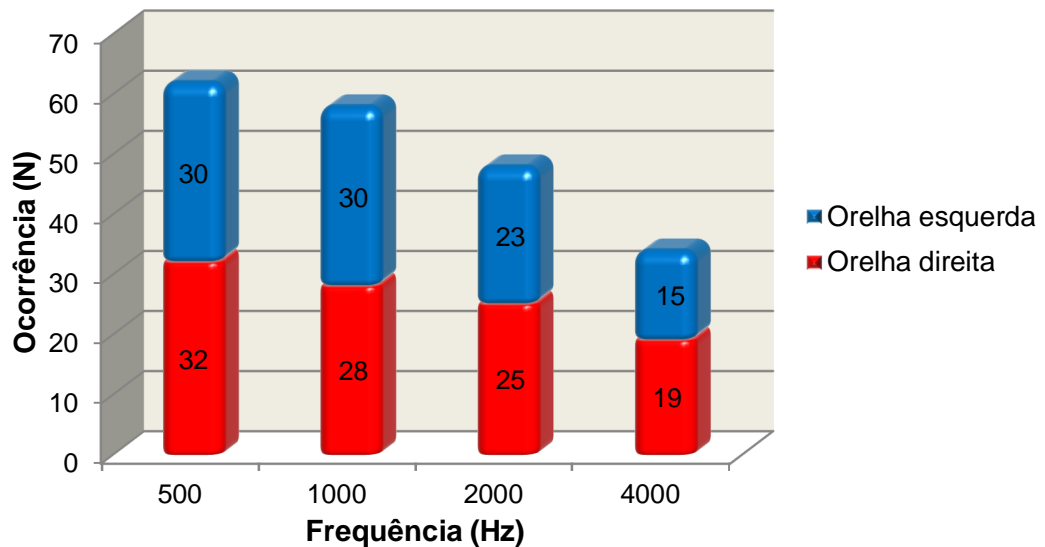


Gráfico 4 - Distribuição das respostas na RAEE nas orelhas direita e esquerda nas frequências de 500, 1 000, 2 000 e 4 000 Hz



Na frequência de 500 Hz, 77,5% (62/80) das orelhas obtiveram respostas tanto na audiometria tonal quanto na RAEE, e 18,75% (15/80) não apresentaram respostas em ambos os testes. Três orelhas (3,75%) apresentaram limiares tonais e ausência da RAEE.

Em 1 000 Hz, 55 orelhas (68,75%) apresentaram presença e 21 (26,25%) ausência de audição residual em ambos os testes. Três orelhas (3,75%) demonstraram presença da RAEE, apesar de ausência de respostas na audiometria. Apenas uma orelha (1,25%) não apresentou limiar na RAEE, ainda que houvesse limiar tonal.

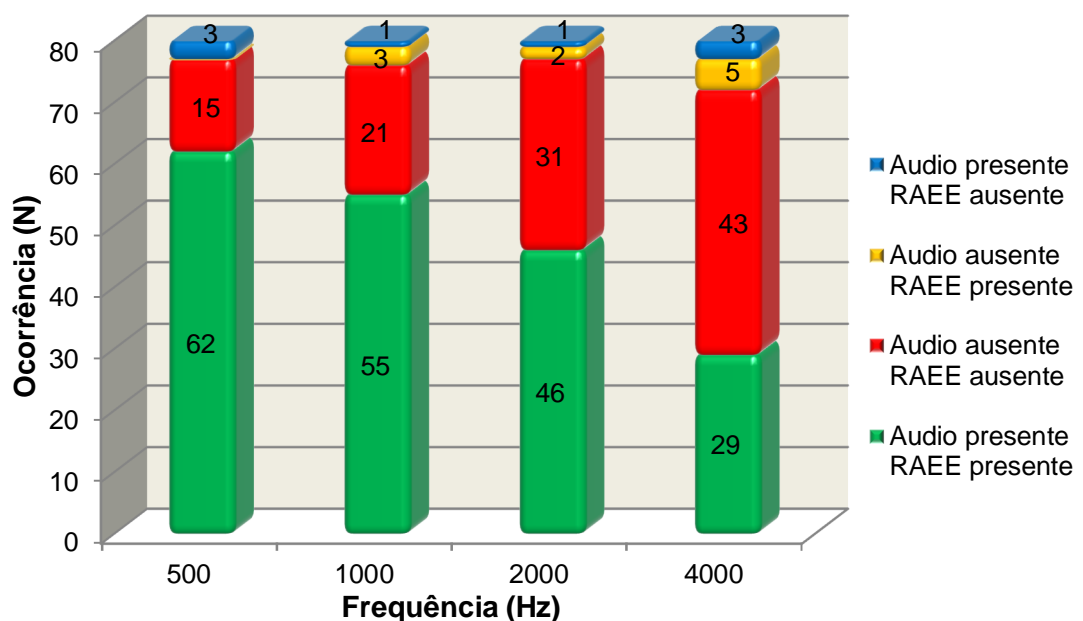
Cinquenta e sete por cento (46/80) das orelhas testadas na frequência de 2 000 Hz obtiveram respostas tanto na RAEE quanto na audiometria tonal, e 38,75% (31/80) ausência em ambos os testes. Duas orelhas (2,5%)

exibiram limiares na RAEE na ausência de limiares psicoacústicos na audiometria. Uma orelha (1,25%) não exibiu resposta na RAEE mesmo com limiar mensurável na audiometria tonal.

Por fim, nas avaliações realizadas em 4 000 Hz, 36,25% das orelhas (29/80) apresentaram presença, e 53,75% (43/80) ausência de audição residual em ambos os testes. Cinco orelhas (6,25%) exibiram respostas na RAEE, apesar da ausência de respostas na audiometria, e três (3,75%) apresentaram limiares tonais e ausência na RAEE.

No Gráfico 5 observa-se diminuição progressiva de respostas em ambos os testes ao longo das frequências avaliadas. A ausência de respostas em níveis máximos tanto na audiometria tonal quando na RAEE é maior na frequência de 4 000 Hz.

Gráfico 5 - Relação entre a presença ou ausência de resposta na audiometria tonal e na RAEE nas frequências de 500, 1 000, 2 000 e 4 000 Hz nas 80 orelhas avaliadas



5.3 Sensibilidade, especificidade e valores preditivos da resposta auditiva de estado estável

Os valores de sensibilidade, especificidade, valor preditivo positivo e valor preditivo negativo foram calculados adotando-se a audiometria tonal como o exame de referência para detecção da audição residual (Tabela 3).

Tabela 3 - Sensibilidade, especificidade, valor preditivo positivo, valor preditivo negativo para a RAEE nas frequências de 500, 1 000, 2 000 e 4 000 Hz e geral

Frequência (Hz)	Sens.	Espec.	VPP	VPN
500	95,4%	100%	100%	83,3%
1 000	98,2%	87,5%	94,8%	95,4%
2 000	97,9%	93,9%	95,8%	96,9%
4 000	90,6%	89,6%	85,3%	93,5%
Geral	96,0%	91,6%	95,0%	93,2%

Sens: sensibilidade; Espec: especificidade; VPP: valor preditivo positivo; VPN: valor preditivo negativo

5.4 Limiares da audiometria tonal e da resposta auditiva de estado estável

As médias e desvios-padrão dos limiares tonais e limiares da RAEE nas orelhas com resposta estão sumarizados na Tabela 4. As médias dos valores de ambos os testes assemelham-se em todas as frequências.

Tabela 4 - Média e desvio-padrão dos limiares psicoacústicos da audiometria tonal e dos limiares eletrofisiológicos da RAEE nas orelhas que apresentaram resposta

Frequência (Hz)	Audiometria			RAEE		
	Média (dB NA)	DP	N	Média (dB NA)	DP	N
500	93,77	12,87	65	94,87	9,52	62
1 000	100,98	10,02	56	99,91	9,10	58
2 000	106,81	11,10	47	105,31	8,87	48
4 000	109,68	10,54	32	110,26	7,75	34

As diferenças médias entre os limiares da audiometria e da RAEE são muito próximos nas frequências avaliadas, variando entre -1,9 e 1,7, não havendo diferença estatisticamente significativa (Tabela 5).

Tabela 5 - Diferença média e erro-padrão entre os limiares da audiometria tonal e da RAEE nas orelhas que apresentaram respostas em ambos os testes

Frequência (Hz)	Diferença Média	Erro-padrão	Valor p
500	(1,9)	1	0,06
1 000	1,3	0,8	0,11
2 000	1,7	1,2	0,15
4 000	0,6	1,6	0,73

Sessenta e três por cento dos limiares tonais foram registrados em intensidades entre 100 e 120 dB NA. Vinte e cinco por cento dos limiares foram obtidos em níveis iguais ou inferiores a 90 dB NA, principalmente na frequência de 500 Hz (Gráfico 6).

Na RAEE, a maioria (63%) dos limiares foi obtida em intensidades maiores ou iguais a 100 dB NA. Dezenove por cento dos limiares na RAEE foram observados em níveis iguais ou inferiores a 90 dB NA, com predomínio em 500 Hz (Gráfico 7).

Na ausência de respostas na audiometria tonal sob níveis máximos de estimulação de 120 dB NA, os limiares da RAEE estiveram na faixa de perda auditiva profunda em todos os casos. Dentre esses valores, 90% eram maiores ou iguais a 110 dB NA (Gráfico 8).

Gráfico 6 - Distribuição dos 200 limiares obtidos na audiometria tonal em dB NA nas frequências de 500, 1 000, 2 000 e 4 000 Hz

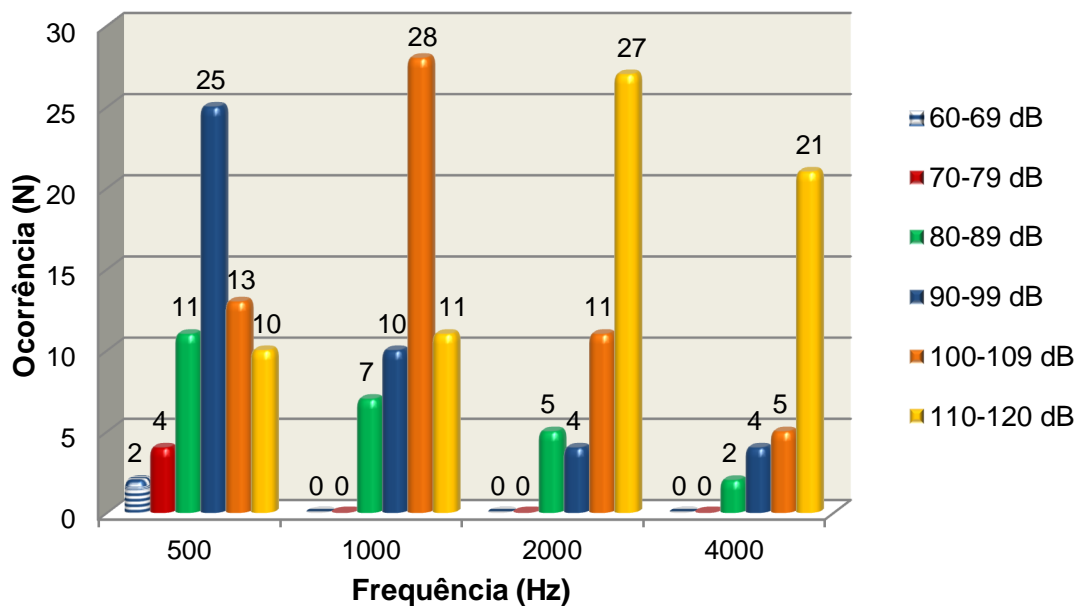


Gráfico 7 - Distribuição dos 202 limiares obtidos na RAEE em dB NA nas frequências de 500, 1 000, 2 000 e 4 000 Hz

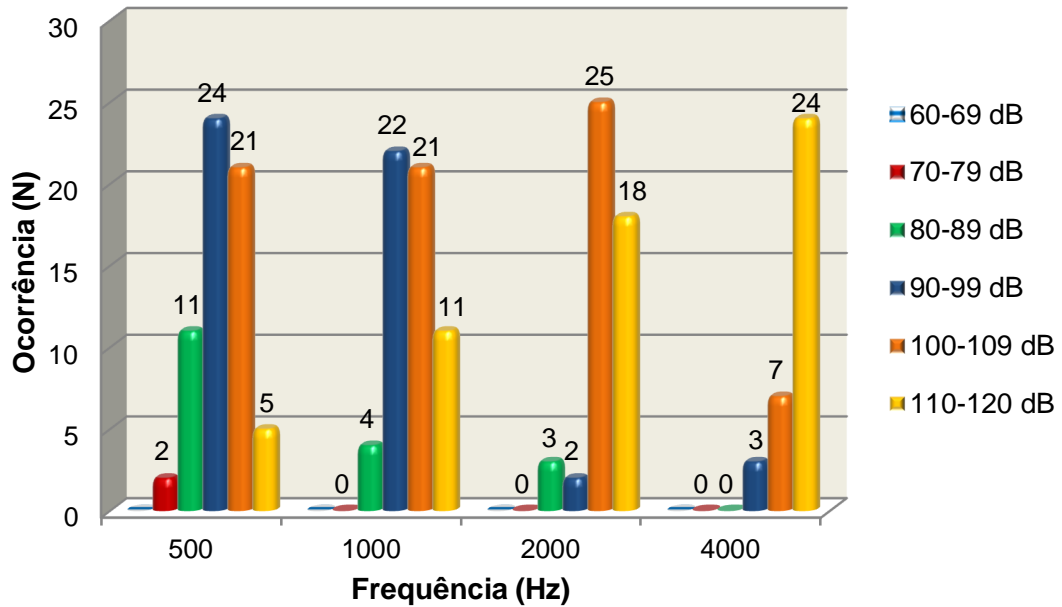
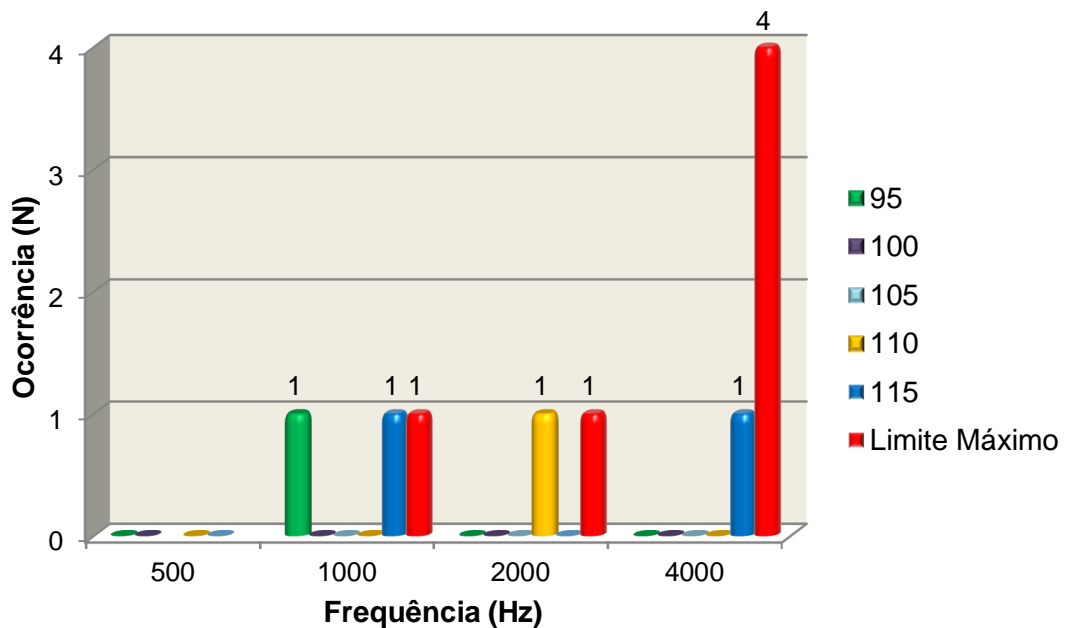


Gráfico 8 - Limiares da RAEE obtidos para cada frequência na ausência de respostas na audiometria. O limite máximo de estimulação na RAEE foi de 117, 120, 119 e 118 dB NA nas frequências de 500, 1 000, 2 000 e 4 000 Hz, respectivamente



5.5 Correlação entre os limiares da audiometria tonal e da resposta auditiva de estado estável

Um total de 192 comparações entre os limiares tonais e da RAEE foi obtido dos 40 indivíduos avaliados, sendo 62 em 500 Hz, 55 em 1 000 Hz, 46 em 2 000 Hz e 29 em 4 000 Hz. Respostas da audiometria tonal e/ou da RAEE ausentes sob níveis máximos de estimulação não foram incluídas na análise de dados.

As correlações nas frequências de 500 (Gráfico 9), 1 000 (Gráfico 10) e 2 000 Hz (Gráfico 11) demonstraram-se fortes e estatisticamente significantes ($p < 0,01$), com valor de r de 0,79, 0,81 e 0,71, respectivamente. A correlação na frequência de 4 000 Hz (Gráfico 12) é moderada ($r = 0,65$) e estatisticamente significativa ($p < 0,01$).

Os limiares da RAEE foram obtidos em proximidade com os limiares tonais. A diferença nos limiares auditivos determinados pela audiometria tonal e pela RAEE foi inferior ou igual a 10 dB em 87%, 98%, 87% e 86% nas frequências de 500, 1 000, 2 000 e 4 000 Hz, na devida ordem. A diferença entre o limiar da RAEE e da audiometria tonal jamais superou 25 dB (Gráfico 13).

Gráfico 9 - Gráfico de dispersão representando a relação entre os limiares da audiometria tonal e da RAEE em 500 Hz nos 62 casos com respostas em ambos os testes. O tamanho dos pontos varia com o número de dados sobrepostos. O coeficiente de correlação é apresentado no canto inferior direito

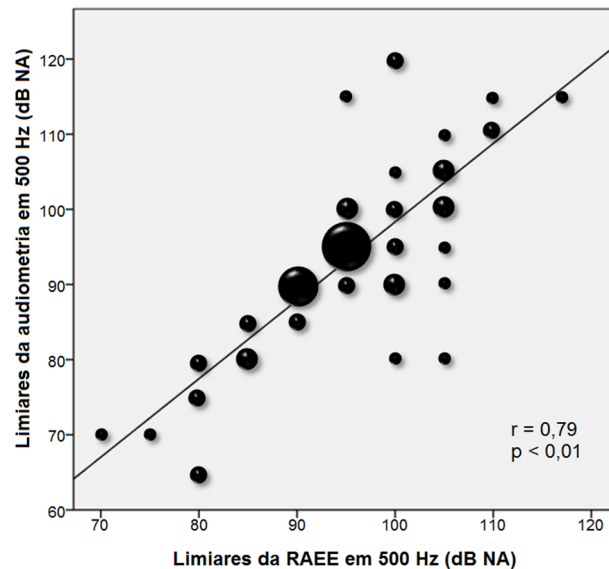


Gráfico 10 - Gráfico de dispersão representando a relação entre os limiares da audiometria tonal e da RAEE em 1 000 Hz nos 55 casos com respostas em ambos os testes. O tamanho dos pontos varia com o número de dados sobrepostos. O coeficiente de correlação é apresentado no canto inferior direito

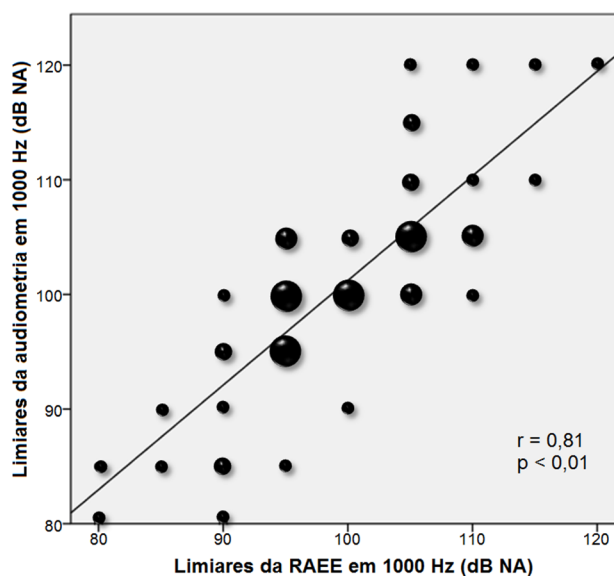


Gráfico 11 - Gráfico de dispersão representando a relação entre os limiares da audiometria tonal e da RAEE em 2 000 Hz nos 46 casos com respostas em ambos os testes. O tamanho dos pontos varia com o número de dados sobrepostos. O coeficiente de correlação é apresentado no canto inferior direito

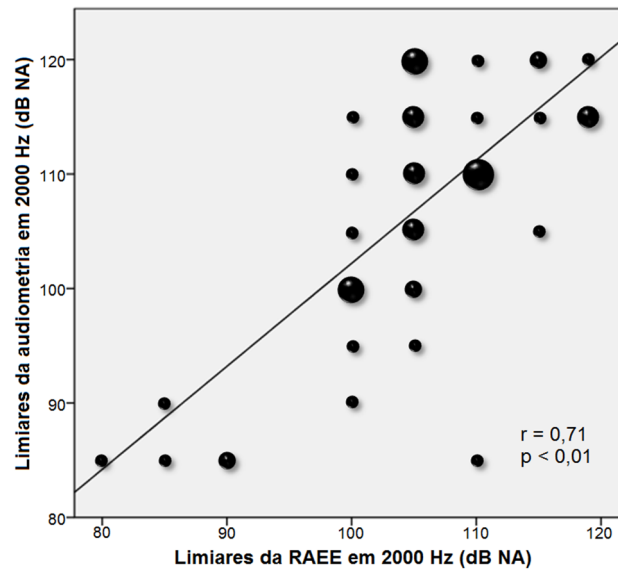


Gráfico 12 - Gráfico de dispersão representando a relação entre os limiares da audiometria tonal e da RAEE em 4 000 Hz nos 29 casos com respostas em ambos os testes. O tamanho dos pontos varia com o número de dados sobrepostos. O coeficiente de correlação é apresentado no canto inferior direito

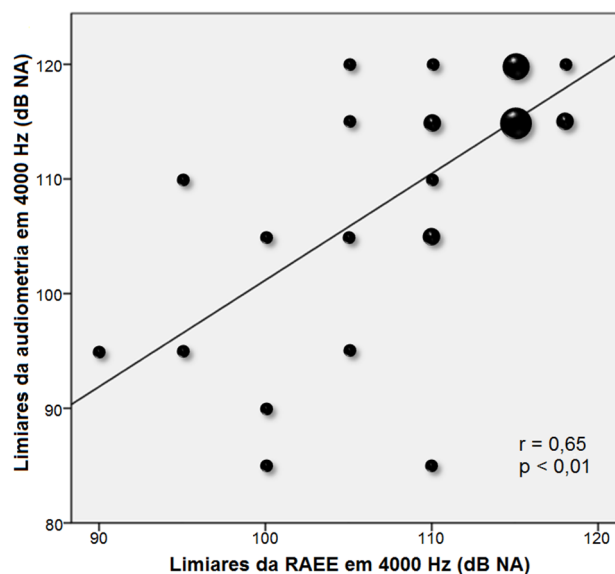
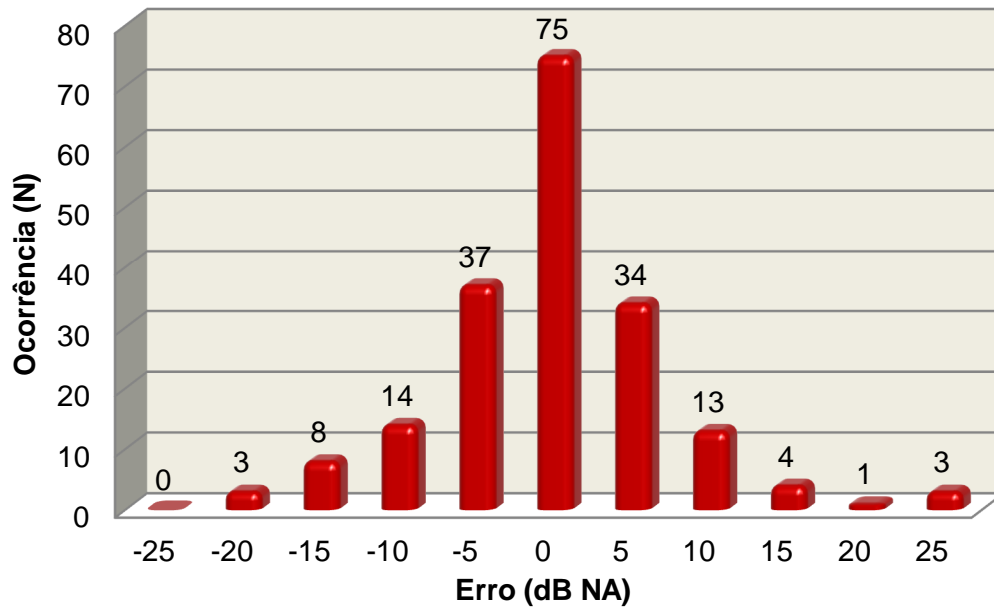


Gráfico 13 - Distribuição dos valores de erro entre os limiares da audiometria tonal e da RAEE. Subestimativas dos limiares da audiometria tonal são representados por números negativos



6 DISCUSSÃO

6 DISCUSSÃO

Um dos objetivos dos potenciais evocados auditivos é a obtenção de limiares eletrofisiológicos abrangendo o maior número de frequências possíveis, sem necessidade de respostas subjetivas do indivíduo avaliado. Os limiares eletrofisiológicos devem estimar com a maior precisão possível os limiares tonais, além de manterem a especificidade frequencial das respostas.

A natureza contínua dos estímulos utilizados para evocar a RAEE impede a distorção espectral dos mesmos, demonstrando assim alta seletividade frequencial (Lins et al., 1996). Essa mesma propriedade do estímulo também permite a produção de tons com intensidades de até 120 dB NA (Rance et al., 1995).

A RAEE correlaciona-se fortemente com os limiares da audiometria tonal, principalmente na perda auditiva neurosensorial (Rance et al., 1995; Lins et al., 1996; Dimitrijevic et al., 2002; Rance, Rickards, 2002; Picton et al., 2005; Vander Werff et al., 2005; Attias et al., 2006; Canale et al., 2006; Ahn et al., 2007; Lin et al., 2009; D'haenens et al., 2009; Ozdek et al., 2010). Ademais, alguns estudos demonstram que a precisão melhora com o aumento da gravidade da perda auditiva (Rance et al., 1995; Rance, Rickards, 2002; Canale et al., 2006; Duarte et al., 2008; Lin et al., 2009; D'haenens et al., 2009; Hatzopoulos et al., 2010).

Tais peculiaridades tornam a RAEE ferramenta única na avaliação de indivíduos com perda auditiva neurossensorial severa a profunda.

Com o intuito de confirmar que a ausência de respostas no PEATE por “click” não afasta a possibilidade de audição residual, foram incluídos no estudo apenas indivíduos sem respostas no PEATE por “click” em ambas as orelhas, como fizeram Rance et al. (1998), Beck et al. (2011) e Beck et al. (2012). Ademais, foram excluídos os indivíduos com presença de EOAPD, pela possibilidade do espectro da neuropatia auditiva.

De acordo com Rance et al. (1998), ausência de RAEE em níveis máximos de estimulação é indicador fidedigno de perda auditiva profunda ou total. Observaram que em 82,5% das ocasiões sem respostas na RAEE a avaliação subjetiva indica perda auditiva total. Ademais, todos os casos de limiares auditivos obtidos na ausência de RAEE, encontram-se em 15 dB do nível máximo de estimulação da RAEE. Rance e Briggs (2002) relataram limiares tonais superiores ou iguais a 115 dB NA em 93,4% dos casos com ausência de RAEE. No presente estudo, em 93,2% das ocasiões sem respostas detectáveis na RAEE para determinada frequência tampouco se notaram respostas na audiometria tonal. Nos poucos casos de limiares tonais obtidos em conjunção com ausência de respostas na RAEE, os limiares diferiram 15 dB ou menos da estimulação máxima da RAEE em 87,5% das circunstâncias, e eram superiores ou iguais a 115 dB NA em 75% das ocasiões.

A maioria das orelhas avaliadas apresentou limiares mensuráveis na RAEE em pelo menos uma frequência. Sessenta e três por cento das

frequências testadas exibiram respostas na RAEE, similares aos valores descritos por Rance et al. (1998) (66%) e Attias et al. (2006) (64%), e superior aos resultados de Swanepoel e Ebrahim (2009) (24%), Beck et al. (2011) (40%) e Beck et al. (2012) (25%).

Swanepoel e Hugo (2004) encontraram maior número de respostas na RAEE em 2 000 Hz, seguido por 1 000, 4 000 e 500 Hz, atribuindo essa distribuição à diferença da intensidade máxima de estimulação através das frequências, que era maior em 1 000 Hz (128 dB NA), seguido por 2 000 Hz (125 dB NA), 4 000 Hz (123 dB NA) e 500 Hz (120 dB NA). Attias et al. (2006) também observaram maior taxa de ausência de RAEE em 500 Hz. Os piores resultados em 500 Hz podem ser explicados pela precária sincronização neural em baixas frequências (Lins, Picton, 1995).

A porcentagem de limiares obtidos na RAEE neste estudo foi maior na frequência de 500 Hz, diminuindo gradualmente ao longo das frequências avaliadas. Os valores encontrados aparentemente independem do nível de intensidade máximo do estímulo, visto que o limite de estimulação do equipamento era de 120, 119, 118 e 117 dB NA nas frequências de 1 000, 2 000, 4 000 e 500 Hz, respectivamente. Em contraste com os estudos citados, 77,5% das orelhas apresentaram resposta em 500 Hz, relacionadas possivelmente ao emprego da modulação exponencial. Tal atributo aumenta a amplitude das respostas nas frequências mais graves (John et al., 2002), acarretando melhor detecção das mesmas.

A proporção da presença de respostas na RAEE foi de 77,5%, 72,5%, 60% e 42,5%, em comparação com 81,25%, 70%, 58,75% e 40% na

audiometria tonal, nas frequências de 500, 1 000, 2 000 e 4 000 Hz, na devida ordem. Attias et al. (2006) notaram detecção de RAEE maior do que a de respostas comportamentais, principalmente nas frequências mais agudas. Aventaram a hipótese que os níveis mais elevados de estímulos da RAEE provavelmente aumentariam a sincronização nos tratos neurais, resultando em maior número de respostas visíveis. Em contraste, Rance et al. (1998) demonstraram superioridade da audiometria tonal sobre a RAEE em relação ao número de respostas adquiridas.

Para a maioria das frequências avaliadas, os limiares obtidos na RAEE aproximaram-se aos descritos por Roberson et al. (2003), Swanepoel e Hugo (2004), Swanepoel et al. (2004), Swanepoel e Ebrahim (2009) e Beck et al. (2011).

Algumas diferenças entre esses estudos devem ser consideradas. O registro da RAEE pode ser realizado com os pacientes acordados, em sono natural, sob sedação ou anestesia geral. Roberson et al. (2003), Swanepoel e Hugo (2004), Swanepoel e Ebrahim (2009) e Beck et al. (2011) avaliaram crianças de até 65 meses sob sedação ou anestesia geral. Neste estudo, durante a aquisição da RAEE os indivíduos estavam acordados e relaxados.

Outra diferença são os degraus de intensidade em que as respostas são avaliadas. Beck et al. (2011) utilizaram estímulos com diferenças de 10 dB entre as varreduras. A pesquisa do limiar pela variação ascendente ou descendente de 5 dB NA fornece valores mais precisos, embora aumente o tempo necessário para determinação do limiar.

Na maioria dos estudos supracitados a amostra é pequena, entre 20 e 30 orelhas. Como a média dos limiares é composta somente por orelhas com presença de RAEE, pode refletir um número menor de orelhas. Quanto maior a amostra, mais estável a média, com menor variabilidade dos valores que a compõem. Assim, amostras maiores associam-se a menor desvio-padrão, como observado no presente estudo e no de Beck et al. (2011), nos quais foram avaliados 80 e 70 orelhas, respectivamente.

Dentre os limiares tonais obtidos para cada frequência nas orelhas com audição residual, 25% eram iguais ou inferiores a 90 dB NA. Os dados deste estudo corroboram a observação de Rance et al. (1998) de que a ausência de resposta no PEATE por “click” não exclui a possibilidade de audição residual em níveis severos e profundos. Os mesmos relataram mais de 10% dos limiares tonais obtidos na faixa de perda auditiva moderada a severa.

A maioria (80,7%) das respostas na RAEE foi obtida em intensidades superiores ao limite máximo de estimulação do PEATE, como expuseram Swanepoel e Hugo (2004). Diante desse fato, supõe-se que a RAEE pode oferecer informação adicional acerca da audição residual em indivíduos com ausência de respostas no PEATE.

As correlações entre os limiares tonais e da RAEE foram significantes em todas as frequências avaliadas, sendo fortes em 500, 1 000 e 2 000 Hz e moderada em 4 000 Hz. A pior correlação, observada em 4 000 Hz, pode dever-se ao menor número de comparações entre os limiares tonais e da

RAEE nessa frequência (n=29), em razão da ausência de respostas no limite máximo de estimulação em um ou ambos os testes.

Os coeficientes de correlação de Pearson neste estudo superaram os descritos por Swanepoel et al. (2004) nas frequências de 500, 1 000 e 2 000 Hz. Attias et al. (2006), por sua vez, obtiveram correlação superior apenas em 2 000 Hz; em 4 000 Hz não houve significância estatística. Lee et al. (2004) encontraram correlações superiores em todas as frequências avaliadas.

Muitos estudos envolvendo graus variados de perda auditiva relatam pior correlação entre os limiares da audiometria tonal e da RAEE para a frequência de 500 Hz (Dimitrijevic et al., 2002; Herdman, Stapells, 2003; Swanepoel et al., 2004; Attias et al., 2006; Lin et al., 2009). No entanto, esse achado não foi observado neste estudo. Possível explicação seria a aplicação da modulação exponencial.

As diferenças médias entre os limiares da audiometria tonal e da RAEE foram inferiores aos descritos em outros estudos que investigaram perda auditiva severa e profunda, exceto em 1 000 Hz, conforme observado na Tabela 6.

Entretanto, a precisão da estimativa do limiar depende da variabilidade da estimativa em vez da diferença média entre os limiares tonais e eletrofisiológicos. Neste estudo notou-se que em 90% das comparações os limiares da RAEE estiveram dentro dos limites de 10 dB dos limiares tonais. Rance et al. (1995) observaram tal fato em 94% das ocasiões, Rance et al. (1998) em 82% e Swanepoel et al. (2004) em 69%. A relação estreita entre a

audiometria tonal e a RAEE foi consistente em toda a faixa de frequências avaliadas.

Tabela 6 - Diferenças médias e erros-padrão entre os limiares da audiometria tonal e da RAEE nos estudos selecionados da literatura, nas frequências de 500, 1 000, 2 000 e 4 000 Hz

	500 Hz	1000 Hz	2000 Hz	4000 Hz
Rance e Briggs, 2002	5,5 ± 7,7	5,0 ± 6,3	3,3 ± 7,1	1,5 ± 7,7
Swanepoel et al., 2004	-4 ± 7	0 ± 7	-4 ± 8	-7 ± 7
Attias et al., 2006	12,3 ± 9,2	12,5 ± 7,7	7,5 ± 10,5	15,3 ± 18,1
Lin et al., 2009	3,6	1,1	3,3	4,9
Presente estudo	-1,9 ± 1	1,3 ± 0,8	1,7 ± 1,2	0,6 ± 1,6

A concordância entre os métodos, ou seja, presença de RAEE associada à presença de respostas na audiometria tonal, e ausência de RAEE associada à ausência de respostas na audiometria tonal é semelhante em 500 (96,25%), 1 000 (95%) e 2 000 Hz (96,25%) e discretamente inferior em 4 000 Hz (90%).

A RAEE raramente esteve ausente diante da presença de limiares tonais, variando de 1,25% a 3,75% nas frequências de 500 a 4 000 Hz. Rance et al. (1998) obtiveram taxas mais elevadas, 12% em 500 Hz, 21% em 1 000 Hz, 18% em 2 000 Hz e 8% em 4 000 Hz.

A presença de RAEE na ausência de limiares tonais também foi incomum, sendo observada em apenas 3,1% das ocasiões.

A detecção objetiva e automática da resposta associa-se a probabilidade de erro tipo I (D'haenens et al., 2010). O emprego de um nível

de significância de $p \leq 0,05$ implica que a identificação incorreta de ruído eletroencefalográfico como resposta ocorre em 5% dos registros devido ao acaso (Wilding et al., 2012). O número de RAEEs obtidas na ausência de respostas tonais não foi significativamente maior do que o esperado pelo acaso.

Gorga et al. (2004), Small e Stapells (2004) e Picton e John (2004) relataram presença de RAEE sob intensidades elevadas de estimulação em indivíduos sem resposta subjetiva aos tons contínuos modulados devido à perda auditiva total ou ao não posicionamento dos fones no conduto auditivo externo. Sugeriram que tais respostas eram artefatos eletroencefalográficos interpretados equivocadamente como respostas auditivas. Gorga et al. (2004) observaram RAEE artefatuais em todos indivíduos em todas as frequências, sendo que 72% dos limiares obtidos são menores ou iguais a 100 dB NA.

Small e Stapells (2004) e Picton e John (2004) recomendaram a utilização de taxas de conversão analógica-digitais elevadas e a seleção de taxas para as quais a frequência portadora do estímulo não seja um múltiplo inteiro, com o intuito de minimizar a probabilidade de RAEEs artefatuais.

Em contraste com os estudos de Gorga et al. (2004), Small e Stapells (2004) e Picton e John (2004), no presente estudo a RAEE foi registrada com taxas de conversão analógico-digitais de 1 200 Hz que, em teoria, evitariam a geração de RAEEs artefatuais. Nos poucos casos em que as RAEEs foram obtidas na ausência de respostas tonais, 90% dos limiares eram maiores ou iguais a 110 dB NA. Beck et al. (2012) não observaram

respostas espúrias na RAEE em nenhuma frequência, em intensidade máxima de estimulação de 110 dB NA.

Devido à pequena proporção de resultados falso-negativos e falso-positivos, a RAEE demonstrou alta sensibilidade (96%) e especificidade (91,6%) na identificação da audição residual em candidatos a implante coclear. Deste modo, a RAEE pode ser utilizada na prática clínica para estimar de maneira confiável os limiares auditivos em indivíduos com perda auditiva neurossensorial severa a profunda.

7 CONCLUSÕES

7 CONCLUSÕES

As correlações entre os limiares tonais e da RAEE foram significantes nas frequências de 500, 1 000, 2 000 e 4 000 Hz.

A RAEE apresentou alta sensibilidade e especificidade na detecção da audição residual em candidatos a implante coclear, em comparação com a audiometria tonal.

8 ANEXOS

8.1 Anexo A - Termo de consentimento livre e esclarecido

HOSPITAL DAS CLÍNICAS DA FACULDADE DE MEDICINA DA UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO - HCFMUSP

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

I - DADOS DE IDENTIFICAÇÃO DO SUJEITO DA PESQUISA OU RESPONSÁVEL LEGAL

1. NOME:
DOCUMENTO DE IDENTIDADE Nº: SEXO: M F
DATA NASCIMENTO:/...../.....
ENDEREÇO: Nº APTO:
BAIRRO: CIDADE:
CEP: TELEFONE: DDD (.....)
2. RESPONSÁVEL LEGAL
NATUREZA (grau de parentesco, tutor, curador etc.)
DOCUMENTO DE IDENTIDADE Nº: SEXO: M F
DATA NASCIMENTO:/...../.....
ENDEREÇO: Nº APTO:
BAIRRO: CIDADE:
CEP: TELEFONE: DDD (.....)

II - DADOS SOBRE A PESQUISA CIENTÍFICA

1. TÍTULO DO PROTOCOLO DE PESQUISA:

Avaliação da presença de restos auditivos nas respostas auditivas de estado estável em candidatos a implante coclear

2. PESQUISADOR: Prof. Dr. Ricardo Ferreira Bento

CARGO/FUNÇÃO: Professor Titular

INSCRIÇÃO CONSELHO REGIONAL Nº

UNIDADE DO HCFMUSP: Disciplina de Otorrinolaringologia da FMUSP

3. AVALIAÇÃO DO RISCO DA PESQUISA:

RISCO MÍNIMO

RISCO MÉDIO

RISCO BAIXO

RISCO MAIOR

4. DURAÇÃO DA PESQUISA: 2 anos

III - REGISTRO DAS EXPLICAÇÕES DO PESQUISADOR AO PACIENTE OU SEU REPRESENTANTE LEGAL SOBRE A PESQUISA CONSIGNANDO:

1. O objetivo do estudo é avaliar se as respostas auditivas de estado estável são eficientes na diferenciação entre perda auditiva neurosensorial severa e profunda, devido à importância da audição residual no prognóstico dos pacientes candidatos ao implante coclear.
2. Sua participação voluntária consistirá na avaliação da audição através do exame Resposta Auditiva de Estado Estável. Para realização do exame é necessário a limpeza dos lóbulos das orelhas e nuca, seguido da colocação de eletrodos nestes pontos e fones de ouvido. O exame dura cerca de 40 minutos e neste período você vai estar deitado em uma maca confortável em ambiente silencioso e no fone de ouvido você ouvirá alguns sons de intensidade variável. Durante o exame você deve permanecer em silêncio e repouso ou até dormir durante a realização do exame. O exame não é invasivo e é realizado para avaliação da audição em pacientes com queixas de perda de audição, sem riscos adicionais a saúde.
3. Não há benefício direto para o participante do estudo.

IV – ESCLARECIMENTO DADOS PELO PESQUISADOR SOBRE GARANTIAS DO SUJEITO DA PESQUISA CONSIGNANDO:

1. É garantida a liberdade da retirada de consentimento a qualquer momento e deixar de participar do estudo, sem qualquer prejuízo à continuidade de seu tratamento na instituição. As informações obtidas serão analisadas em conjunto com a dos outros pacientes, não sendo divulgado a identificação de nenhum paciente.
2. Não há despesas pessoais para o participante em qualquer fase do estudo, incluindo exames e consultas. Também não há compensação financeira relacionada à sua participação. Se existir qualquer despesa adicional, ela será absorvida pelo orçamento da pesquisa.
3. O pesquisador compromete-se a utilizar os dados e o material coletado somente para esta pesquisa, podendo os dados serem utilizados em aulas e apresentações no meio acadêmico médico, como congressos por exemplo, ou em revista científica da área médica, sempre preservando a identidade do paciente.

V. INFORMAÇÕES DE NOMES, ENDEREÇOS E TELEFONES DOS RESPONSÁVEIS PELO ACOMPANHAMENTO DA PESQUISA, PARA CONTATO EM CASO DE INTERCORRÊNCIAS CLÍNICAS E REAÇÕES ADVERSAS

1. Em qualquer etapa do estudo, você terá acesso aos profissionais responsáveis pela pesquisa para esclarecimento de eventuais dúvidas.

2. O principal investigador é a Dr. Henrique Faria Ramos que pode ser encontrada no endereço Av. Dr. Enéas de Carvalho Aguiar, 255, ambulatório de Otorrinolaringologia (6º andar prédio dos ambulatórios), nos telefone(s) 30697244/85995044. Se você tiver alguma consideração ou dúvida sobre a ética da pesquisa, entre em contato com o Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) – Rua Ovídio Pires de Campos, 225 – 5º andar – tel: 3069-6442 ramais 16, 17, 18 ou 20, FAX: 3069-6442 ramal 26 – E-mail:cappesq@hcnet.usp.br.

V – CONSENTIMENTO PÓS-ESCLARECIDO

Acredito ter sido suficientemente informado a respeito das informações que li ou que foram lidas para mim, descrevendo o estudo “Avaliação da presença de restos auditivos nas respostas auditivas de estado estável em candidatos a implante coclear”

Eu discuti com O Dr. Henrique Faria Ramos sobre a minha decisão em participar nesse 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 e que tenho garantia do acesso a tratamento hospitalar quando necessário. Concordo voluntariamente em 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 meu atendimento neste Serviço.

_____ Data ____/____/____
Assinatura do paciente/representante legal

_____ Data ____/____/____
Assinatura da testemunha

Para casos de pacientes menores de 18 anos, analfabetos, semi-analfabetos ou portadores de deficiência auditiva ou visual.

Declaro que obtive de forma apropriada e voluntária o Consentimento Livre e Esclarecido deste paciente ou representante legal para a participação neste estudo.

_____ Data ____/____/____
Assinatura do responsável pelo estudo

8.2 Anexo B - Banco de dados dos resultados da anamnese

Paciente	Data	Idade (anos)	Gênero	Classificação perda auditiva	Causa perda auditiva	Duração perda auditiva (anos)
1	21/05/10	60	F	Pré-lingual	Ototoxicidade	57
2	24/05/10	43	F	Pós-lingual	Meningite	32
3	31/05/10	50	M	Pós-lingual	Desconhecida	2
4	31/05/10	44	M	Pós-lingual	Desconhecida	3
5	07/06/10	27	F	Pré-lingual	Desconhecida	27
6	07/06/10	29	M	Pós-lingual	Meningite	1
7	01/07/10	46	F	Pós-lingual	Genética familiar	10
8	01/07/10	46	F	Pós-lingual	Genética familiar	2
9	05/07/10	19	M	Pós-lingual	Surdez súbita	3
10	12/07/10	57	F	Pós-lingual	Ototoxicidade	8
11	15/07/10	20	F	Pré-lingual	Síndrome de Waardenburg	20
12	16/07/10	53	M	Pós-lingual	Trauma	3
13	23/07/10	23	F	Pós-lingual	Meningite	2
14	26/07/10	63	F	Pós-lingual	Sarampo	50
15	12/08/10	29	F	Pré-lingual	Desconhecida	29
16	30/08/10	57	F	Pós-lingual	Desconhecida	20
17	16/09/10	56	M	Pós-lingual	Meningite	0,5
18	20/09/10	42	M	Pós-lingual	Trauma	38
19	04/10/10	20	M	Pré-lingual	Rubéola congênita	20
20	03/11/10	17	F	Pré-lingual	Desconhecida	17
21	03/11/10	52	F	Pré-lingual	Trauma	50
22	10/11/10	43	M	Pós-lingual	Trauma	4
23	18/11/10	46	M	Pós-lingual	Meningite	5
24	03/12/10	15	F	Pré-lingual	Ototoxicidade	13
25	04/12/10	39	F	Pré-lingual	Meningite	37
26	06/12/10	38	F	Pós-lingual	Ototoxicidade	3
27	13/01/11	49	F	Pré-lingual	Sarampo	49
28	14/01/11	16	F	Pré-lingual	Rubéola congênita	16
29	04/02/11	17	M	Pós-lingual	Genética	14
30	18/03/11	30	F	Pré-lingual	Síndrome de Waardenburg	29
31	28/03/11	55	M	Pós-lingual	PAIR	20
32	28/03/11	60	M	Pós-lingual	Desconhecida	40
33	28/03/11	47	F	Pós-lingual	Caxumba	6
34	04/04/11	53	F	Pós-lingual	Síndrome de Usher	6
35	04/04/11	45	F	Pós-lingual	Desconhecida	15
36	15/04/11	51	M	Pós-lingual	Ototoxicidade	15
37	03/07/11	23	M	Pós-lingual	Trauma	2
38	10/07/11	44	M	Pós-lingual	Desconhecida	3
39	22/07/11	20	M	Pós-lingual	Meningite	13
40	22/07/11	34	F	Pré-lingual	Desconhecida	34
41	05/08/11	57	F	Pós-lingual	Desconhecida	10
42	21/10/11	18	F	Pós-lingual	Meningite	2

F: feminino; M: masculino

8.3 Anexo C - Banco de dados dos resultados da audiometria tonal

Paciente	Audiometria Orelha Esquerda (dB NA)				Audiometria Orelha Direita (dB NA)			
	500 Hz	1000 Hz	2000 Hz	4000 Hz	500 Hz	1000 Hz	2000 Hz	4000 Hz
1	115	-	-	-	-	-	-	-
2	-	-	-	-	-	-	-	-
3	80	100	-	-	120	-	120	115
4	85	95	-	-	95	-	-	-
5	110	105	105	-	100	105	105	110
6	-	-	-	-	-	-	-	-
7	80	85	-	-	80	90	-	-
8	95	95	90	95	90	100	95	105
9	90	95	100	115	95	95	100	115
10	-	-	-	-	95	95	90	85
11	65	90	105	105	90	100	110	115
12	100	110	115	115	105	105	-	115
13	-	-	-	-	110	-	120	120
14	90	95	115	-	80	100	100	105
15	105	120	120	-	90	105	105	115
16	105	105	115	-	115	110	115	-
17	80	85	100	120	100	105	110	-
18	100	110	120	120	120	120	120	120
19	90	100	105	-	90	100	100	105
20	95	100	115	-	100	120	115	-
21	90	100	115	115	95	105	110	-
22
23	85	85	85	95	115	120	120	120
24	110	-	-	-	115	-	-	-
25	95	-	-	-	100	-	-	-
26	65	85	85	105	70	80	110	115
27	90	105	-	-	85	100	-	-
28	95	105	110	115	90	100	110	110
29	75	95	115	120	70	100	110	115
30	75	80	85	90	100	100	110	120
31	-	-	-	-	105	-	120	-
32
33	90	105	110	-	-	-	-	-
34	-	-	-	-	-	-	-	-
35	95	100	-	-	100	100	-	-
36	90	110	-	-	85	115	-	-
37	80	85	85	95	90	90	85	85
38	-	-	-	-	-	-	-	-
39	115	120	120	-	-	-	-	-
40	-	-	-	-	80	115	-	-
41	95	105	115	-	95	105	115	-
42	100	100	95	115	95	105	100	-

8.4 Anexo D - Banco de dados dos resultados da resposta auditiva de estado estável

Paciente	RAEE Orelha Esquerda (dB NA)				RAEE Orelha Direita (dB NA)			
	500 Hz	1000 Hz	2000 Hz	4000 Hz	500 Hz	1000 Hz	2000 Hz	4000 Hz
1	-	-	-	-	115	115	110	118
2	-	-	-	-	-	-	-	-
3	85	110	119	118	100	-	105	105
4	90	90	115	110	95	95	110	105
5	110	105	105	-	105	110	105	110
6	-	-	-	-	-	-	-	-
7	80	90	-	118	100	85	-	118
8	95	95	85	105	100	105	105	105
9	100	90	100	115	105	95	100	115
10	-	-	-	-	95	95	100	100
11	80	90	100	-	90	95	105	110
12	100	110	119	-	105	105	-	110
13	-	-	-	-	105	-	105	115
14	90	95	-	-	80	100	100	100
15	100	105	115	-	90	110	115	118
16	105	105	110	-	-	115	119	-
17	85	80	100	118	105	100	110	-
18	100	105	115	115	100	110	110	105
19	95	100	105	-	95	100	105	110
20	95	95	115	-	95	-	119	-
21	90	90	105	118	100	95	110	115
22
23	85	95	85	95	110	115	105	110
24	110	120	-	-	95	-	-	-
25	100	-	-	-	95	-	-	-
26	80	90	90	110	75	80	100	115
27	90	100	-	-	85	95	-	-
28	95	105	110	118	90	100	110	95
29	80	95	105	115	70	100	105	115
30	80	90	90	100	105	105	110	115
31	-	-	-	-	105	105	105	-
32
33	100	110	105	-	-	-	-	-
34	-	-	-	-	-	-	-	-
35	95	95	-	-	95	95	-	-
36	90	105	-	-	90	105	119	-
37	85	85	80	90	105	100	110	110
38	-	-	-	-	-	-	-	-
39	117	120	119	-	-	-	-	-
40	-	-	-	-	105	105	-	-
41	95	95	105	-	95	95	100	-
42	-	105	100	-	95	105	105	-

9 REFERÊNCIAS

9 REFERÊNCIAS¹

Agelfors E. A comparison study of speech perception abilities of patients using cochlear implants and hearing aids. In Hochmair-Desoyer IJ, Hochmair ES, editores. *Advances in cochlear implants*. Vienna: Manz; 1994. p. 286-90.

Ahn JH, Lee HS, Kim YJ, Yoon TH, Chung JW. Comparing pure-tone audiometry and auditory steady state response for the measurement of hearing loss. *Otolaryngol Head Neck Surg*. 2007;136(6):966-71.

Aoyagi M, Kiren T, Kim Y, Suzuki Y, Fuse T, Koike Y. Optimal modulation frequency for amplitude-modulation following response in young children during sleep. *Hear Res*. 1993;65(1):253-61.

Aoyagi M, Suzuki Y, Yokota M, et al. Reliability of 80-Hz amplitude modulation following response detected by phase coherence. *Audiol Neurootol*. 1999;4(1):28-37.

¹ De acordo com:

Adaptado de *International Committee of Medical Journals Editors* (Vancouver).

Universidade de São Paulo. Faculdade de Medicina. Serviço de Biblioteca e Documentação. *Guia de apresentação de dissertações, teses e monografias da FMUSP*. Elaborado por Anneliese Carneiro da Cunha, Maria Julia A.L. Freddi, Maria F. Crestana, Marinalva de S. Aragão, Suely C. Cardoso, Valéria Vilhena. 3a ed. São Paulo: Divisão de Biblioteca e Documentação; 2011.

Abreviaturas dos títulos dos periódicos de acordo com *List of Journals Indexed in Index Medicus*.

Armstrong M, Pegg P, James C, Blamey P. Speech perception in noise with implant and hearing aid. *Am J Otol*. 1997;18(Suppl 6):140-1.

Attias J, Buller N, Rubel Y, Raveh E. Multiple auditory steady-state responses in children and adults with normal hearing, sensorineural hearing loss, or auditory neuropathy. *Ann Otol Rhinol Laryngol*. 2006;115(4):268-76.

Balkany TJ, Connell SS, Hodges AV, Payne SL, Telischi FF, Eshraghi AA, Angeli SI, Germani R, Messiah S, Arheart KL. Conservation of residual acoustic hearing after cochlear implantation. *Otol Neurotol*. 2006;27(8):1083-8.

Baraky LR, Bento RF, Raposo NR, Tibiriçá SH, Ribeiro LC, Barone MM, Vasconcelos NB. Disabling hearing loss prevalence in Juiz de Fora, Brazil. *Braz J Otorhinolaryngol*. 2012;78(4):52-8.

Battmer RD, Gupta SP, Allum-Mecklenburg DJ, Lenarz T. Factors influencing cochlear implant perceptual performance in 132 adults. *Ann Otol Rhinol Laryngol*. 1995;Suppl 166:185-7.

Beck RMO, Ramos HF, Grasel SS, de Almeida ER, Brito-Neto R. Auditory steady-state responses (ASSR) in young cochlear implant candidates. *Int J Pediat Otorhinolaryngol*. 2011;75(Suppl 1):97.

Beck R, Tsuji RK, Ramos HF, Brito-Neto RV, Almeida ER, Grasel SS, Rossi AC. Hearing evaluation for pediatric cochlear implant with ASSR. *Otolaryngol Head Neck Surg.* 2012;147(Suppl 2):101.

Bento RF, de Brito-Neto R, Castilho AM; Gómez VG, Giorgi SB, Guedes MC Resultados auditivos com o implante coclear multicanal em pacientes submetidos à cirurgia no Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo. *Rev Bras Otorrinolaringol.* 2004;70(5):623-37.

Bento RF, Sanchez TG, Di Francesco RC. *Relatório sobre a 1ª Campanha Nacional de Prevenção à Surdez* [folder]. São Paulo;1997.

Brookhouser PE, Gorga MP, Kelly WJ. Auditory brainstem response results as predictors of behavioral auditory thresholds in severe and profound hearing impairment. *Laryngoscope.* 1990;100(8):803-10.

Canale A, Lacilla M, Cavalot AL, Albera R. Auditory steady-state responses and clinical applications. *Eur Arch Otorhinolaryngol.* 2006;263(6):499-503.

Carlson ML, Driscoll CL, Gifford RH, Service GJ, Tombers NM, Hughes-Borst BJ, Neff BA, Beatty CW. Implications of minimizing trauma during conventional cochlear implantation. *Otol Neurotol.* 2011;32(6):962-8.

Ching TY, Incerti P, Hill M. Binaural benefits for adults who use hearing aids and cochlear implants in opposite ears. *Ear Hear.* 2004;25(1):9-21.

Ching TY, Incerti P, Hill M, van Wanrooy E. An overview of binaural advantages for children and adults who use binaural/bimodal hearing devices. *Audiol Neurotol.* 2006;11(Suppl 1):6-11.

Clark GM, McAnally KI, Black RC, Shepherd RK. Electrical stimulation of residual hearing in the implanted cochlea. *Ann Otol Rhinol Laryngol.* 1995;Suppl 166:111-3.

Cohen LT, Rickards FW, Clark GM. A comparison of steady-state evoked potentials to modulated tones in awake and sleeping humans. *J Acoust Soc Am.* 1991;90(5):2467-79.

Cohen NL, Waltzman SB, Fisher SG. A prospective, randomized study of cochlear implants: the Department of Veterans Affairs Cochlear Implant Study Group. *N Engl J Med.* 1993;328(4):233-7.

Colebatch JG, Halmagyi GM, Skuse N. Myogenic potentials generated by a click-evoked vestibulocollic reflex. *J Neurol Neurosurg Psychiatry.* 1994;57(2):190-7.

Cone-Wesson B, Dowell RC, Tomlin D, Rance G, Ming WJ. The auditory steady-state response: comparisons with the auditory brainstem response. *J Am Acad Audiol.* 2002;13(4):173-87.

Cowan RS, DeDot J, Barker EJ, Sarant JZ, Pegg P, Dettman S, Galvin KL, Rance G, Hollow R, Dowell RC, Pyman B, Gibson WP, Clark GM. Speech perception results for children with implants with different levels of preoperative residual hearing. *Am J Otol.* 1997;18(Suppl 6):S125-6.

Cullen RD, Higgins C, Buss E, Clark M, Pillsbury HC, Buchman CA. Cochlear implantation in patients with substantial residual hearing. *Laryngoscope.* 2004;114(12):2218-23.

Dettman SJ, D'Costa WA, Dowell RC, Winton EJ, Hill KL, Williams SS. Cochlear implants for children with significant residual hearing. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg.* 2004;130(5):612-8.

D'haenens W, Dhooge I, Maes L, Bockstael A, Keppler H, Philips B, Swinnen F, Vinck BM. The clinical value of the multiple-frequency 80-Hz auditory steady-state response in adults with normal hearing and hearing loss. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg.* 2009;135(5):496-506.

D'Haenens W, Vinck BM, De Vel E, Maes L, Bockstael A, Keppler H, Philips B, Swinnen F, Dhooge I. Auditory steady-state responses in normal hearing adults: a test-retest reliability study. *Int J Audiol.* 2008;47(8):489-98.

D'haenens W, Vinck BM, Maes L, Bockstael A, Keppler H, Philips B, Swinnen F, Dhooge I. Determination and evaluation of clinically efficient stopping criteria for the multiple auditory steady-state response technique. *Clin Neurophysiol.* 2010;121(8):1267-78.

Dimitrijevic A, John MS, Van Roon P, Purcell DW, Adamonis J, Ostroff J, Nedzelski JM, Picton TW. Estimating the audiogram using multiple auditory steady-state responses. *J Am Acad Audiol.* 2002;13(4):205-24.

Dobie RA, Wilson MJ. A comparison of t test, F test, and coherence methods of detecting steady-state auditory-evoked potentials, distortion-product otoacoustic emissions, or other sinusoids. *J Acoust Soc Am.* 1996;100(4):2236-46.

Dolan-Ash S, Hodges AV, Butts SL, Balkany TJ. Borderline pediatric cochlear implant candidates: preoperative and postoperative results. *Ann Otol Rhinol Laryngol.* 2000;Suppl 185:36-8.

Dooley GJ, Blamey PJ, Seligman PM, Alcantra JI, Clark GM, Shallop JK, Arndt P, Heller JW, Menapace CM. Combined electrical and acoustical stimulation using a bimodal prostheses. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg.* 1993;119(1):55-60.

Dowell RC, Hollow R, Winton E. Outcomes for cochlear implant users with significant residual hearing. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg.* 2004;130(5):575-81.

Duarte JL, Alvarenga KF, Garcia TM, Costa Filho OA, Lins OG. A resposta auditiva de estado estável na avaliação auditiva: aplicação clínica. *Pró-Fono R Atual Cient.* 2008;20(2):105-10.

Durieux-Smith A, Picton TW, Bernard P, MacMurray B, Goodman JT. Prognostic validity of brainstem electric response audiometry of infants in a neonatal intensive care unit. *Audiology.* 1991;30(5):249-65.

Eggermont JJ. The inadequacy of auditory brainstem responses in audiological applications. *Ann N Y Acad Sci.* 1982;388:707-9.

Eisenberg LS, Martinez AS, Sennaroglu G, Osberger MJ. Establishing new criteria in selecting children for a cochlear implant: performance of "platinum" hearing aid users. *Ann Otol Rhinol Laryngol.* 2000;Suppl 185:30-3.

Faulkner A, Fourcin AJ, Moore BC. Psychoacoustic aspects of speech pattern coding for the deaf. *Acta Otolaryngol.* 1990a;Suppl 469:172-80.

Faulkner A, Rosen S, Moore BC. Residual frequency selectivity in the profoundly hearing-impaired listener. *Br J Audiol.* 1990b;24(6):381-92.

Firszt JB, Gaggl W, Runge-Samuels CL, Burg LS, Wackym PA. Auditory sensitivity in children using the auditory steady-state response. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg.* 2004;130(5):536-40.

Fjermedal O, Laukli E. Low level 0.5 and 1 kHz auditory brainstem responses. A search for the low-frequency point in the two point ABR audiogram. *Scand Audiol.* 1989;18(3):177-83.

Flynn MC, Dowell RC, Clark GM. Aided speech recognition abilities of adults with a severe or severe-to-profound hearing loss. *J Speech Lang Hear Res.* 1998;41(2):285-99.

Francis HW, Yeagle JD, Brightwell T, Venick H. Central effects of residual hearing: implications for choice of ear for cochlear implantation. *Laryngoscope.* 2004;114(10):1747-52.

Fraysse B, Dillier N, Klenzner T, Laszig R, Manrique M, Morera-Perez C, Morgon AH, Müller-Deile J, Ramos-Macias A. Cochlear implants for adults obtaining marginal benefit from acoustic amplification: a European study. *Am J Otol.* 1998;19(5):591-7.

Galambos R, Makeig S, Talmachoff PJ. A 40-Hz auditory potential recorded from the human scalp. *Proc Natl Acad Sci U S A.* 1981;78(4):2643-7.

Gantz BJ, Rubinstein JT, Tyler RS, Teagle HF, Cohen NL, Waltzman SB, Miyamoto RT, Kirk KI. Long-term results of cochlear implants in children with residual hearing. *Ann Otol Rhinol Laryngol.* 2000;Suppl 185:33-6.

Gantz BJ, Turner CW. Combining acoustic and electrical hearing. *Laryngoscope.* 2003;113(10):1726-30.

Gantz BJ, Turner CW, Gfeller K. Acoustic plus electric speech processing: results of a multicenter clinical trial of the Iowa/Nucleus hybrid implant. *Audiol Neurotol.* 2006;11(Suppl 1):63-8.

Gantz BJ, Woodworth GG, Abbas PJ, Knutson JF, Tyler RS. Multivariate predictors of audiological success with multichannel cochlear implants. *Ann Otol Rhinol Laryngol.* 1993;102(12):909-16.

Geisler CD, Frishkopf LS, Rosenblith WA. Extracranial responses to acoustic clicks in man. *Science*. 1958;128:1210-1.

Gfeller K, Olszewski C, Turner CW, Gantz B. Music perception with cochlear implants and residual hearing. *Audiol Neurotol*. 2006;11(Suppl 1):12-5.

Goffi-Gomez MVS, Guedes MC, Ornelas CG, Sant'Anna SBG, Brito-Neto RV, Sanchez TG, Bento RF. Preservação da audição residual em pacientes usuários de implante coclear multicanal: estudo piloto. *Rev Bras Otorrinolaringol*. 2002;68(5):698-702.

Goffi-Gomez MVS, Guedes MC, Sant'Anna SBG, Peralta CGO, Tsuji RK, Castilho AM, Brito-Neto RV, Bento RF. Medical and Audiological Selection Criteria and Evaluation for Cochlear Implants Candidates: HC-FMUSP Protocol. *Int Arch Otorhinolaryngol*. 2004;8(4):295-314.

Goodman AI. Residual hearing capacity of pupils in school for the deaf. *J Laryngol Otol*. 1949;63(10):551-79.

Gorga MP, Kaminski JR, Beauchaine KA, Jesteadt W. Auditory brainstem responses to tone bursts in normally hearing subjects. *J Speech Hear Res*. 1988;31(1):87-97.

Gorga MP, Neely ST, Hoover BM, Dierking DM, Beauchaine KL, Manning C. Determining the upper limits of stimulation for auditory steady-state response measurements. *Ear Hear.* 2004;25(3):302-7.

Gorga MP, Worthington DW, Reiland JK, Beauchaine KA, Goldgar DE. Some comparisons between auditory brainstem response threshold, latencies, and the pure-tone audiogram. *Ear Hear.* 1985;6(2):105-12.

Gstoettner W, Kiefer J, Baumgartner WD, Pok S, Peters S, Adunka O. Hearing preservation in cochlear implantation for electric acoustic stimulation. *Acta Otolaryngol.* 2004;124(4):348-52.

Hall JW. *New Handbook for Auditory Evoked Responses.* Boston: Pearson Allyn and Bacon; 2007.

Hari R, Hämäläinen M, Joutsiniemi SR. Neuromagnetic steady-state response to auditory stimuli. *J Acoust Soc Am.* 1989;86(3):1033-9.

Hatzopoulos S, Prosser S, Ciorba A, Giarbini N, Kochanek K, Sliwa L, Skarzynski H, Martini A. Threshold estimation in adult normal- and impaired-hearing subjects using auditory steady-state responses. *Med Sci Monit.* 2010;16(1):21-7.

Herdman AT, Lins O, Van Roon P, Stapells DR, Scherg M, Picton TW. Intracerebral sources of human auditory steady-state responses. *Brain Topogr.* 2002;15(2):69-86.

Herdman AT, Stapells DK. Auditory steady-state response thresholds of adults with sensorineural hearing impairments. *Int J Audiol.* 2003;42(5):237-48.

Hulley SB, Cummings SR, Browner WS, Grady DG, Newman TB. Delineando a pesquisa clinica: uma abordagem epidemiológica. 3ª ed. Porto Alegre: Artmed; 2008.

Hodges AV, Schloffman J, Balkany T. Conservation of Residual Hearing with Cochlear Implantation. *Am J Otol.* 1997;18(2):179-83.

Hyde ML, Riko K, Malaizia K. Audiometric accuracy of the click ABR in infants at risk for hearing loss. *J Am Acad Audiol.* 1990;1(2):59-66.

Incesulu A, Nadol JB. Correlation of acoustic threshold measures and spiral ganglion cell survival in severe to profound sensorineural hearing loss: implications for cochlear implantation. *Ann Otol Rhinol Laryngol.* 1998;107(11):906-11.

James C, Albegger K, Battmer R, Burdo S, Deggouj N, Deguine O, Dillier N, Gersdorff M, Laszig R, Lenarz T, Rodriguez MM, Mondain M, Offeciers E, Macías AR, Ramsden R, Sterkers O, Von Wallenberg E, Weber B, Fraysse B. Preservation of residual hearing with cochlear implantation: How and why. *Acta Otolaryngol.* 2005;125(5):481-91.

Jerger J. Clinical experience with impedance audiometry. *Arch Otolaryngol.* 1970;92(4):311-24.

Jerger J, Chmiel R, Frost JD Jr, Coker N. Effect of sleep on the auditory steady state evoked potential. *Ear Hear.* 1986;7(4):240-5.

John MS, Dimitrijevic A, Picton TW. Auditory steady-state responses to exponential modulation envelopes. *Ear Hear.* 2002;23(2):106-17.

John MS, Lins OG, Boucher BL, Picton TW. Multiple auditory steady-state responses (MASTER): stimulus and recording parameters. *Audiology.* 1998;37(2):59-82.

Johnson BW, Weinberg H, Ribary U, Cheyne DO. Topographic distribution of the 40 Hz auditory event-related potential in normal and aged subjects. *Brain Topography.* 1988;1(2):117-21.

Kiefer J, Gstoettner W, Baumgartner W, Pok SM, Tillein J, Ye Q, von Ilberg C. Conservation of low-frequency hearing in cochlear implantation. *Acta Otolaryngol.* 2004;124(3):272-80.

Kiefer J, von Ilberg C, Reimer B, Knecht R, Gall V, Diller G, Stürzebecher E, Pfennigdorff T, Spelsberg A. Results of cochlear implantation in patients with severe to profound hearing loss - implications for patient selection. *Audiology.* 1998;37(6):382-95.

Kiren T, Aoyagi M, Furuse H, Koike Y. An experimental study on the generator of amplitude-modulation following response. *Acta Otolaryngol Suppl.* 1994;511:28-33.

Kong YL, Stickney G, Zeng FG. Speech and melody recognition in binaurally combined acoustic and electric hearing. *J Acoust Soc Am.* 2005;117(3):1351-61.

Korczak P, Smart J, Delgado R, Strobel TM, Bradford C. Auditory steady-state responses. *J Am Acad Audiol.* 2012;23(3):146-70

Kuwada S, Batra R, Maher VL. Scalp potentials of normal and hearing-impaired subjects in response to sinusoidally amplitude-modulated tones. *Hear Res.* 1986;21(2):179-92.

Lamoré PJ, Verweij C, Brocaar MP. Investigations of the residual hearing capacity of severely hearing-impaired and profoundly deaf subjects. *Audiology*. 1985;24(5):343-61.

Lamoré PJ, Verweij C, Brocaar MP. Reliability of auditory function tests in severely hearing-impaired and deaf subjects. *Audiology*. 1984;23(5):453-66.

Laukli E, Fjermedal O, Mair IW. Low frequency auditory brainstem response threshold. *Scand Audiol*. 1988;17(3):171-8.

Lee HS, Kim HN, Jung MH, Choi JY. Prediction of hearing sensitivity with multiple auditory steady-state responses (MASTER) for severe to profound hearing loss. *Cochlear Implants Int*. 2004;5(Suppl 1):199-200.

Lin YH, Chen PR, Hsu CJ, Wu HP. Validation of multi-channel auditory steady-state response in adults with sensorineural hearing loss. *J Laryngol Otol*. 2009;123(1):38-44.

Linden RD, Campbell KB, Hamel G, Picton TW. Human auditory steady state evoked potentials during sleep. *Ear Hear*. 1985;6(3):167-74.

Lins OG, Picton TW. Auditory steady-state responses to multiple simultaneous stimuli. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*. 1995;96(5):420-32.

Lins OG, Picton TW, Boucher BL, Durieux-Smith A, Champagne SC, Moran LM, Perez-Abalo MC, Martin V, Savio G. Frequency-specific audiometry using steady state responses. *Ear Hear.* 1996;17(2):81-96.

Lynn JM, Lesner SA, Sandridge SA, Daddario CC. Threshold prediction from the auditory 40-Hz evoked potential. *Ear Hear.* 1984;5(6):366-70.

Mäkelä JP, Hari R. Evidence for cortical origin of the 40 Hz auditory evoked response in man. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol.* 1987;66(6):539-46.

Mondain M, Sillon M, Vieu A. Cochlear implantation in prelingually deafened children with residual hearing. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol.* 2002;63(2):91-7.

Munnerley GM, Greville KA, Purdy SC, Keith WJ. Frequency-specific auditory brainstem responses relationship to behavioral thresholds in cochlear impaired adults. *Audiology.* 1991;30(1):25-32.

NIH Consensus Conference. Cochlear implants in adults and children. *J Am Med Assoc.* 1995;274(24):1955-61.

Nong DX, Ura M, Owa T, Noda Y. An acoustically-evoked short latency negative response in profound hearing loss patients. *Acta Otolaryngol.* 2000;128:960-6.

Osterhammel PA, Shallop JK, Terkildsen K. The effect of sleep on the auditory brainstem response (ABR) and the middle latency response (MLR).

Scand Audiol. 1985;14(1):47-50.

Ozdek A, Karacay M, Saylam G, Tatar E, Aygener N, Korkmaz MH. Comparison of pure tone audiometry and auditory steady-state responses in subjects with normal hearing and hearing loss. *Eur Arch Otorhinolaryngol.* 2010;267(1):43-9.

Patuzzi RB, O'Beirne GA. A correlation method for detecting the sound-evoked post-auricular muscle response (PAMR). *Hear Res.* 1999;138(1):147-62.

Picton TW, Dimitrijevic A, Perez-Abalo MC, Van Roon P. Estimating audiometric thresholds using auditory steady-state responses. *J Am Acad Audiol.* 2005;16(3):140-56.

Picton TW, Durieux-Smith A, Moran LM. Recording auditory brainstem responses from infants. *Int J Pediat Otorhinolaryngol.* 1994;28(2):93-110.

Picton TW, John MS. Avoiding electromagnetic artifacts when recording auditory steady-state responses. *J Am Acad Audiol.* 2004;15(8):541-54.

Plourde G, Picton TW. Human auditory steady-state response during general anesthesia. *Anesth Analg*. 1990;71(5):460-8.

Rance G, Briggs RJ. Assessment of hearing in infants with moderate to profound impairment: the Melbourne experience with auditory steady-state evoked potential testing. *Ann Otol Rhinol Laryngol Suppl*. 2002;189:22-8.

Rance G, Dowell RC, Rickards FW, Beer DE, Clark GM. Steady-state evoked potential and behavioral hearing thresholds in a group of children with absent click-evoked auditory brain stem response. *Ear Hear*. 1998;19(1):48-60.

Rance G, Rickards F. Prediction of hearing threshold in infants using auditory steady-state evoked potentials. *J Am Acad Audiol*. 2002;13(5):236-45.

Rance G, Rickards FW, Cohen LT, De Vidi S, Clark GM. The automated prediction of hearing thresholds in sleeping subjects using auditory steady-state evoked potentials. *Ear Hear*. 1995;16(5):499-507.

Regan D. Comparison of transient and steady-state methods. *Ann NY Acad Sci*. 1982;388:45-71.

Regan D. *Human brain electrophysiology. Evoked potentials and evoked magnetic fields in science and medicine*. New York: Elsevier; 1989.

Regan MP, Regan D. A frequency domain technique for characterizing nonlinearities in biological systems. *J Theor Biol.* 1988;133:293-317.

Rickards FW, Tan LE, Cohen LT, Wilson OJ, Drew JH, Clark GM. Auditory steady-state evoked potential in newborns. *Br J Audiol.* 1994;28(6):327-37.

Roberson JB Jr, O'Rourke C, Stidham KR. Auditory steady-state response testing in children: evaluation of a new technology. *Otolaryngol Head Neck Surg.* 2003;129(1):107-13.

Rosen S, Faulkner A, Smith DA. The psychoacoustics of profound hearing impairment. *Acta Otolaryngol Suppl.* 1990;469:16-22.

Rubinstein JT, Parkinson WS, Tyler RS, Gantz BJ. Residual speech recognition and cochlear implant performance: effects of implantation criteria. *Am J Otol.* 1999;20(4):445-52.

Shalloo JK, Arndt PL, Turnacli KA. Expanded indications for cochlear implantation: perceptual results in seven adults with residual hearing. *J Speech Lang Pathol Audiol.* 1992;16:141-8.

Shiomi Y, Naito Y, Honjo I, Fujiki N, Kaneko K, Takahashi H, Yamashita M, Kawano M. Cochlear implant in patients with residual hearing. *Auris Nasus Larynx.* 1999;26(4):369-74.

Skinner MW, Clark GM, Whitford LA, Seligman PM, Staller SJ, Shipp DB, Shallop JK, Everingham C, Menapace CM, Arndt PL, Antogenelli BA, Brimacombe JA, Pijl S, Daniels P, George GR, McDermott HJ, Beiter AL. Evaluation of a new spectral peak coding strategy for the Nucleus 22 channel cochlear implant system. *Am J Otol.* 1994;15(Suppl 2):16-27.

Small SA, Stapells DR. Artifactual responses when recording auditory steady-state responses. *Ear Hear.* 2004;25(6):611-23.

Soda-Merhy A, Gonzalez-Valenzuela L, Tirado-Gutierrez C. Residual hearing preservation after cochlear implantation: comparison between straight and perimodiolar implants. *Otolaryngol Head Neck Surg.* 2008;139(3):399-404.

Somdas MA, Li PM, Whiten DM, Eddington DK, Nadol JB Jr.. Quantitative evaluation of new bone and fibrous tissue in the cochlea following cochlear implantation in the human. *Audiol Neurotol.* 2007;12(5):277-284.

Spydell JD, Pattee G, Goldie WD. The 40 Hertz event-related potential: Normal values and effects of lesions. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol.* 1985;62(3):193-202.

Stapells DR, Galambos R, Costello JA, Makeig S. Inconsistency of auditory middle latency and steady-state responses in infants. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol.* 1988;71(4):289-95.

Stapells DR, Gravel JS, Martin BA. Thresholds for auditory brain stem responses to tones in notched noise from infants and young children with normal hearing or sensorineural hearing loss. *Ear Hear.* 1995;16(4):361-71.

Stapells DR, Makeig G, Galambos R. Auditory steady-state response threshold prediction using phase coherence. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol.* 1987;67(3):260-70.

Stapells DR, Picton TW, Durieux-Smith A, Edwards CG, Moran LM. Thresholds for short-latency auditory-evoked potentials to tones in notched noise in normal hearing and hearing-impaired subjects. *Audiology.* 1990;29(5):262-74.

Sugawara M, Corfas G, Liberman MC. Influence of supporting cells on neuronal degeneration after hair cell loss. *J Assoc Res Otolaryngol.* 2005;6(2):136-47.

Summerfield AQ, Marshall DH. Pre-operative predictors of outcomes from cochlear implantation in adults: performance and quality of life. *Ann Otol Rhinol Laryngol.* 1995; Suppl 166:105-8.

Swanepoel D, Ebrahim S. Auditory steady-state response and auditory brainstem response thresholds in children. *Eur Arch Otorhinolaryngol.* 2009;266(2):213-9.

Swanepoel D, Hugo R. Estimations of auditory sensitivity for young cochlear implant candidates using the ASSR: preliminary results. *Int J Audiol.* 2004;43(7):377-82.

Swanepoel D, Hugo R, Roode R. Auditory steady-state responses for children with severe to profound hearing loss. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg.* 2004;130(5):531-5.

Turner CW, Gantz BJ, Vidal C, Behrens A. Speech recognition in noise for cochlear implant listeners: benefits of residual acoustic hearing. *J Acoust Soc Am.* 2004;115(4):1729-35.

US Food and Drug Administration. Cochlear implantation. 1996; PMA, P840024/S.

Van der Drift JFC, Brocaar MP, Van Zanten GA. The relation between the pure-tone audiogram and the click auditory brainstem response threshold in cochlear hearing loss. *Audiology.* 1987;26(1):1-10.

Vander Werff KR, Brown CJ. Effect of audiometric configuration on threshold and suprathreshold auditory steady-state responses. *Ear Hear.* 2005;26(3):310-26.

Vander Werff KR, Brown CJ, Gienapp BA, Schmidt Clay KM. Comparison of auditory steady-state response and auditory brainstem response thresholds in children. *J Am Acad Audiol.* 2002;13(5):227-35.

Von Ilberg C, Kiefer J, Tillein J, Pfenningdorf T, Hartmann R, Stürzebecher E. Electric-acoustic stimulation of the auditory system. *J Otorhinolaryngol Relat Spec.* 1999;61(6):334-40.

Welgampola MS, Colebatch JG. Characteristics of tone burst-evoked myogenic potentials in the sternocleidomastoid muscles. *Otol Neurotol.* 2001;22(6):796-802.

Whitford LA., Seligman PM, Everingham CE, Antogenelli T, Skok MC, Hollow RD, Plant KL, Gerin ES, Staller SJ, McDermott HJ, Gibson WR, Clark GM. Evaluation of the Nucleus Spectra 22 processor and new speech processing strategy (SPEAK) in postlingually deafened adults. *Acta Otolaryngol (Stockh).* 1995;115(5):629-637.

Wilding TS, McKay CM, Baker RJ, Kluk K. Auditory steady state responses in normal-hearing and hearing-impaired adults: an analysis of between-session amplitude and latency repeatability, test time, and F ratio detection paradigms. *Ear Hear.* 2012;33(2):267-78.

Xu J, Shepherd RK, Millard RE. Chronic electrical stimulation of auditory nerve at high stimulation rates: A physiologic and histopathological study. *Hear Res.* 1997;105(1):1-29.

Zwolan TA, Zimmerman-Phillips S, Ashbaugh CJ. Cochlear implantation of children with minimal open set speech recognition skills. *Ear Hear.* 1997;18(3):240-51.

APÊNDICES

Apêndice 1 - Carta de aprovação da Comissão de Ética para Análise de Projetos de Pesquisa



APROVAÇÃO

A Comissão de Ética para Análise de Projetos de Pesquisa - CAPPesq da Diretoria Clínica do Hospital das Clínicas e da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, em sessão de 28/04/2010, **APROVOU** o Protocolo de Pesquisa nº **0164/10**, intitulado: **"AVALIAÇÃO DA PRESENÇA DE RESTOS AUDITIVOS NAS RESPOSTAS AUDITIVAS DE ESTADO ESTÁVEL EM CANDIDATOS A IMPLANTE COCLEAR"** apresentado pelo Departamento de **OFTALMOLOGIA E OTORRINOLARINGOLOGIA**, inclusive o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

Cabe ao pesquisador elaborar e apresentar à CAPPesq, os relatórios parciais e final sobre a pesquisa (Resolução do Conselho Nacional de Saúde nº 196, de 10/10/1996, inciso IX.2, letra "c").

Pesquisador (a) Responsável: **Prof. Dr. Ricardo Ferreira Bento**

Pesquisador (a) Executante: **Henrique Faria Ramos**

CAPPesq, 03 de Maio de 2010

Prof. Dr. Eduardo Massad
Presidente da Comissão
de Ética para Análise de
Projetos de Pesquisa