

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
PÓS-GRADUAÇÃO EM NEUROPSIQUIATRIA E CIÊNCIAS DO
COMPORTAMENTO**

ÉRIKA DA ROCHA MAHON

**Respostas evocadas auditivas de estado estável através dos
estímulos de ruído branco, ruído filtrado e *HiLo CE-Chirp*®**

Março - 2017

ÉRIKA DA ROCHA MAHON

Respostas evocadas auditivas de estado estável através dos estímulos de ruído branco, ruído filtrado e *HiLo CE-Chirp*®

Tese apresentada à Universidade Federal de Pernambuco como requisito para obtenção do título de Doutor em Neuropsiquiatria e Ciências do Comportamento, área de concentração: Neurociências.

Orientador: Otávio Gomes Lins
Programa de Pós-graduação em
Neuropsiquiatria e Ciências do
Comportamento- UFPE, Brasil

Co-orientadora: Susan Anne Small
*School of Audiology and Speech Sciences,
The University of British Columbia,
Vancouver, British Columbia, Canada*

Março – 2017

Catálogo na Fonte
Bibliotecária: Mônica Uchôa, CRB4-1010

M216r Mahon, Érika da Rocha.
Respostas evocadas auditivas de estado estável através dos
estímulos de ruído branco, ruído filtrado e HiLo CE-Chirp® / Érika da
Rocha Mahon. – 2017.
176 f.: il.; tab.; quad.; 30 cm.

Orientador: Otávio Gomes Lins.
Tese (Doutorado) – Universidade Federal de Pernambuco, CCS.
Programa de Pós-Graduação em Neuropsiquiatria e Ciências do
Comportamento. Recife, 2017.
Inclui referências, apêndices e anexos.

1. Potenciais evocados. 2. Audição. 3. Triagem. I. Lins, Otávio Gomes
(Orientador). II. Título.

612.665 CDD (22.ed.)

UFPE (CCS2017-310)

ÉRIKA DA ROCHA MAHON

**RESPOSTAS EVOCADAS AUDITIVAS DE ESTADO ESTÁVEL
ATRAVÉS DE RUÍDO BRANCO, RUÍDO BRANCO FILTRADO E *HiLo*
CE-Chirp®**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Neuropsiquiatria e Ciências do Comportamento da Universidade Federal de Pernambuco, como requisito parcial para a obtenção do título de Doutora em Neurociências.

Aprovada em 24/03/2017.

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Gilberto Mastrocola Manzano
Universidade Federal de São Paulo-USP

Profa. Dra. Thamara Suzi dos Santos
Universidade Federal de Minas Gerais-UFG

Profa. Dra. Mariana de Carvalho Leal Gouveia
Universidade Federal de Pernambuco

Prof. Dr. Pedro de Lemos Menezes
Universidade Estadual de Ciências da Saúde de Alagoas-UNCISAL

Prof. Dr. Otávio Gomes Lins
(Presidente da Banca)
Universidade Federal de Pernambuco

Dedico este trabalho a Nelson, que
me incentivou a ver o mundo sob
diferentes prismas, e a Letícia com
quem descobri o amor incondicional.

Agradecimentos

A todos os funcionários do Programa de Pós-graduação em Neuropsiquiatria e Ciências do Comportamento pelo prestativo trabalho nos diversos momentos em que precisei.

Aos professores do Programa de Pós-graduação em Neuropsiquiatria e Ciências do Comportamento, em especial às Profas. Maria Lúcia Gurgel da Costa e Sandra Lopes de Souza, por seus ensinamentos e incentivos à pesquisa.

À CAPES, pelo apoio financeiro durante o estágio sanduíche.

À empresa *Interacoustics*-Dinamarca que gentilmente cedeu o sistema *Titan*-módulo-*ABRIS®*, viabilizando a execução deste trabalho e a Bue Kristensen, pela disponibilidade em esclarecer minhas dúvidas durante o desenvolvimento desta pesquisa.

Ao meu orientador, Prof. Otávio Gomes Lins, por sua disponibilidade, atenção e entusiasmo durante toda a minha jornada. Obrigada também por me ensinar que toda grande conquista começa com um sonho.

À minha co-orientadora, Profa. Susan Anne Small, por acreditar no meu potencial. Foram muitos emails trocados até conhecê-la pessoalmente e comprovar a sua natureza acolhedora. Admiro a forma como conduzia nossas reuniões, com firmeza, mas com muita simplicidade e disponibilidade para partilhar os seus conhecimentos.

Aos Profs. Anthony Herdman e Jeniffer Hatton pelas grandes discussões durante as aulas do *Physiological Measurements of Audiology Functions Course*. Todo aprendizado daquele inverno canadense contribui para o florescimento de uma prática audiológica mais reflexiva.

Ao Prof. Sílvio Caldas Neto e à Fga. Alessandra Santos, do Hospital das Clínicas da UFPE, pela compreensão, permitindo que eu me dedicasse a este trabalho.

A todos os participantes que se voluntariaram para “tirar um bom cochilo” durante a coleta de dados. Nada poderia ter sido feito se não fosse a colaboração espontânea de todos vocês.

À minha amiga Profa. Cláudia Marina Tavares de Araújo, pelo apoio e sugestões durante a elaboração do projeto.

Às Fgas. Flávia Ribeiro, Gabriela Ivo Rodrigues, e Thamara Santos por terem compartilhado seus conhecimentos na área da eletrofisiologia da audição.

Às amigas e fonoaudiólogas Ana Isabel Azevedo, Cláudia Marina, Daniela Vasconcelos e Maria Lúiza Timóteo pelas presenças constantes em minha vida. Os nossos encontros regados a capuccino são momentos que me ajudam a recarregar as energias e me ensinam a respeitar o outro.

Às minhas amigas de laboratório Fgas. Aline Tenório, Elizângela Camboim e Ilka Soares, a nossa amizade nos fortaleceu e nos ajudou a dissipar as preocupações.

Às minhas companheiras de sala e do laboratório na UBC, representadas por Foong Yen Chong, Ilse Labuschagne e Rachel Jordan, pela paciência e pelas conversas descontraídas no final da tarde.

Às amigas do “Canadá on-line” e “Voltei Recife”, representadas por Maité Kulesza, é muito bom saber que a nossa amizade foi construída através de nossos filhos. Porém, melhor ainda é comprovar que os nossos laços não se desfazem com a distância nem com as nossas diferenças quanto à percepção do mundo. Amigas, tenho aprendido muito com todas vocês!

Aos meus cunhados, sobrinhos e sogros, amor, solidariedade, coragem e determinação são palavras que os representam muito bem.

À minha irmã, Karina, e à minha prima-irmã, Flávia, minhas eternas amigas, confidentes e companheiras. Nós estamos colhendo os frutos plantados por nossos pais, exemplos de carinho, fraternidade e integridade. Que bom que aprendemos bem a lição!

À minha sobrinha Thaís, sua jovialidade e alegria me renovam sempre e me mostram que a vida é um presente.

À minha querida mãe Suzete que sempre me apoiou com muito amor e com a qual aprendi que somos responsáveis por todos os nossos atos. Minha eterna admiração e carinho.

A Nelson e a Leticia por compreenderem minhas ausências. Nós construímos uma belíssima família, onde o diálogo, respeito e amor são peças fundamentais.

A Deus, que orienta a minha vida.

Resumo

Introdução: Os estímulos com espectro de frequência abrangente podem aumentar a amplitude das respostas evocadas auditivas de estado estável (REAEE). **Objetivo:** Determinar a eficácia dos estímulos de ruído branco, ruído filtrado e *HiLo CE-Chirp*® para aquisição das REAEE em indivíduos normais e com perdas auditivas. **Materiais e Métodos:** Participaram 99 adultos com audição normal e perdas auditivas, recrutados do Hospital das Clínicas da Universidade Federal de Pernambuco, Brasil e de serviços de saúde de *Vancouver, British Columbia, Canadá*. As REAEE foram obtidas através de dois sistemas *Mullti-MASTER* de pesquisa e o *Titan-módulo-ABRIS*®. Os estímulos foram apresentados de forma múltipla e simultânea nas duas orelhas. O estudo foi conduzido em cinco experimentos. Os experimentos 1 e 4 foram realizados em indivíduos com audição normal e os experimentos 2, 3 e 5 em participantes com audição normal e perda auditiva. O experimento 1 utilizou o ruído branco e ruído filtrado, com frequência de modulação entre 83 e 95 Hz. O experimento 2 utilizou os estímulos ruído passa-baixa (RPB) e passa-alta com filtro em 2KHz (RPA-2KHz) combinados. Os estímulos foram apresentados nas intensidades de 30, 40 e 50 dB NPS. O experimento 3 utilizou o estímulo *HiLo CE-Chirp*® nas intensidades de 30 e 40 dB NAn. No experimento 4, foi realizada a equivalência entre os níveis de intensidade para os estímulos de ruído filtrado e o *HiLo CE-Chirp*® através da aferição dos níveis de pressão sonora e da obtenção dos limiares psicoacústicos. No experimento 5, foram utilizados os estímulos de ruído filtrado (50 dB NPS) e *HiLo CE-Chirp*® (30 dB NAn). **Resultados:** No experimento 1, os estímulos de ruído filtrado passa-baixa (RPB) apresentam níveis mínimos de respostas significativamente maiores que os demais estímulos. No experimento 2, as porcentagens de detecção foram maiores para o RPA-2KHz do que para o RPB. Os índices de sensibilidade foram de 89% para o RPA-2KHz em 40 dB NPS e 85% para o RPB em 50 dB NPS para identificação de perdas auditivas. No experimento 3, as REAEE foram identificadas em todas as orelhas com audição normal nas intensidades de 30 e 40 dB NAn. Os índices de sensibilidade do *Lo CE-Chirp*® foram 100% em 30 dB NAn e 96% em 40 dB NAn para perdas auditivas. Nos experimentos 4 e 5, o estímulo de ruído filtrado em 50 dB NPS e o *HiLo CE-Chirp*® em 30 dB NAn apresentam níveis de pressão sonora e limiares psicoacústicos

equivalentes. O ruído filtrado apresentou 75% e 85% de sensibilidade nas faixas de frequências agudas e graves, respectivamente. A sensibilidade do estímulo *HiLo CE-Chirp*® foi de 82% e 100% para as frequências agudas. **Conclusão:** Os estímulos de ruído filtrado e *HiLo CE-Chirp*® identificam perdas auditivas. As intensidades de corte para os componentes com espectro de frequência grave são mais elevadas do que para os componentes com espectro de frequência aguda. O estímulo *HiLo CE-Chirp*® (30 dB NAn) apresentou melhor desempenho que o estímulo de ruído filtrado (50 dB NPS), especialmente para o componente *Lo CE-Chirp*®.

Palavras-chave: Potenciais evocados. Audição. Triagem.

Abstract

Introduction: An alternative to increasing the amplitude of the auditory steady-state response (ASSR) is to replace the pure tone with a stimulus with broader spectrum. **Objective:** The aim of this study is to examine the effectiveness of the ASSR by amplitude modulated white noise; amplitude modulated filtered white noise and HiLo CE-Chirp® stimuli to identify hearing loss. **Methods:** Adults with normal hearing and hearing loss (n=99) participated in this study. All subjects were recruited from the Clinics Hospital at Federal University of Pernambuco, Brazil and from health units in Vancouver, British Columbia, Canada. The ASSR was measured, collected and analyzed by the Multi-MASTER and Titan- ABRIS® module. In this study, there were five different experiments. Normal hearing subjects took part in experiments 1 and 4. Normal hearing and hearing loss subjects took part in experiments 2, 3 and 5. The first experiment used the broadband white noise (BBWN) and the low-pass white noise (LoWN) combined with the high-pass white noise filtered modulates at 83-95 Hz. In the second experiment, ASSR was obtain by presenting the LoWN-P3 combined with the HiWN-2 KHz. Stimuli were presented for all participants at three different randomized level of 30, 40 and 50 dB SPL. In the third experiment, ASSR was obtain by presenting HiLo CE-Chirp® stimulus at 30 and 40 dB nHL. The experiment 4 measured different levels at which amplitude modulated filtered white noise and HiLo CE-Chirp® were presented. In the experiment 5, ASSR were obtained by using filtered white noise (50 dB SPL) and HiLo CE-Chirp® (30 dB nHL). **Results:** In experiment 1 thresholds for LoWN were significantly higher than HiWN-1KHz, HiWN -2 KHz or BBWn stimuli. In experiment 2, ASSR amplitudes were larger for HiWN stimulus compared with LoWN stimulus at all levels tested. HiWN sensitivity was 89% at 40 dB SPL and 85% for LoWN at 50 dB SPL for hearing loss subjects. In experiment 3, all responses were present at 30 and 40 dB nHL. Lo CE-Chirp® sensitivity was 100% at 30 dB nHL and 96% for LoWN at 40 dB nHL. Experiment 4 showed that filtered white noise at 50 dB SPL is similar to HiLo CE-Chirp® at 30 dB nHL. In experiment 5, the filtered white noise sensitivity was 75% for low frequencies and 85% for high frequencies. The HiLo CE-Chirp® sensitivity was 82% and 98% for low and high frequencies, respectively. **Conclusion:** The filtered white noise and HiLo

CE-Chirp were efficient to identify hearing loss above 30 dB HL. The optimal level for hearing screening depends on the type of stimulus. The level used for low frequencies are higher than for high frequencies. The HiLo CE-Chirp® stimulus was more efficient the filtered white noise, especially for the low component.

Keywords: Evoked potentials. Hearing. Screening.

Lista de Figuras

Figura 3.1 - Produção de um estímulo modulado em amplitude	27
Figura 3.2 - Combinação de vários estímulos modulados em amplitude com representações no domínio do tempo e no domínio da frequência.....	28
Figura 3.4 - Ativação coclear por estimulação simples e estimulação múltipla	31
Figura 3.5 - Ruído de banda larga representado no domínio do tempo e no domínio da frequência	34
Figura 3.7 - Representação da estimulação da membrana basilar através dos estímulos <i>click</i> e <i>chirp</i> e da resposta gerada pelos diferentes componentes do espectro dos estímulos apresentados	37
Figura 4.1 - Derivação dos eletrodos e apresentação dos estímulos para aquisição das REAEE ..	49
Figura 4.5 - Representação dos estímulos de ruído e ruído filtrado no domínio do tempo e no domínio da frequência.....	56
Figura 4.7 - Registro da presença de REAEE nas orelhas direita e esquerda com o estímulo do protocolo 3.	61
Figura 4.9 - Registro das REAEE ao estímulo <i>HiLo CE-Chirp</i> ® em 30 dB NAn	66
Figura 5.2 – Medianas, quartis e percentis do tempo (segundos) para detecção da REAEE aos cinco tipos de estímulo na intensidade referente ao nível mínimo de resposta por estímulo (N=60).....	75
Figura 5.3 - Porcentagem cumulativa das REAEE para os estímulos RPA e RPB por intensidade de teste (N= 76).....	77

Figura 5.6 - Distribuição das REAEE com os estímulos RPA e RPB segundo o tempo para detecção da resposta (segundos) e média audiométrica nas faixas de frequências graves e agudas.....	87
Figura 5.7 - Medianas, quartis e percentis dos componentes <i>Hi-</i> e <i>Lo- CE-Chirp®</i> nas intensidades de 30 e 40 dB NAn (N=36)	90
Figura 5.8 Ruído residual no início e no momento de detecção da REAEE para os componentes <i>Hi-</i> e <i>Lo- CE-Chirp®</i> nas intensidades de 30 e 40 dB NAn.	92

Lista de Quadros

Quadro 4.1 - Protocolos e estímulos acústicos utilizados para coleta das REAEE no experimento 1	54
Quadro 5.1 - Limiares auditivos comportamentais e sensibilidade auditiva por faixa de frequência em dB NA (N=20).....	101
Quadro 5.2 - Limiares psicoacústicos dos estímulos RPA e RPB isolados e combinados em dB NPS por participante (N=20)	103

Lista de Tabelas

Tabela 3.1 - Níveis máximos e fatores de correção para estimativa dos limiares auditivos em crianças através das REAEE por via aérea.....	41
Tabela 4.1 - Nomenclatura dos estímulos utilizados no experimento 1.....	57
Tabela 4.2 - Estímulos portadores e frequências moduladoras utilizados no experimento 1	57
Tabela 4.3 - Descrição das características acústicas dos estímulos ruído filtrado* e <i>HiLo CE-Chirp</i> ®	68
Tabela 5.1 - Níveis mínimos de REAEE através da ANOVA simples de medidas repetidas mostrando comparações entre os cinco tipos de estímulo.....	74
Tabela 5.2 - Teste <i>post-hoc</i> (<i>Newman-Keuls</i>) para os níveis mínimos de REAEE mostrando comparações entre os cinco tipos de estímulo	74
Tabela 5.3 - Distribuição da presença da REAEE aos estímulos ruído passa-alta (RPA) e ruído passa-baixa (RPB) em ambas as orelhas por intensidade	76
Tabela 5.4 - Amplitude das REAEE aos estímulos RPA e RPB determinada através da ANOVA <i>two-way</i> de medidas repetidas mostrando comparações entre o tipo de estímulo vs. níveis de intensidade testados.....	79
Tabela 5.5 - Teste <i>pos-hoc</i> (<i>Newman-Keuls</i>) para a amplitude das REAEE aos estímulos RPB e RPA mostrando comparações entre o tipo de estímulo e os níveis de intensidade testados..	80
Tabela 5.6 - Tempo de detecção das REAEE aos estímulos RPA e RPA através do teste pareado de Wilcoxon mostrando comparações entre o tipo de estímulo e os níveis de intensidade testados (N=76)	82

Tabela 5.7 - Distribuição do número de orelhas com perdas auditivas em diferentes faixas de frequência para os participantes do experimento 2	83
Tabela 5.8 - Distribuição do perfil audiológico segundo grau da perda auditiva e faixa de frequência para os participantes do experimento 2 (N=134)	84
Tabela 5.9 - Sensibilidade, especificidade e acurácia de protocolos de triagem auditiva através das REAEE aos estímulos RPA e RPB a 40 e 50 dB NPS, considerando como critério de normalidade a média aritmética igual ou menor que 25 e 30 dB NA	85
Tabela 5.10 - Distribuição da presença da REAEE em ambas as orelhas para os componentes <i>Hi-</i> e <i>Lo- CE-Chirp</i> ® nas intensidades de 30 e 40 dB NAn.....	88
Tabela 5.11 - Tempo de detecção da REAEE ao estímulo <i>HiLo- CE-Chirp</i> ® através do teste <i>Wilcoxon</i> pareado mostrando comparações entre o tipo de estímulo e os níveis de intensidade testados.....	91
Tabela 5.12 - Ruído residual determinado através da ANOVA <i>three-way</i> de medidas repetidas mostrando comparações entre o tipo de estímulo vs. níveis de intensidade testados vs. momento do teste	93
Tabela 5.13 – Teste <i>pos-hoc</i> (<i>Newman-Keuls</i>) para o ruído residual mostrando comparações entre o momento do teste e o tipo de estímulo.....	94
Tabela 5.14 - Distribuição do número de orelhas com perdas auditivas em diferentes faixas de frequência para os participantes do experimento 3	95
Tabela 5.15 - Distribuição do perfil audiológico segundo o grau da perda auditiva e faixa de frequência para os participantes do experimento 3 (N=76)	96

Tabela 5.16 - Sensibilidade, especificidade e acurácia de protocolos de triagem auditiva através das REAEE ao estímulo <i>HiLo CE-Chirp</i> ® a 30 e 40 dB NAn, considerando como critério de normalidade a média aritmética igual ou menor que 25 e 30 dB NA	97
Tabela 5.17 - Nível de pressão sonora aferido para os estímulos <i>HiLo CE-Chirp</i> ® e RPB e RPA isolados e combinados para diferentes níveis de intensidades	100
Tabela 5.18 - Estatística descritiva dos limiares auditivos comportamentais e da sensibilidade auditiva por faixa de frequências (N= 20).....	103
Tabela 5.19 - Média ($\pm 1DP$) dos limiares psicoacústicos para os estímulos RPA e RPB isolados e combinados (N= 20).....	105
Tabela 5.20 - Correspondências em dB NA para os estímulos RPA e RPB isolados ou combinados	106
Tabela 5.21 - Comparações entre os níveis de intensidade dos estímulos RPB e RPA combinados e <i>HiLo CE-Chirp</i> ® em dB NPS e dB NAn.....	107
Tabela 5.22 - Sensibilidade, especificidade e acurácia de protocolos de triagem auditiva através das REAEE ao ruído filtrado e estímulo <i>HiLo- CE-Chirp</i> ® em níveis de intensidade equivalentes, considerando como critério de normalidade a média aritmética igual ou menor que 30 dB NA.....	108
Tabela 5.23 - Descrição do perfil audiológico dos participantes com respostas falso- positivas e falso-negativas por faixa de frequência (aguda e grave) e por estímulo de teste (ruído filtrado e estímulo <i>HiLo CE-Chirp</i> ®)	109

Lista de Abreviaturas e Siglas

ABRIS	<i>Auditory Brainstem Response Infant Screening</i>
AM	Amplitude Modulada
AM ²	Amplitude Modulada Exponencial
ANOVA	<i>Analysis of Variance</i>
ANSI	<i>American National Standards Institute</i>
ASSR	<i>Auditory Steady-State Response</i>
CAE	Canal Auditivo Externo
dB NA	Decibel Nível de Audição
dB NAn	Decibel Nível de Audição Normalizado
dB nHL	<i>Decibel Normal Hearing Level</i>
dB NPS	Decibel Nível de Pressão Sonora
dB SPL	<i>Decibel Sound Pressure Level</i>
EEG	Eletroencefalograma
EOA	Emissões Otoacústicas
FFT	<i>Fast Fourier Transform</i>
HiLo CE-Chirp®	<i>High Low CE-Chirp®</i>

Hi- CE-Chirp®	<i>High CE-Chirp®</i>
Hi WN	<i>High White Noise</i>
Hz	<i>Hertz</i>
IEC	<i>International Electrotechnical Commision</i>
ISO	<i>International Organization for Standardization</i>
Lo- CE-Chirp®	<i>Low CE-Chirp®</i>
Lo WN	<i>Low White Noise</i>
MASTER	<i>Multiple Auditory Steady-State Response</i>
μV	<i>Microvolt</i>
NB CE-Chirp®	<i>Narrow Band CE-Chirp®</i>
nV	<i>Nanovolt</i>
OD	Orelha Direita
OE	Orelha Esquerda
peRETSPL (NPS)	<i>Reference Equivalent Threshold Sound Pressure Level</i> (Nível de Pressão Sonora)
PEATE	Potencial Evocado Auditivo de Tronco Encefálico
PEATE-FE	Potencial Evocado Auditivo de Tronco Encefálico por Frequência Específica

RB	Ruído Branco
RBL	Ruído Banda Larga
REAEE	Resposta Evocada Auditiva de Estado Estável
Relação S/R	Relação Sinal/ Ruído
RMS	<i>Route Mean Square</i>
RPA	Ruído Passa-Alta
RPA-1 KHz	Ruído Passa-Alta com Corte em 1 KHz
RPA-2 KHz	Ruído Passa-Alta com Corte em 2 KHz
RPB	Ruído Passa-Baixa
RPB-P2	Ruído Passa-Baixa Protocolo 2
RPB-P3	Ruído Passa-Baixa Protocolo 3
TANU	Triagem Auditiva Neonatal Universal
TCLE	Termo de Consentimento Livre e Esclarecido
WN	<i>White Noise</i>

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	23
2	OBJETIVOS	26
2.1.	OBJETIVO PRINCIPAL	26
2.2.	OBJETIVOS SECUNDÁRIOS	26
3	REVISÃO DA LITERATURA	27
3.1.	RESPOSTAS EVOCADAS AUDITIVAS DE ESTADO ESTÁVEL: CONCEITOS GERAIS	27
3.2.	ESTÍMULO PORTADOR: MODIFICAÇÃO DOS PARÂMETROS DO ESTÍMULO DE TESTE E USO DE ESTÍMULOS NÃO CONVENCIONAIS	33
3.3.	RESPOSTAS EVOCADAS AUDITIVAS DE ESTADO ESTÁVEL NA AVALIAÇÃO AUDIOLÓGICA E CONSIDERAÇÕES SOBRE A APLICAÇÃO CLÍNICA DAS EOAS E DOS PEATE	40
4	MATERIAIS E MÉTODO	45
4.1.	ÁREA DE ESTUDO	45
4.2.	PARTICIPANTES	45
4.3.	TIPO DE ESTUDO	47
4.4.	EQUIPAMENTOS PARA A COLETA DE DADOS	47
4.5.	PROCEDIMENTOS GERAIS PARA COLETA DOS DADOS	47
4.6.	ANÁLISE DOS DADOS	70
5	RESULTADOS	72
5.1.	EXPERIMENTOS QUE UTILIZARAM O RUÍDO COMO ESTÍMULO	72
5.2.	EXPERIMENTO COM O ESTÍMULO <i>HILO CE-CHIRP</i> [®]	88
5.3.	COMPARAÇÕES ENTRE OS DADOS COM OS EXPERIMENTOS QUE UTILIZARAM O RUÍDO FILTRADO E O ESTÍMULO <i>HILO CE-CHIRP</i> [®]	99
6	DISCUSSÃO	113
6.1.	NÍVEIS MÍNIMOS DAS REAEE	113
6.2.	AMPLITUDE E RUÍDO RESIDUAL	115
6.3.	TEMPO PARA DETECÇÃO DA REAEE	119

6.4.	USO DOS ESTÍMULOS DE RUÍDO FILTRADO E <i>HILO CE-CHIRP</i> ® PARA IDENTIFICAR A PERDA AUDITIVA	123
7	CONCLUSÕES	129
7.1.	CONSIDERAÇÕES FINAIS	130
7.2.	TRABALHOS FUTUROS	131
	REFERÊNCIAS	133
	APÊNDICE A- TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO (UFPE)	142
	APÊNDICE B- TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO UBC	147
	APÊNDICE C – NÍVEIS DE INTENSIDADE DOS ESTÍMULOS DE RUÍDO OBTIDOS APÓS A CALIBRAÇÃO	
	156	
	APÊNDICE D- DESCRIÇÃO DOS PARÂMETROS TÉCNICOS DOS ESTÍMULOS DE RUÍDO E RUÍDO FILTRADO	161
	ANEXO A- CERTIFICADO DE APROVAÇÃO DO PROJETO (UFPE)	169
	ANEXO B – CERTIFICADO DE APROVAÇÃO DO PROJETO (UBC)	172
	ANEXO C – CERTIFICADO DE APROVAÇÃO DO PROJETO (VCHRI)	174
	ANEXO D - CERTIFICADO DE CALIBRAÇÃO DO ESTÍMULO <i>HILO CE-CHIRP</i>®	175
	ANEXO E – DESCRIÇÃO DOS PARÂMETROS TÉCNICOS DO ESTÍMULO <i>HILO CE-CHIRP</i>®	176

1 INTRODUÇÃO

Uma das metas dos profissionais que lidam com a saúde auditiva é a identificação da perda auditiva especialmente na infância. A alta prevalência da perda auditiva e o seu impacto sobre o desenvolvimento infantil são determinantes para a implantação da triagem auditiva neonatal universal (TANU) (DURANTE *et al.*, 2004). A identificação, o diagnóstico e a intervenção da perda auditiva até os primeiros seis meses de vida possibilitam o desenvolvimento da fala e das habilidades auditivas necessárias para a comunicação oral (*JOINT COMMITTEE ON INFANT HEARING-JCIH*, 2007).

Atualmente, os comitês de saúde auditiva recomendam a utilização dos exames de emissões otoacústicas e potenciais evocados auditivos de tronco encefálico nos programas de triagem auditiva (*BRITISH COLUMBIA EARLY HEARING PROGRAM-BCEHP*, 2008; *JCIH*, 2007).

Entretanto, a avaliação auditiva de lactentes nos primeiros seis meses de vida é um processo complexo que inclui a seleção de métodos que promovam informações precisas para o diagnóstico da perda auditiva.

Novas técnicas estão sendo desenvolvidas para complementar a investigação da perda auditiva. Dentro desta perspectiva, pode-se inserir o exame para observação das respostas evocadas auditivas de estado estável (REAAE), que é um método eletrofisiológico empregado no diagnóstico audiológico e, em menor frequência, na triagem auditiva. O método permite a apresentação simultânea de vários tons nas duas orelhas reduzindo o tempo do teste. O exame pode ser utilizado em grupos que não cooperam espontaneamente com a audiometria. As REAAE oferecem como vantagens a boa correlação com os limiares auditivos e a possibilidade de identificação das respostas através de testes estatísticos (LINS, 2002; RANCE *et al.*, 1995).

Apesar destas evidências, o estímulo mais utilizado (tom puro modulado em amplitude) para obter as REAAE sempre evidencia uma menor correlação com as frequências mais graves, especificamente em 500 Hz (LINS, 2002).

Uma alternativa para aumentar a amplitude das REAEE é a modificação das características do estímulo de teste ou a substituição por estímulos de espectro abrangente como o ruído branco e o *chirp* (JOHN; DIMITRIJEVIC; PICTON, 2003; SANTOS, 2016; STÜRZEBECHER, 2006). John; Dimitrijevic; Picton (2003) investigaram as REAEE através do ruído e ruído filtrado, entretanto, concentraram seus estudos em indivíduos com audição normal. Além disto, os autores utilizaram apenas um nível de intensidade fixa (50 dB NPS), não sendo possível determinar a eficácia do ruído para identificar a perda auditiva.

Recentemente, Santos (2016) contribuiu para o avanço nas pesquisas que utilizam o ruído branco e ruído filtrado para obtenção das REAEE, propondo um protocolo para triagem auditiva com os estímulos de ruído. A autora utilizou o ruído filtrado em bandas de frequências graves e agudas combinadas e estudou os índices de sensibilidade e especificidade destes estímulos, mas considerou a perda auditiva nas frequências de 500, 1000 e 2000 Hz (média aritmética).

Apesar de não apresentarem especificidade de frequência, quando os ruídos de banda larga são filtrados, concentram a energia em banda de frequências mais restritas. A utilização de filtros passa-alta e passa-baixa auxilia no *design* (construção) de estímulos acústicos que geram REAEE com amplitudes mais robustas e fornecem informações sobre a sensibilidade auditiva em faixas de frequências graves e agudas simultaneamente.

Devido a suas características acústicas, os estímulos de banda larga filtrada não são muito apropriados para serem utilizados em protocolos de diagnóstico audiológico, mas são adequados para serem utilizados em protocolos de triagem auditiva neonatal. O uso do ruído ou do *chirp* filtrado em bandas de frequências graves e agudas pode diminuir o tempo de teste nos protocolos de triagem devido ao aumento da amplitude das REAEE.

Apesar dos trabalhos pioneiros (JOHN; DIMITRIJEVIC; PICTON, 2003; SANTOS, 2016; STÜRZEBECHER et al., 2006), o uso clínico dos estímulos de ruído e *chirp* filtrados em protocolos de avaliação auditiva depende do conhecimento do comportamento das REAEE em indivíduos com audição normal, descrevendo parâmetros como amplitude da resposta e nível de ruído residual. Em seguida, é importante definir se o ruído e *chirp* filtrados identificam

indivíduos com perdas auditivas em diferentes faixas de frequência. Acrescentando-se a isto também a identificação das perdas auditivas com diferentes graus e configurações audiométricas. E por último, comparar o desempenho dos estímulos de ruído e *chirp* filtrados.

Portanto, para buscar maiores esclarecimentos que possibilitem a utilização dos estímulos de ruído e *chirp* na clínica audiológica, o presente estudo procurou determinar a eficácia dos estímulos de ruído branco, ruído filtrado e *HiLo CE-Chirp*® para aquisição das respostas evocadas auditivas de estado estável em indivíduos com audição normal e com perdas auditivas. Especificamente, descreveu algumas características dos parâmetros das respostas e comparou a eficácia dos estímulos de ruído branco, ruído filtrado e *HiLo CE-Chirp*® para identificar a perda auditiva.

Para tanto, esta tese desenvolveu cinco experimentos utilizando estímulos de ruído filtrado e *HiLo CE-Chirp*®, que é um tipo de chirp filtrado, para obter REAEE. Tratou-se de um estudo multicêntrico, realizado em colaboração com o *Pediatric Audiology Laboratory of the University of British Columbia* (PAL-UBC)¹. A investigação ocorreu, em indivíduos adultos, já que se trata de uma população que colabora com a realização da audiometria tonal convencional, através de respostas sistemáticas e confiáveis.

¹ O PAL-UBC é pioneiro nas pesquisas na área de eletrofisiologia da audição, especialmente em estudos sobre

2 OBJETIVOS

2.1. Objetivo Principal

Determinar a eficácia dos estímulos de ruído branco, ruído filtrado e *HiLo CE-Chirp*® para aquisição das respostas evocadas auditivas de estado estável em indivíduos normais e com perdas auditivas sensorioneurais.

2.2. Objetivos Secundários

- Comparar o desempenho dos estímulos de ruído e ruído filtrado para detectar REAEE em indivíduos com audição normal, segundo os níveis mínimos e o tempo de detecção da resposta;
- Estudar as REAEE obtidas através do uso do ruído filtrado em indivíduos com audição normal, descrevendo a porcentagem de respostas presentes, a amplitude e o tempo de detecção da resposta;
- Investigar a eficácia do ruído filtrado para identificar indivíduos com audição normal e com perda auditiva;
- Descrever as REAEE através do estímulo *HiLo CE-Chirp*® em indivíduos com audição normal, considerando a porcentagem de respostas presentes, o nível de ruído residual e o tempo de detecção da resposta;
- Analisar a eficácia do estímulo *HiLo CE-Chirp*® para identificar indivíduos com audição normal e com perda auditiva;
- Comparar a aplicação dos estímulos de ruído filtrado e *HiLo CE-Chirp*® em protocolos de triagem auditiva.

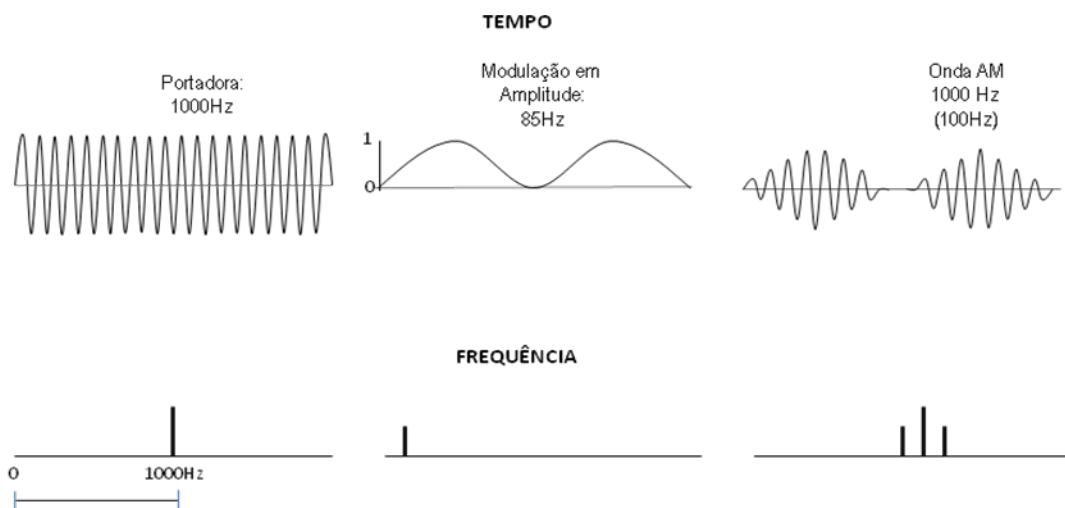
3 REVISÃO DA LITERATURA

3.1. Respostas evocadas auditivas de estado estável: conceitos gerais

As respostas evocadas auditivas de estado estável (REAAE) têm sido apontadas como uma técnica promissora e alternativa para avaliar a audição em pacientes que não cooperam espontaneamente na determinação dos limiares auditivos.

AS REAAE são potenciais elétricos gerados no sistema auditivo e registrados no escalpo através de eletrodos de superfície, resultantes de uma estimulação auditiva rápida e contínua (REGAN, 1989). O estímulo acústico utilizado é construído modulando-se a amplitude de um tom puro (estímulo portador), resultando em um sinal cujo espectro de frequência é composto por um componente na frequência portadora e dois componentes que correspondem à frequência portadora mais ou menos a frequência de modulação (Figura 3.1) (LINS, 2002).

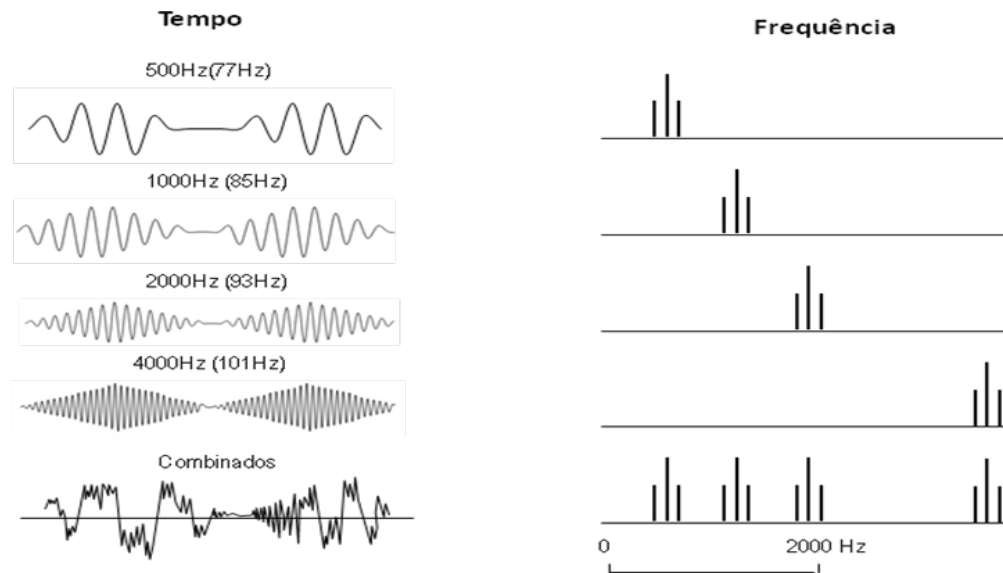
Figura 3.1 - Produção de um estímulo modulado em amplitude



Fonte: Lins, 2002

Os estímulos portadores podem ser combinados e apresentados simultaneamente, desde que cada um deles seja modulado com diferentes ritmos de modulação (Figura 3.2).

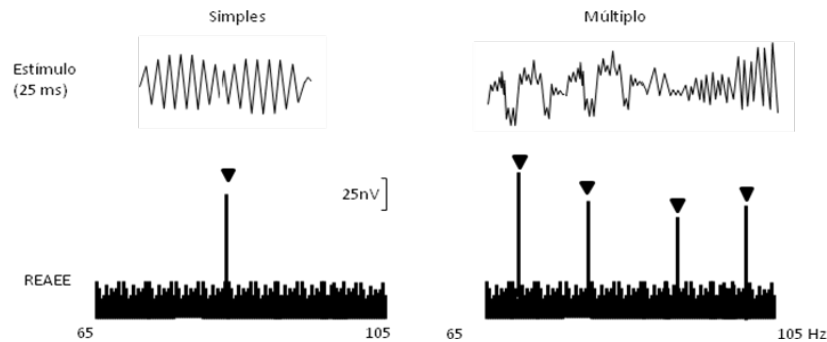
Figura 3.2 - Combinação de vários estímulos modulados em amplitude com representações no domínio do tempo e no domínio da frequência



Fonte: Lins, 2002

Os potenciais auditivos gerados são chamados de “estado estável”, porque os componentes de frequência se mantêm estáveis em amplitude e fase durante a estimulação (JOHN *et al.*, 1998). Esta característica da resposta permite que ela seja transformada para o domínio da frequência, onde a resposta para cada estímulo ocorre na frequência de modulação do sinal apresentado (JOHN *et al.*, 1998; LINS, 2002; STAPELLS *et al.*, 1984) (Figura 3.3).

Figura 3.3 - Representação das respostas evocadas auditivas de estado estável por estimulação simples e múltipla



Fonte: Picton, 2010

Além disto, as REAEE podem ser analisadas através de métodos estatísticos, que determinam objetivamente se a resposta está presente, auxiliando o examinador na interpretação do registro (LINS *et al.*, 1996; LINS, 2002). A possibilidade de identificação das respostas através de métodos estatísticos traz uma vantagem adicional à utilização das REAEE nos protocolos de triagem e diagnóstico audiológico.

Calil; Lewis; Fiorini (2006) afirmam que as REAEE podem mensurar de forma confiável a audição de crianças abaixo dos seis meses de idade, pois permitem estimar os limiares auditivos nas diferentes frequências, em ambos os ouvidos e em indivíduos com os diversos tipos de configuração audiométrica.

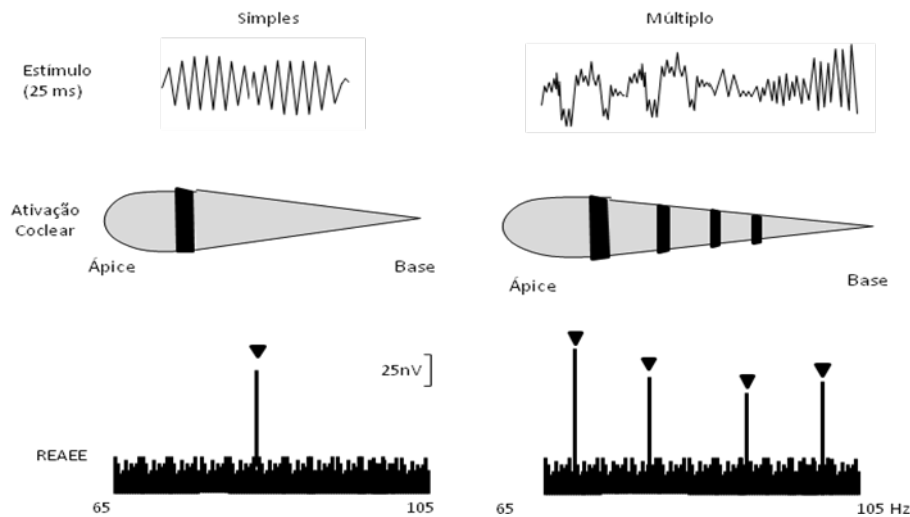
Entretanto, a utilização das REAEE tem levantado discussões quanto aos parâmetros de aquisição e análise adotados. John; Dimitrijevic; Picton (2003) compararam a técnica utilizada nas REAEE em estudos disponíveis na literatura (BOETTCHER *et al.*, 2001; DIMITRIJEVIC *et al.*, 2001; JOHN; DIMITRIJEVIC; PICTON, 2002, por exemplo), realizados com crianças e com adultos e recomendaram que a aplicabilidade clínica deste exame tanto com objetivo de diagnóstico auditivo (determinação de limiares auditivos) como para triagem auditiva ainda está

por ser sedimentada. As diferenças nos parâmetros entre as pesquisas dificultam a comparação entre elas. Este aspecto faz com que sejam necessários mais estudos para a definição de protocolos de avaliação tanto para a população infantil como adulta (ARAÚJO, 2010; PINTO; GRIZ; LINS, 2011).

Quanto aos parâmetros de aquisição, os estímulos mais usados na realização das REAEE são os tons puros, geralmente modulados em amplitude (HERDMAN; PICTON; STAPELLS, 2002; LINS *et al.*, 1996). Este tipo de estímulo apresenta como vantagem a possibilidade de apresentação simultânea de tons de várias frequências, mantendo a especificidade de frequência da resposta.

Durante a apresentação do estímulo, as células ciliadas se despolarizam gerando potenciais de ação e estimulam as células ganglionares com as quais fazem sinapse. Com isso há excitação do nervo auditivo que transmite uma versão retificada do estímulo sonoro, constituída por um componente espectral na frequência do tom modulado, mas que não estava presente no estímulo original (LINS, 2002). Este componente espectral representa a transdução do estímulo pela cóclea evidenciando sua funcionalidade. Esta estimulação ocorre em regiões específicas da membrana basilar. Mesmo quando vários estímulos são apresentados, como no caso da estimulação simultânea das REAEE, a frequência portadora de cada estímulo vibra uma porção diferente da membrana basilar e estimula uma população diferente das células ciliadas (LINS, 2002). Isto ocorre porque as frequências portadoras devem ser moduladas por frequências diferentes e apresentar um intervalo entre si de pelo menos uma oitava (Figura 3.4).

Figura 3.4 - Ativação coclear por estimulação simples e estimulação múltipla



Fonte: Picton, 2010

Herdman; Stapells (2003) avaliaram a especificidade tonal das REAEE em múltiplas frequências em indivíduos com diferentes configurações audiométricas e graus de perdas auditivas. Neste estudo, foram apresentados simultaneamente, tons de várias frequências modulados em amplitude entre 77 e 105 Hz. Os autores concluíram que as REAEE propiciam uma boa estimativa do grau e da configuração audiométrica em indivíduos com perdas auditivas sensorineurais, sugerindo que o exame pode ser utilizado em indivíduos difíceis de serem testados na audiometria e em crianças menores de seis meses.

John; Dimitrijevic; Picton (2002), avaliando a eficiência das REAEE com estímulos simultâneos nas frequências de 500 a 4000 Hz, observaram que a vantagem da avaliação simultânea de ambas as orelhas é que o exame pode ser realizado duas a três vezes mais rápido do que quando apenas um estímulo é apresentado.

Entretanto, alguns estudos (BALLAY *et al.*, 2005; CALLIL; LEWIS; FIORINI, 2006; WERFF; BROWN, 2005) evidenciam que, apesar da especificidade de frequência e de existir uma forte correlação entre as REAEE e os limiares tonais nas frequências de teste, o uso do tom

puro como estímulo gera respostas de estado estável de baixa amplitude, especialmente para as frequências de 500 Hz e 4000 Hz.

Ozdeck *et al.* (2010) mencionaram que os parâmetros de aquisição usados nos protocolos para medidas das REAEE são fatores importantes que dificultam a obtenção das respostas em frequências mais graves. Diferenças como número de estímulos apresentados, duração do teste e a escolha do paradigma de detecção da resposta podem parcialmente explicar a ausência de respostas em 500 Hz.

John *et al.* (2001) consideraram que a escolha do paradigma de detecção é uma variável importante na análise da presença da REAEE. Os autores afirmam que, em geral, os potenciais evocados são sinais de baixa amplitude e que normalmente não são reconhecidos na presença o ruído de fundo (EEG). Logo, é necessário selecionar um paradigma ideal para otimizar a acurácia do teste e diminuir o tempo de realização do exame. O paradigma mais utilizado para melhorar a relação sinal ruído durante a detecção da REAEE é a promediação. Entretanto, o paradigma da promediação é menos efetivo quando o ruído varia muito a cada série de estimulação. Neste caso, é necessário o uso de outras técnicas para melhorar a relação sinal-ruído, como por exemplo: (1) rejeição de artefato (PICTON *et al.*, 1983) ou promediação ponderada. Os autores sugerem que ambas as técnicas melhoram a relação sinal-ruído, entretanto, os protocolos que utilizam a promediação ponderada são significativamente melhores que os de rejeição de artefatos quando consideramos REAEE com frequências de modulação entre 80 e 100 Hz. Quando há melhora da relação sinal-ruído, as respostas são detectadas mais rapidamente, sendo um fator importante na avaliação auditiva de bebês.

Lins *et al.* (1996) afirmam que a dificuldade para obter respostas em 500 Hz com modulação em amplitude está relacionada ao maior *jitter* para REAEE em frequências mais baixas, devido à assincronia neural, que pode explicar a baixa correlação entre as REAEE e os limiares tonais comportamentais em frequência graves quando comparadas com as frequências agudas.

Alguns estudos (JOHN *et al.*, 1998; JOHN; DIMITRIJEVIC; PICTON, 2002; PICTON *et al.*, 2003; SANTOS, 2016; STÜRZEBECHER; CEBULLA; NEUMAN, 2003) afirmam que a

substituição do tom modulado por estímulos com espectro de frequência mais abrangente pode aumentar a amplitude das REAEE e consequentemente melhorar a acurácia da detecção da resposta.

3.2. Estímulo portador: modificação dos parâmetros do estímulo de teste e uso de estímulos não convencionais

Uma alternativa para aumentar a amplitude das REAEE pode ser a manipulação do estímulo de teste como, por exemplo, usar modulação mista (amplitude e frequência) (JOHN *et al.*, 2001) ou modulação exponencial da amplitude (JOHN; DIMITRIJEVIC; PICTON, 2002). Outra possibilidade é usar estímulos com espectro de frequência mais abrangente, como ruído (JOHN; DIMITRIJEVIC; PICTON, 2003; PICTON *et al.*, 2003; SANTOS, 2016) ou estímulos transitórios (STÜRZEBECKER *et al.*, 2006).

John; Dimitrijevic; Picton (2002) estudaram as REAEE com apresentação simultânea de tons puros com modulação exponencial de amplitude em adultos com audição normal. As frequências portadoras variaram entre 500 e 6000 Hz e as taxas de modulação entre 75 e 95 Hz. Os autores observaram que a modulação exponencial produziu respostas com amplitudes maiores, havendo um aumento de 21% a 55 dB NPS e 29% a 35 dB NPS, quando comparados com a modulação senoidal da amplitude. Este percentual de aumento da amplitude era menor para as frequências portadoras de 1500 e 2000 Hz do que para as demais frequências portadoras, abaixo e acima desta faixa de frequência. Como conclusão, afirmaram que a modulação exponencial de amplitude pode reduzir o tempo de realização do exame, uma vez que há o aumento da amplitude da REAEE.

Pinto; Griz; Lins (2011) compararam os resultados das emissões otoacústicas (EOA) e das REAEE com ruído branco modulado em amplitude em bebês do nascimento ao sexto mês de vida. Os autores utilizaram o ruído branco modulado em amplitude (AM) filtrado com filtro passa-alta de 1000 Hz e filtro passa-baixa de 8000 Hz (Figura 3.5). Foram encontradas concordâncias entre os resultados das EOAs e das REAEE. Os autores sugeriram que 50 dB NPS seria a intensidade ideal usada nos protocolos de triagem auditiva para diferenciação entre

audição normal e perda auditiva. Os autores observaram que o ruído branco AM pode ser uma ferramenta útil para triagem auditiva, por ser um estímulo mais abrangente que estimula uma área maior da membrana basilar gerando REAEE com amplitudes maiores. Entretanto, afirmam que são necessários mais estudos para melhor definição dos parâmetros e protocolos de aplicação.

Figura 3.5 - Ruído de banda larga representado no domínio do tempo e no domínio da frequência

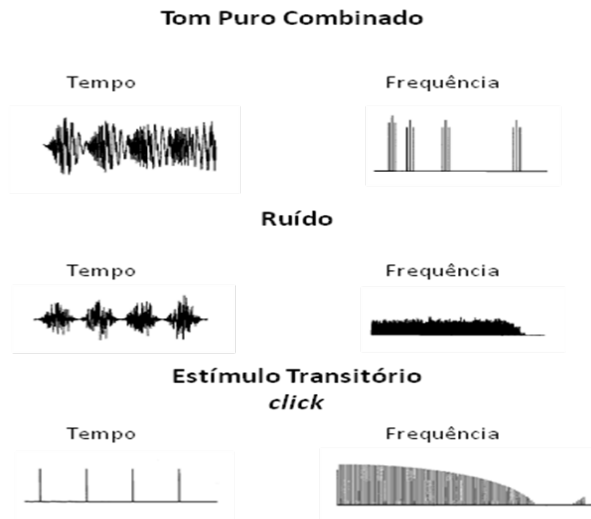


Fonte: Picton, 2010

Dentro desta perspectiva, Santos (2016) propôs um protocolo de identificação de perdas auditivas através de REAEE por ruído modulado. Em uma primeira etapa, a autora utilizou ruído de banda larga e ruído filtrado em bandas de frequências graves e agudas. Os ruídos filtrados foram apresentados isolada e simultaneamente a indivíduos com audição normal em três níveis de intensidades diferentes (55, 45 e 25 dB NPS). A autora descreveu que as taxas de detecção de respostas e o tempo de teste variavam com o nível de intensidade apresentado. As maiores taxas de detecção e os tempos de teste mais curtos ocorreram na intensidade mais elevada. Em seguida, Santos (2016) conduziu um experimento com indivíduos com audição normal e perda auditiva, utilizando o ruído de banda larga e o ruído filtrado em apresentação simultânea para estimativa dos limiares eletrofisiológicos através das REAEE. Os limiares eletrofisiológicos foram 40 dB NPS para orelhas com audição normal; 50-65 dB NPS para perda leves e 70-80 dB NPS para perdas moderadas. A autora também determinou os índices de sensibilidade e especificidade para os estímulos testados e verificou que estes índices variavam de acordo com a intensidade utilizada. Por fim, conclui que o ruído filtrado em apresentação simultânea pode ser utilizado em protocolos de triagem auditiva, sendo apresentado a um nível de 60 dB NPS (SANTOS, 2016).

John; Dimitrijevic; Picton (2003) compararam a amplitude das REAEE a diferentes estímulos e o tempo mínimo de exame, em adultos com audição normal. Os autores utilizaram, inicialmente, o ruído de banda larga AM e o ruído de banda larga AM filtrado com (1) filtro passa-baixa (RPB) e com (2) filtro passa-alta (RPA). Os estímulos foram apresentados separada e simultaneamente (técnica MASTER). Em um segundo experimento, estudaram o ruído de banda larga com modulação exponencial de 1, 2 e 10. E finalmente, utilizaram os estímulos transitórios (*clicks*, ruído-*bursts* breve e *tone-bursts* breve) (Figura 3.6).

Figura 3.6 - Tom puro, ruído e estímulo transitório *click* modulados em amplitude



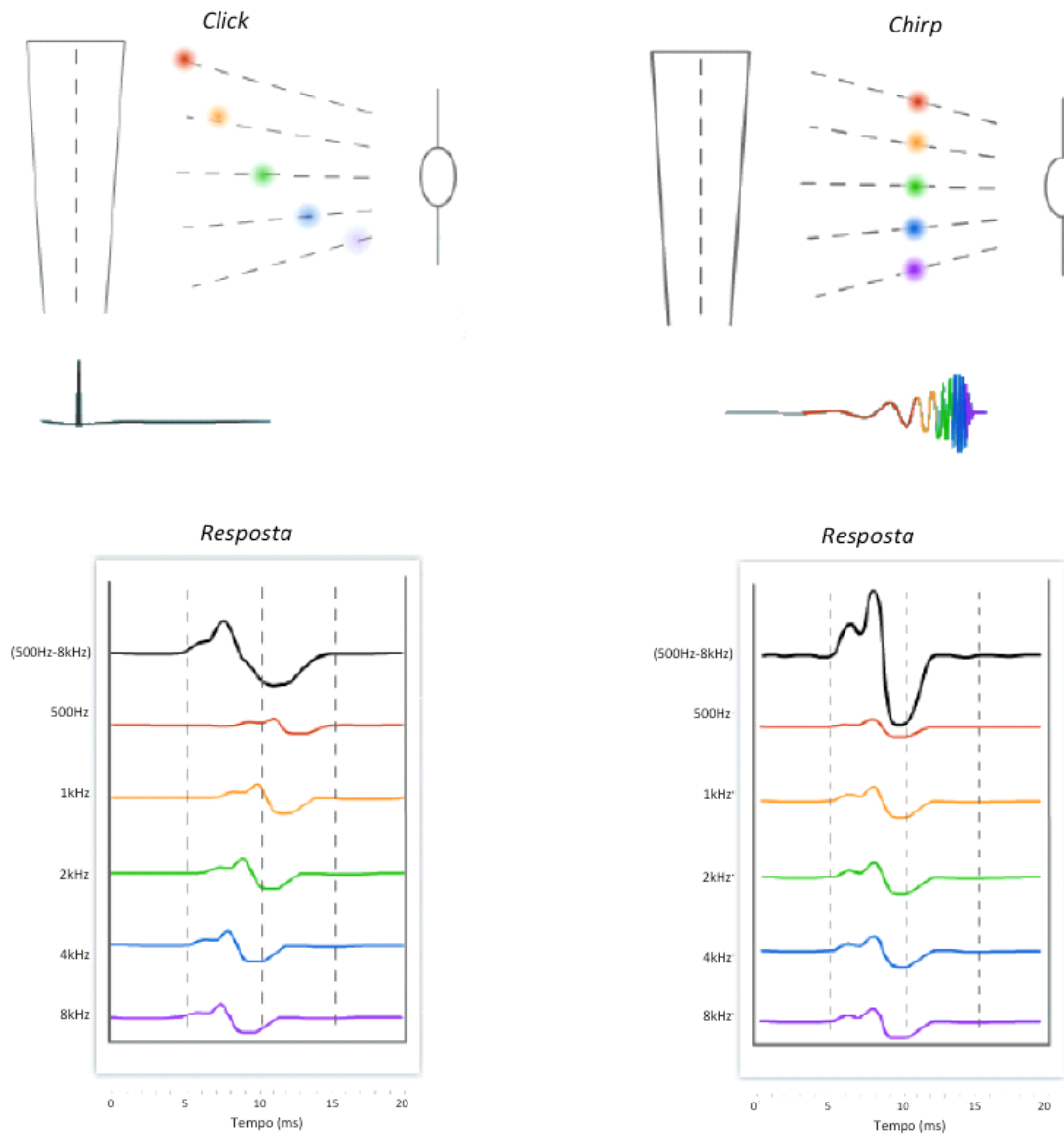
Fonte: John; Dimitrijevic; Picton, 2003

John; Dimitrijevic; Picton (2003) concluíram que o ruído de banda larga e o ruído passa-alta (RPA) geraram respostas significativas com aproximadamente 33 segundos a 50 dB NPS, sugerindo que as REAEE podem ser utilizadas como um teste rápido e objetivo para avaliação auditiva. O estudo também sugere que o estímulo mais eficiente para triagem auditiva é o *click* porque gera respostas mais rápidas que os demais estímulos.

Entretanto, a onda viajante em resposta a estímulos breves leva um tempo considerável para atingir regiões da base ao ápice da cóclea. A onda viajante não estimula as células ciliadas e as

fibras do nervo auditivo de diferentes regiões da membrana basilar ao mesmo tempo. Por isso, o componente neural da resposta é dissipado e a amplitude da resposta diminui. Stürzebecher *et al.* (2006) propõem a utilização de um estímulo transitório, portanto com espectro de frequência abrangente, mas que é composto pela sobreposição de várias ondas de cosseno cujo intervalo de frequência varia de acordo com a taxa de repetição do estímulo desejado. Este tipo de estímulo é chamado *chirp* (Figura 3.7). Portanto, o *chirp* é um estímulo acústico senoidal com mudanças contínuas de frequência.

Figura 3.7 - Representação da estimulação da membrana basilar através dos estímulos *click* e *chirp* e da resposta gerada pelos diferentes componentes do espectro dos estímulos apresentados



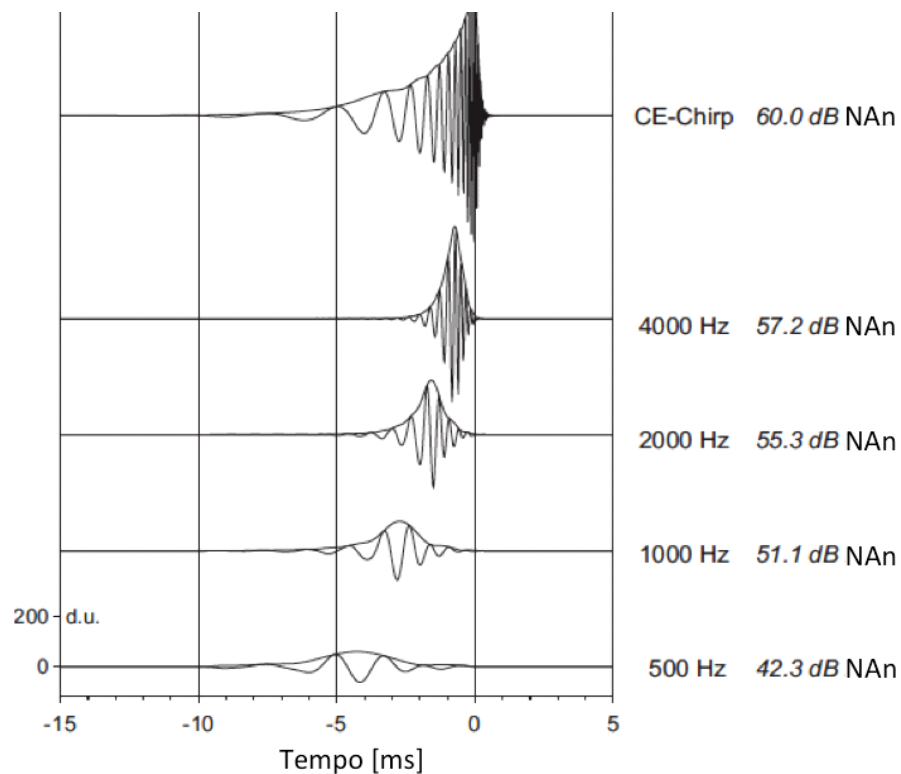
Fonte: Rodrigues, 2012

O *chirp* é construído de forma a compensar o atraso da onda viajante, alinhando o tempo de chegada de cada componente de frequência na região correspondente ou de máxima excitação da membrana basilar. Esta compensação torna o estímulo mais eficiente porque aumenta o

sincronismo da atividade de diferentes componentes neurais contribuindo para o aumento da amplitude das respostas (ELBERLING *et al.*, 2007; STÜRZEBECHER *et al.*, 2006).

Elberling *et al.* (2007) idealizaram um estímulo, patenteado *CE-Chirp*® (C de Claus e E de Elberling), baseado na dispersão temporal calculada usando o modelo coclear de Boer (1980) (Figura 3.8). O *CE-Chirp*® pode ser filtrado e decomposto em quatro componentes com espectro de frequência menos abrangente e centrada nas frequências de 500, 1000, 2000 e 4000 Hz. O novo estímulo, ou *narrow band CE-Chirp*® (*NB CE-Chirp*®), fornece mais especificidade de frequência.

Figura 3.8 - Representação no domínio do tempo do *CE-Chirp*® e de seus componentes



Fonte: Modificada de Elberling; Don (2010)

Os estímulos da família do *chirp*, incluindo o *CE-Chirp*® e *NB CE-Chirp*®, foram inicialmente utilizados em protocolos de potenciais evocados auditivos de tronco encefálico (PEATE). Cebulla; Stürzebecher; Elberling (2006) descrevem que a amplitude do PEATE durante a estimulação com o *chirp* é significativamente maior do que com o *click*. Rodrigues; Ramos; Lewis (2013) observaram diferenças entre as latências e amplitudes do registro de PEATE com o *tone-burst* e com o *NB CE-Chirp*® especialmente para as frequências graves. O *NB CE-Chirp*® também gerou maiores amplitudes que o *tone-burst* para todas as frequências testadas, especialmente em níveis de intensidade mais elevados. Ribeiro; Chapchap (2013) demonstraram que é possível utilizar o estímulo *CE-Chirp*® para estimativa de limiares auditivos em neonatos. As autoras observaram que a latência da onda V ao *NB CE-Chirp*® é significativamente menor que ao *tone-burst* ambos em 2000 Hz. O *NB CE-Chirp*® provavelmente evoca respostas com amplitudes maiores que o *tone-burst* devido ao melhor sincronismo do disparo neural.

Recentemente, o estímulo *chirp* tem sido utilizado para o registro das REAEE. Rodrigues; Lewis (2014) estimaram os limiares das REAEE em neonatos em 34,5; 28; 12,5 e 15 dB NAn para o *NB CE-Chirp*® centrados em 500, 1000, 2000 e 4000 Hz. As autoras verificaram que o tempo necessário para estabelecer cada limiar das REAEE foi em média 21,2 (± 5) minutos. Lee *et al.* (2016) demonstraram que as REAEE ao *NB CE-Chirp*® oferecem melhores correlações com os limiares comportamentais que as REAEE ao tom modulado em um grupo de indivíduos com audição normal e com perdas auditivas. Entretanto, a determinação das REAEE ao *NB CE-Chirp*® na frequência de 500 Hz tende a ser menos confiável do que nas frequências agudas.

Mühler; Mentzel; Verhey (2012) compararam os limiares auditivos comportamentais e os limiares eletrofisiológicos da REAEE em indivíduos com audição normal e perda auditiva usando o *chirp* filtrado em bandas de oitavas de frequências (*NB chirp*). Os estímulos eram centrados nas frequências de 500, 1000, 2000 e 4000 Hz modulados em 40 Hz e foram apresentados binaural e simultaneamente. A diferença das médias entre os limiares auditivos comportamentais e os limiares da REAEE foram 10, 8, 3 e 15 dB para as frequências de 500, 1000, 2000 e 4000 Hz

respectivamente. A média de tempo de duração do teste foi de 18,6 minutos demonstrando a eficiência do estímulo *NB chirp*.

Tempos de teste menores observados no registro das REAEE com o estímulo *chirp* podem ser explicados pela combinação entre o tipo de estímulo e o método de detecção usados nos protocolos. Tradicionalmente, o teste estatístico empregado na detecção objetiva das REAEE analisa apenas o primeiro harmônico da resposta. Entretanto, sabe-se que a onda da REAEE não é senoidal (LINS; PICTON, 1995; TUCCI *et al.*, 1990). A REAEE gerada por tom modulado ou *chirp* contém energia em vários harmônicos e sobretons (LINS; PICTON, 1995). Cebulla; Stürzebecher; Elberling (2006) sugerem que o teste estatístico deve incluir informações de harmônicos mais altos além do primeiro harmônico e propõem uma modificação do teste *q-sample* de Mardia (MARDIA, 1972 *apud* CEBULLA; STÜRZEBECHER; ELBERLING, 2006). O teste *q-sample* modificado utiliza um algoritmo que combina a amplitude e fase das respostas. Os autores comprovaram que o teste *q-sample* modificado fornece índices de detecção e desempenho melhores que os testes estatísticos convencionais, que utilizam apenas um harmônico. Isto reduz o tempo de coleta do teste.

A mudança dos parâmetros dos estímulos tem o objetivo de tornar a detecção das REAEE mais eficiente, através do aumento da amplitude da resposta e consequentemente da diminuição do tempo de teste. A seleção de parâmetros adequados nos protocolos de avaliação audiológica permite a detecção das REAEE com acurácia e consequentemente possibilita a aplicabilidade clínica desta técnica promissora tanto para o diagnóstico como para triagem auditiva.

3.3. Respostas evocadas auditivas de estado estável na avaliação audiológica e considerações sobre a aplicação clínica das EOAs e dos PEATE

Atualmente, as REAEE utilizam o tom modulado em amplitude, mas ainda são poucos os dados que propõem critérios de normalidade para os limiares eletrofisiológicos das REAEE (RODRIGUES; LEWIS, 2014). Alguns estudos mostram variabilidade entre os limiares das REAEE, especialmente nas frequências graves (LINS *et al.*, 1996; STÜRZEBECHER *et al.*,

2006). Sávio *et al.* (2001) encontrou limiares em 57 ± 11 ; 55 ± 12 ; 51 ± 11 ; 48 ± 13 dB NA para tom modulado em 500, 1000, 2000 e 4000 Hz, respectivamente. Luts; Desloovere; Wouters (2006) descrevem limiares menores, variando entre 37 e 32 dB NA.

Stapells (2011) afirma que a maior dificuldade em utilizar as REAEE na clínica audiológica se refere ao número reduzido de estudos em crianças com perdas auditivas, o que dificulta o estabelecimento de correlações entre os limiares das REAEE e os limiares obtidos com o padrão ouro: audiometria tonal comportamental ou PEATE com frequência específica.

Além disto, alguns destes estudos apresentam diferenças entre os protocolos e as condições ambientais de teste, como dificuldades na determinação dos parâmetros ideais para o estímulo, no controle o tempo de duração do teste e na escolha do paradigma de detecção (WERFF; BROWN, 2005; OZDECK *et al.*, 2010)

Apesar destas diferenças, Stapells (2011) sugere alguns critérios de normalidade das REAEE e fatores de correção para estimativa do limiar auditivo por via aérea, sendo estes valores definidos como 50, 45, 40 e 40 dB NA para as frequências de 500, 1000, 2000 e 4000 Hz (Tabela 3.1). Entretanto, Small; Stapells (2008) já haviam recomendado outros valores para neonatos pré-termos, sendo 30, 30, 50 e 50 dB NA para as mesmas frequências anteriores, mas acrescentam que ainda são necessárias novas pesquisas.

Tabela 3.1 - Níveis máximos e fatores de correção para estimativa dos limiares auditivos em crianças através das REAEE por via aérea

REAEE	500 Hz	1000 Hz	2000 Hz	4000 Hz
Critério de normalidade –limiar eletrofisiológico	50 dB NA	45 dB NA	40 dB NA	40 dB NA
Fator de correção para estimativa do limiar auditivo	10-20	10-15	10-15	5-15

Fonte: Modificada de Stapells, 2011

O estabelecimento de critérios de normalidade permitirá que as REAEE sejam utilizadas rotineiramente na avaliação audiológica. Atualmente, esta técnica tem sido utilizada como método complementar para diagnóstico auditivo em crianças, uma vez que é difícil obter respostas auditivas confiáveis antes dos seis meses de idade (WEBER; DIEFENDORF, 2001; CALIL; LEWIS; FIORINI, 2006). Por esse motivo, há necessidade de métodos que mensurem de forma confiável a audição de crianças nesta faixa etária, estimando os limiares auditivos nas diferentes frequências, em ambos os ouvidos e em indivíduos com os diversos tipos de configuração audiométrica (CALIL; LEWIS; FIORINI, 2006).

Atualmente, existem dois métodos que podem ser utilizados nos protocolos de triagem auditiva: o exame de emissões otoacústicas (EOA) e o PEATE com o estímulo *click*. O BCEHP (2008) refere que a escolha de um destes métodos depende da necessidade em priorizar informações específicas que são fornecidas por cada uma das técnicas de avaliação. O BCEHP (2008) apresenta algumas considerações sobre as vantagens e limitações de cada método.

O exame de EOAs é um procedimento rápido, que pode ser realizado com o neonato acordado. Entretanto, as EOAs não fornecem informações sobre os limiares auditivos. A ausência das EOAs não indica a existência de uma perda auditiva significativa, pois podem estar alteradas devido à existência de *gaps* aéreo-ósseo mínimos (5 dB, por exemplo) ou à presença de fluidos (cerumem ou vértice) no canal auditivo externo. Isto aumenta o número de respostas falso-positivas e, portanto, reduz a especificidade do teste (BCEHP, 2008).

O PEATE-*click* ou PEATE-automático pode ser utilizado como método de triagem auditiva, com o estímulo apresentado a 35 dB NAn. O BCEHP (2008) argumenta que, devido às características anatômicas das orelhas dos neonatos, a presença de um traçado claro e com reprodutibilidade em 35 dB NAn, evidencia limiares auditivos bem menores que o nível de intensidade apresentado. Entretanto, sabe-se que o limiar eletrofisiológico determinado através do PEATE-*click* irá corresponder mais especificamente à sensibilidade auditiva da frequência com melhor limiar auditivo (ao tom puro). Portanto, perdas auditivas em faixas de frequências isoladas ou com configurações descendentes abruptas ou ascendentes podem não ser identificadas (BCEHP, 2008). Além disso, as respostas no PEATE-automático devem ser interpretadas em

associação com as EOAs, já que a ausência das respostas ao PEATE-automático na presença de EOAs são achados comuns em casos de desordem do espectro da neuropatia auditiva.

Para o diagnóstico audiológico, o método sugerido é o PEATE com frequências específicas (FE). Este método utiliza como estímulo o *tone-burst* ou *tone-pip* nas frequências de 500, 1000, 2000 e 4000 Hz. Recomendações de programas de saúde auditiva sugerem uma sequência definida para o teste. Inicialmente, devem-se pesquisar os limiares das frequências de 500 e 2000 Hz por via aérea e por via óssea e em seguida, concluir o teste com os limiares das frequências de 1000 e 4000 Hz também por via aérea e via óssea (BCEHP, 2008; *NEWBORN HEARING SCREENING PROGRAMME*-NHSP, 2016; *ONTARIO INFANT HEARING PROGRAM*-OIHP, 2008). Esta sequência permite obter um perfil audiológico inicial quanto ao grau e tipo de perda auditiva, caso a criança acorde e o exame não possa ser concluído na primeira sessão de teste (BCEHP, 2008; NHSP, 2016; OIHP, 2008).

O PEATE- FE é um método que apresenta grande confiabilidade, entretanto, o tempo e o estado de alerta do lactente são as maiores limitações deste teste. O exame deve ser realizado com o lactente em repouso, preferencialmente dormindo. Movimentações do lactente durante o teste poderão impedir a conclusão e a identificação da resposta devido à presença de ruído no registro. Desta forma, a introdução das REAEE no protocolo de avaliação auditiva contribuirá para diagnóstico audiológico. Como as REAEE permitem a apresentação de quatro tons modulados simultaneamente, o tempo de teste é menor que dos PEATE-FE, assim, é possível determinar um perfil audiológico nas duas orelhas mais rapidamente. As REAEE com tom modulado podem ser empregadas como técnica complementar ou no *cross-checking* em casos de difícil avaliação.

As REAEE também podem ser utilizadas como método de triagem auditiva, por se tratar de um procedimento rápido. Algumas pesquisas sugerem o uso de estímulos de banda larga para triagem auditiva (JOHN *et al.*, 1998; JOHN; DIMITRIJEVIC; PICTON, 2003; PICTON *et al.*, 2003; STÜRZEBECHER; CEBULLA; NEUMAN, 2003), pois estes estímulos ativam uma região mais larga de membrana basilar, aumentam a amplitude das REAEE e diminuem o tempo de teste.

As especificidades técnicas de cada teste/exame torna a avaliação audiológica um procedimento complexo. Quanto maior o número de informações coletadas, mais rápido e preciso será o diagnóstico auditivo. As técnicas eletroacústicas e eletrofisiológicas de avaliação auditiva têm sido desenvolvidas para obter respostas rápidas e minimizarem os riscos de falso-negativos e falso-positivos nos protocolos de triagem auditiva.

Atualmente, entende-se que as REAEE podem contribuir com a avaliação auditiva. Pesquisas têm sido desenvolvidas no sentido de aprimorar os parâmetros de avaliação, especialmente do estímulo de teste e do paradigma de detecção da resposta.

4 MATERIAIS E MÉTODO

Para atender aos objetivos específicos propostos nesta tese, foram realizados cinco experimentos, que apresentam métodos semelhantes. No primeiro momento, serão descritos os materiais e métodos comuns a estes experimentos, em seguida serão apresentadas informações específicas referentes a cada um dos experimentos.

4.1. Área de estudo

O estudo foi realizado no Serviço de Otorrinolaringologia – Setor de Audiologia (6° andar) do Hospital das Clínicas (HC) da Universidade Federal de Pernambuco (UFPE) e no Laboratório de Audiologia Pediátrica (*Pediatric Audiology Laboratory – PAL*) na Escola de Audiologia e Ciências da Fala (*School of Audiology and Speech Science -SASS*) na Universidade da Columbia Britânica (*University of British Columbia-UBC*), Vancouver, Canadá.

4.2. Participantes

Participaram deste estudo 99 indivíduos adultos de ambos os sexos que apresentaram audição normal ou perdas auditivas sensorineurais, com diferentes graus e configurações audiométricas. A amostra foi não probabilística, constituída pelo número de indivíduos que aceitaram participar da pesquisa e que atenderam aos critérios e inclusão/exclusão durante o período de abril a agosto de 2014, de maio a agosto de 2015 e de março a julho de 2016.

A forma como os participantes foram recrutados variou de acordo com os centros de pesquisa onde os experimentos foram desenvolvidos. Na UFPE, os usuários do Serviço de Otorrinolaringologia - Setor de Audiologia do HC-UFPE foram convidados a participar da pesquisa logo após a realização da audiometria tonal. Também participaram da pesquisa estudantes do Curso de Fonoaudiologia da UFPE que se voluntariaram após convite verbal. Na UBC, a amostra foi constituída por indivíduos da comunidade de *Vancouver, BC* que se voluntariavam para participar da pesquisa. Estes indivíduos foram recrutados através de cartazes

e pôsteres distribuídos no campus da UBC e em serviços de saúde do *Vancouver Coastal Health* (distrito da saúde de *Vancouver*).

Todos os participantes foram informados verbalmente e por escrito sobre os objetivos e procedimentos a que seriam submetidos. Os indivíduos que concordaram em participar do estudo leram e assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE) que estava de acordo com as normas dos Comitês de Ética de cada uma das instituições envolvidas na pesquisa (Apêndices A e B). Este estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos do Centro de Ciências da Saúde da UFPE sob o protocolo de nº 639.066/2014 (Anexo A), pelo *UBC Clinical Research Ethics Board* sobre o protocolo nº H1402775 (Anexo B) e pelo *Vancouver Coastal Health Authority Research Study* sob o protocolo nº V14-02775 (Anexo C).

4.2.1 Critérios de inclusão

Indivíduos entre 18 e 65 anos com audição normal ou perda auditiva sensorioneural.

O grupo com audição normal apresentou:

- a. limiares auditivos comportamentais entre 0 e 25 dB NA para todas as frequências testadas (250 a 8000 Hz);
- b. *gap* aéreo-ósseo menor ou igual a 10 dB;
- c. curvas timpanométricas do tipo A e presença de reflexos acústicos contra e ipsilaterais;

O grupo com perda auditiva apresentou:

- a. limiares auditivos comportamentais maiores que 25 dB NA para qualquer uma das frequências testadas (250 a 8000 Hz);
- b. *gap* aéreo-ósseo menor ou igual a 10 dB;
- c. curvas timpanométricas do tipo A.

4.2.2 Critério de exclusão

Indivíduos com diagnóstico médico e audiológico de alteração auditiva retrococlear.

4.3. Tipo de estudo

Trata-se de um estudo analítico, observacional, transversal.

4.4. Equipamentos para a coleta de dados

Os equipamentos utilizados para realização da audiometria tonal foram os audiômetros de dois canais da marca *Interacoustics*, modelo AC40, disponibilizado pelo Serviço de Otorrinolaringologia - Setor de Audiologia do HC-UFPE e o audiômetro de dois canais da marca GSI-16, modelo 1716, cedido pelo *Pediatric Audiology Laboratory in the SASS - UBC*.

Para realização da avaliação da função da orelha média, foi utilizado o imitanciômetro da marca *Interacoustics*, modelo AZ-7 pertencente a ambos os serviços.

As respostas evocadas auditivas de estado estável (REAEE) foram avaliadas a partir da utilização de dois equipamentos diferentes, dependendo do experimento que estava sendo conduzido. O sistema de pesquisa *Multi-MASTER* de um canal (Rotman, Toronto, Canadá – JOHN; PICTON, 2000), foi utilizado nos experimentos 1, 2, 4 e 5. O segundo equipamento utilizado foi o *Titan-módulo-ABRIS®* da marca *Interacoustics* para coleta dos dados dos experimentos 3, 4 e 5. Ambos os sistemas foram utilizados tanto para a aquisição quanto para a análise das REAEE. Os estímulos foram apresentados através de fones de inserção ER-3A (50 Ohms).

4.5. Procedimentos gerais para coleta dos dados

Os dados foram coletados através de inspeção visual do canal acústico externo (CAE), realização de imitanciometria, audiometria tonal e vocal, e aquisição das REAEE.

4.5.1 Procedimentos para realização da imitanciometria e audiometria tonal

Após a assinatura do TCLE, os participantes foram encaminhados para realização da inspeção visual do CAE para descartar qualquer obstrução do CAE que pudesse interferir nos resultados dos exames.

Em seguida, foi realizada a imitanciometria com a timpanometria e pesquisa dos reflexos acústicos, para avaliação da função da orelha média e do arco reflexo estapediano.

Todos os participantes realizaram o exame de audiometria tonal para determinar os limiares auditivos tonais por via aérea e por via óssea. O resultado da audiometria tonal possibilitou a classificação da sensibilidade auditiva do participante e sua inclusão no grupo de indivíduos com audição normal ou no grupo de indivíduos com perda auditiva. A pesquisa dos limiares auditivos tonais foi realizada através do método descendente-ascendente, com diminuição de 10 dB a cada resposta positiva e aumento de 5 dB a cada resposta negativa até obtenção do limiar auditivo. As frequências pesquisadas foram as frequentemente utilizadas para realização deste exame, ou seja, 250 Hz, 500 Hz, 1000 Hz, 2000 Hz, 3000 Hz, 4000 Hz, 6000 Hz e 8000 Hz, para via aérea; e as frequências de 500 Hz, 1000 Hz, 2000 Hz, 3000 Hz e 4000 Hz, para via óssea. A audiometria tonal foi realizada utilizando o fone de inserção ER-3A para o teste de via aérea e vibrador ósseo (B-71) para o teste de via óssea.

A partir daí, todos os participantes foram submetidos à avaliação das REAEE. Este exame foi realizado em cabina acústica e o participante foi orientado a manter-se deitado em decúbito dorsal, relaxado, sendo incentivado a dormir.

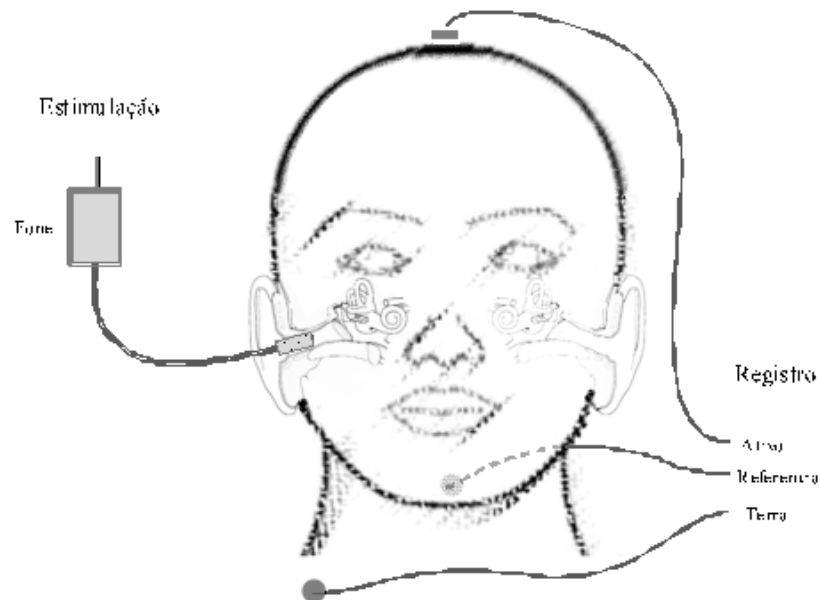
4.5.2 Procedimentos gerais para registro das REAEE

A avaliação das REAEE foi realizada com o apoio do sistema de aquisição e análise de pesquisa *Multi-MASTER* (experimentos 1, 2, 4 e 5) e com o equipamento *Titan- módulo-ABRIS®* (experimentos 3, 4 e 5). Os estímulos acústicos utilizados foram apresentados através de fones de inserção ER-3A.

Os eletrodos de registro foram colocados na posição Cz (vértex da cabeça) para o eletrodo ativo, no ílion para o eletrodo de referência, e clavícula direita para eletrodo terra (Figura 4.1). A colocação dos eletrodos foi precedida pela limpeza da pele com álcool a 70% e utilização de pasta abrasiva para esfoliação. A impedância entre os eletrodos foi checada através do medidor de impedância da marca *GRASS*, modelo F-EZM5 (Warwick, RI) para o sistema *Multi-MASTER* e para o sistema *Titan-módulo-ABRIS®* através do medidor de impedância, acoplado ao próprio

equipamento. Em ambos os casos, os níveis de impedância foram considerados ideais quando estavam abaixo de 5 KOhm em cada eletrodo individualmente e menor do que 3 KOhm a 33 Hz entre pares de eletrodos.

Figura 4.1 - Derivação dos eletrodos e apresentação dos estímulos para aquisição das REAEE



4.5.3 Método de registro e análise das REAEE

A extração das REAEE foi realizada a partir da filtragem dos sinais do eletroencefalograma (EEG). Em todos os experimentos, o traçado do EEG foi continuamente verificado, com o objetivo de identificar a presença de artefatos, como ruídos de linha (rede elétrica), atividades musculares e mau contato entre os eletrodos e a pele. Se estes artefatos fossem identificados, eram tomadas medidas para atenuá-los durante a realização do exame.

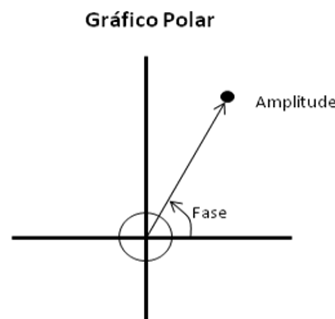
Cada um dos equipamentos utilizados neste estudo apresentou características técnicas e algoritmos específicos para análise das REAEE que serão descritos a seguir.

4.5.3.1 Sistema *Multi-MASTER*

No sistema *Multi-MASTER*, o eletroencefalograma foi filtrado com filtro passa-alta de 10 Hz (-12 dB/oitava) e filtro passa-baixa de 300 Hz (-24 dB/oitava) e amplificado 10.000 vezes (amplificador GRASS LP511 AC Amplifier; 10× in National Instruments DAQmx [USB-6259], NIDAQmx, Austin, TX). Em seguida, o EEG foi processado usando uma taxa de conversão analógico-digital de 1000 Hz. Cada varredura era constituída por 16 períodos de 16,38 segundos. A rejeição de artefatos foi pré-determinada para eliminar atividade eletrofisiológica que excedesse 80 μV .

As REAEE eram promediadas no domínio do tempo e analisadas *online* (durante o teste), em uma faixa de frequência do EEG que variava entre 70 e 110 Hz. A análise da presença das REAEE foi realizada a partir de dois parâmetros: a amplitude e a fase da resposta. Estes parâmetros eram convertidos para o domínio da frequência através do *Fast Fourier Transform* (FFT). Assim, os componentes da onda teriam uma representação vetorial em um plano bidimensional ou coordenada cartesianas X e Y. As coordenadas X e Y são transformadas em coordenadas polares como amplitude e fase (Figura 4.2). A amplitude é representada pelo comprimento do vetor e a fase corresponde à rotação do vetor em torno do eixo X (origem) (LINS, 2002).

Figura 4.2 - Gráfico polar com os componentes espectrais de amplitude e fase



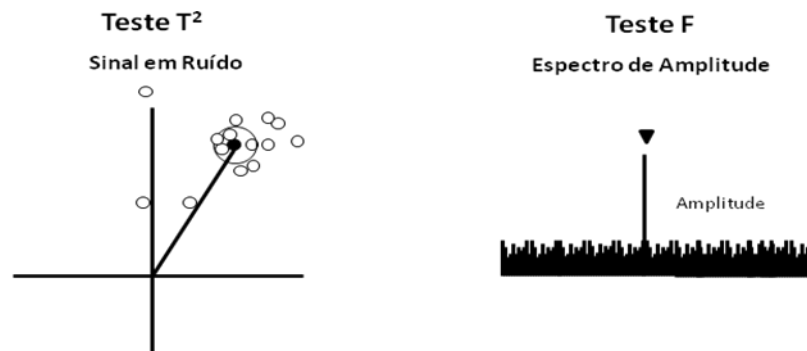
Fonte: Lins, 2002

A determinação da presença da resposta foi realizada por duas técnicas estatísticas, o teste T^2 e o teste F. O teste T^2 avaliou se a resposta era replicável e o teste F se a amplitude da resposta é

significativamente maior que a amplitude do ruído (Figura 4.3). A presença da resposta era determinada pela identificação de pico espectral (na frequência de modulação) com amplitude superior ao espectro de frequência do ruído de fundo (± 60 bins em torno da resposta do estímulo) no gráfico do FFT (WEI, 1990 *apud* LINS, 2002; ZUREK, 1992 *apud* LINS, 2002). As amplitudes das respostas foram medidas do pico à linha de base, expressas em nanovolts (nV).

Estes cálculos estatísticos eram realizados pelo sistema de pesquisa *Multi-MASTER* e apresentados na tela do computador, permitindo ao operador interpretá-los (LINS, 2002).

Figura 4.3 - Identificação das REAEE através dos testes T^2 e F



Fonte: Lins, 2002

4.5.3.2 Sistema *Titan-módulo-ABRIS®*

As REAEE foram promediadas no domínio do tempo e analisadas *online* (durante o teste). Seguintes do EEG eram divididos em uma extensão de aproximadamente 1 segundo (1.024 segundos) e transformados no domínio da frequência utilizando o FFT, com uma frequência de resolução de aproximadamente 1 Hz ($0.976 \text{ Hz} = 1/1.024 \text{ segundos}$) (STÜRZEBECHER *et al.*, 2006).

As respostas eram consideradas presentes se fossem automaticamente detectadas por um algoritmo que combina componentes de fase e amplitude das respostas (CEBULLA; STÜRZEBECHER; ELBERLING, 2006; STÜRZEBECHER; CEBULLA; ELBERLING, 2005; MÜLER; MENTZEL; VERHEY, 2012). A presença da resposta foi estimada usando uma modificação do teste estatístico *q-sample* de Mardia (MARDIA, 1972 *apud* CEBULLA; STÜRZEBECHER; ELBERLING, 2006) aplicado aos seis primeiros harmônicos da resposta. O teste *q-sample* era aplicado ao primeiro seguimento da amostra do EEG e em seguida era acrescida mais um trecho ao seguimento analisado, e o teste era aplicado novamente até que atingisse um valor crítico. O valor crítico para as amostras repetidas era de $\alpha = 1\%$ (STÜRZEBECHER; CEBULLA; ELBERLING, 2005; CEBULLA; STÜRZEBECHER; ELBERLING, 2006). Se o valor crítico fosse atingido, a resposta era considerada presente e o teste era finalizado. Em caso contrário, o teste prosseguia. Se o valor crítico não fosse atingido após os 10 minutos de coleta, as REAEE eram consideradas ausentes.

4.5.4 Procedimentos específicos para coleta das REAEE

A coleta das REAEE foi realizada através de cinco experimentos que se diferenciaram em função dos objetivos do estudo e dos estímulos utilizados.

Os estímulos utilizados foram o ruído branco, o ruído filtrado e o *HiLo CE-Chirp*®. Os experimentos que utilizaram o ruído branco e ruído filtrado basearam nos estudos de John; Dimitrijevic; Picton (2003) e Santos (2016).

Cada estímulo foi calibrado considerando suas características acústicas. O ruído branco e o ruído filtrado foram calibrados usando o medidor do nível de pressão sonora Larson Davis modelo 824s/n0494 e o acoplador de 2 cc DB0138. Os estímulos foram calibrados separadamente em dB NPS e só após combinados para gerar os estímulos utilizados nos protocolos de coleta de cada estudo. Para verificar o nível de intensidade medido de cada estímulo, consulte o Apêndice C.

O estímulo *HiLo CE-Chirp*® foi calibrado em peRETSPL usando um acoplador segundo normas estabelecidas pela ISO 389-9 para estímulos de curta duração. Os valores em peRETSPL

foram convertidos em dB NAn de acordo com padrões estabelecidos pela IEC 60645-3 para fones de inserção (EARTone) (Anexo D). Os níveis de intensidade expressos neste estudo foram os disponíveis no equipamento *Titan- módulo-ABRIS®*.

Estes experimentos e as características de cada estímulo serão descritos a seguir.

4.5.4.1 Experimento 1

O experimento 1 teve como objetivo comparar o desempenho dos estímulos de ruído e ruído filtrado para detectar REAEE em indivíduos com audição normal, segundo os níveis mínimos e o tempo de detecção da resposta.

A amostra foi constituída por 30 adultos de ambos os sexos, usuários do Serviço de Otorrinolaringologia - Setor de Audiologia do HC-UFPE e alunos do Curso de Fonoaudiologia da UFPE convidados a participar da pesquisa no período de abril a agosto de 2014.

O registro das REAEE foi realizado seguindo a metodologia geral descrita anteriormente no que se refere ao transdutor utilizado e aos procedimentos para colocação de eletrodos. O equipamento utilizado foi o sistema de pesquisa *Multi-MASTER* (Figura 4.4).

Figura 4.4 - Sistema MASTER acoplado ao audiômetro de dois canais



No experimento 1, foram utilizados três protocolos de coleta que variavam apenas de acordo com o tipo de estímulo apresentado. Todos os três protocolos foram apresentados a todos os participantes de forma randômica. Os protocolos de coleta eram constituídos pelos estímulos² ruído branco e o ruído filtrado com filtro passa-baixa e filtro passa-alta combinados entre si (Quadro 4.1 e Figura 4.5).

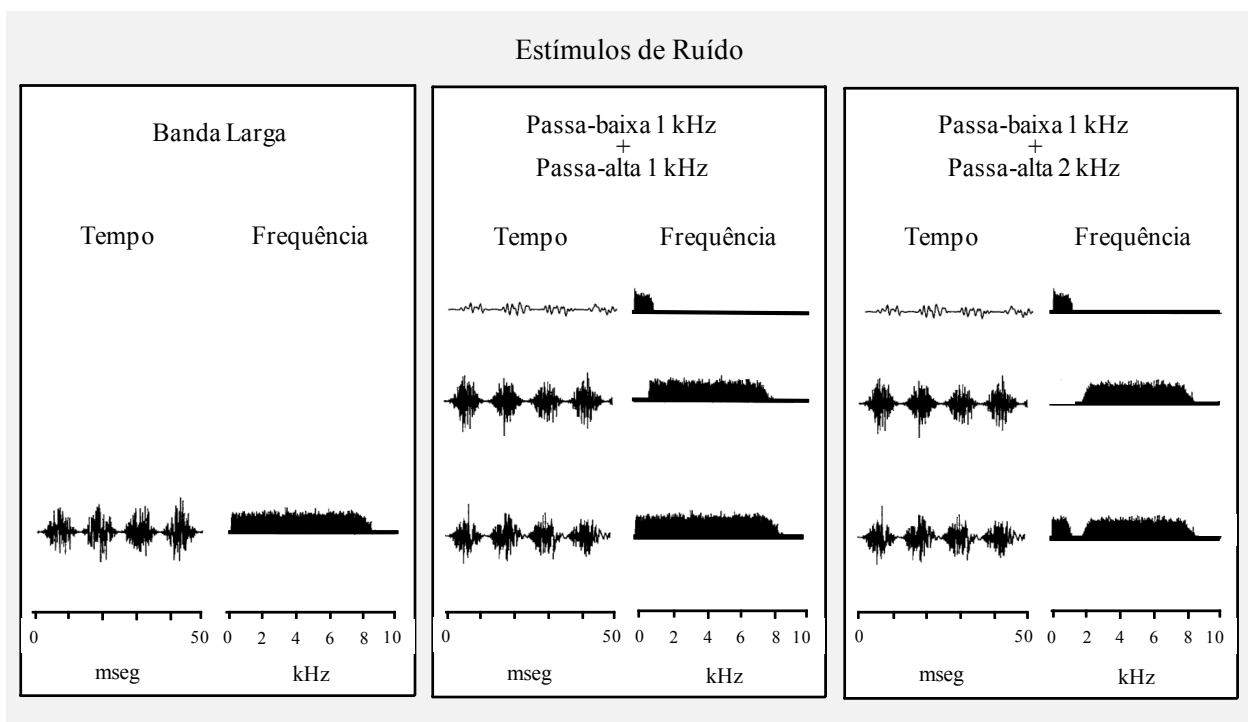
Quadro 4.1 - Protocolos e estímulos acústicos utilizados para coleta das REAEE no experimento 1

Protocolo	Estímulo	Detalhamento
Protocolo 1 Ruído de banda larga	Ruído branco	No protocolo 1 foi utilizado o ruído branco que apresentou um espectro de frequência entre 1 e 8000 Hz, com intensidade relativamente igual em todas as frequências, pelo menos até 6000 Hz. Este estímulo foi denominado de ruído de banda larga (RB) O estímulo foi apresentado de forma contínua e simultânea às duas orelhas.
Protocolo 2 Ruído filtrado passa banda- 1KHz	Ruído branco filtrado	No protocolo 2, o estímulo (ruído branco) foi filtrado, resultando em dois estímulos portadores: 1.Ruído passa-baixa: estímulo filtrado com filtro passa-baixa com frequência de corte em 1000 Hz e filtro de 8 dB/oitava. O espectro de frequência deste estímulo variou entre 1 e 1000 Hz. Este estímulo foi denominado de ruído passa-baixa (RPB). 2.Ruído passa-alta: estímulo filtrado com filtro passa-alta com

² Os estímulos foram baseados nos estudos de John; Dimitrijevic; Picton (2003) e Santos (2016).

		frequência de corte em 1000 Hz e filtro de 8 dB/oitava. O espectro de frequência deste estímulo variou entre 1000 e 8000 Hz. Este estímulo foi denominado de ruído passa-alta 1 KHz (RPA-1 KHz). Os dois estímulos deste protocolo foram combinados entre si e apresentados às duas orelhas de forma múltipla e simultânea.
Protocolo 3 Ruído filtrado passa banda- 2KHz	Ruído branco filtrado	O estímulo (ruído branco) foi filtrado, resultando em dois estímulos portadores: 1.Ruído passa-baixa: este estímulo apresentou as mesmas características acústicas do RPB do protocolo 2. 2.Ruído passa-alta: estímulo filtrado com filtro passa-alta com frequência de corte em 2000 Hz e filtro de 8 dB/oitava. O espectro de frequência deste estímulo variou entre 2000 e 8000 Hz. Este estímulo foi denominado de ruído passa-alta 2 KHz (RPA-2 KHz). Os dois estímulos deste protocolo foram combinados entre si e apresentados às duas orelhas de forma múltipla e simultânea.

Figura 4.5 - Representação dos estímulos de ruído e ruído filtrado no domínio do tempo e no domínio da frequência



O protocolo 1 foi constituído por apenas um estímulo e os protocolos 2 e 3 eram formados por dois estímulo combinados. Portanto, no experimento 1, cada indivíduo recebeu a estimulação de 5 estímulos que serão analisados posteriormente (Tabela 4.1)

Tabela 4.1 - Nomenclatura dos estímulos utilizados no experimento 1

Protocolo	Estímulos	Estímulos que serão analisados
Protocolo 1	Ruído branco (RB)	RB
Protocolo 2	Ruído passa-baixa 1 KHz (RPB)	RPB-P2
	Ruído passa-alta 1 KHz (RPA-1 KHz)	RPA-1 KHz
Protocolo 3	Ruído passa-baixa 1 KHz (RPB)	RPB-P3
	Ruído passa-alta 2 KHz (RPA-2 KHz)	RPA-2 KHz

Em todos os protocolos, os estímulos foram apresentados com modulação exponencial de amplitude (AM^2) com uma taxa de profundidade de 100%. Cada estímulo portador foi modulado com uma frequência de modulação diferente, que também manteve a diferença por orelha. A frequência de modulação variou entre 83 e 95 Hz (Tabela 4.2).

Tabela 4.2 - Estímulos portadores e frequências moduladoras utilizados no experimento 1

Protocolo	Estímulos portadores	Frequências moduladoras (Hz)	
		Orelha direita	Orelha esquerda
Protocolo 1	Ruído branco (RB)	94,72	84,96
Protocolo 2	Ruído passa-baixa 1 KHz (RPB-P2)	83,01	84,6
	Ruído passa-alta 1 KHz (RPA 1 KHz)	86,91	89,94
Protocolo 3	Ruído passa-baixa 1 KHz (RPB-P3)	83,01	84,6
	Ruído passa-alta 2 KHz (RPA 2 KHz)	86,91	89,84

Detalhes quanto aos demais parâmetros técnicos do estímulo podem ser vistos no Apêndice D, mas a Figura 4.6 exemplifica os parâmetros do estímulo e os parâmetros experimentais utilizados no protocolo 3 deste experimento 1.

Figura 4.6 - Parâmetros do estímulo do protocolo 3

(a)

STIMULI

pa1 File Name:

	Left Ear (DA0)				Right Ear (DA1)			
	1	2	3	4	5	6	7	8
DA Channel	0	0	0	0	1	1	1	1
Carrier Frequency	1000,0	2000,0	3000,0	4000,0	1000,0	2000,0	2000,0	4000,0
Modulation (Hz)	84,96	89,84	90,00	95,00	83,01	86,91	87,00	92,00
AM Percentage	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00
FM Percentage	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
FM phase	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
Amplitude	37,00	12,00	15,00	23,50	37,00	12,00	15,00	15,00
On (1), Off(0)	1	1	0	0	1	1	0	0
Envel AM	2							
Envel FM	1							
High-Pass	1	2000	2000	4000	1	2000	2000	4000
Low-pass	1000	8000	2000	4000	1000	8000	2000	4000
Order #	8	8	8	8	8	8	8	8

Read pa1 File

Write pa1 File

PATH:

Use these Settings

(b)

EXPERIMENTAL PARAMETERS

pa2 File Nameerika_wn.pa2

RECORDING

Number of AD Points1024

Artifact Rejection110

Number Of Sweeps36

AD Conversion Rate1000

Pre-Amplification (a)10000

Epochs / Sweep16

DA factor32

Calibration Factor (b)0.9580

Sweep Length (s)16.3840

DA Buffer Size32768

Final Amplification(ab)9580.00

Test Duration (m)9.8304

DA Conversion Rate32000

Lview Onboard Amp0.5, 1, 10, 20, 50...5.0

Mode (acoustic, cal, ect...)2

2. AM Noise or Calibration

Carrier Type:0

0. Noise Carriers

Read pa2 File

Write pa2 File

AVERAGING

Filter TypeBandpass

Highpass70

Order2

Lowpass110

Frequency Region used for Weighting

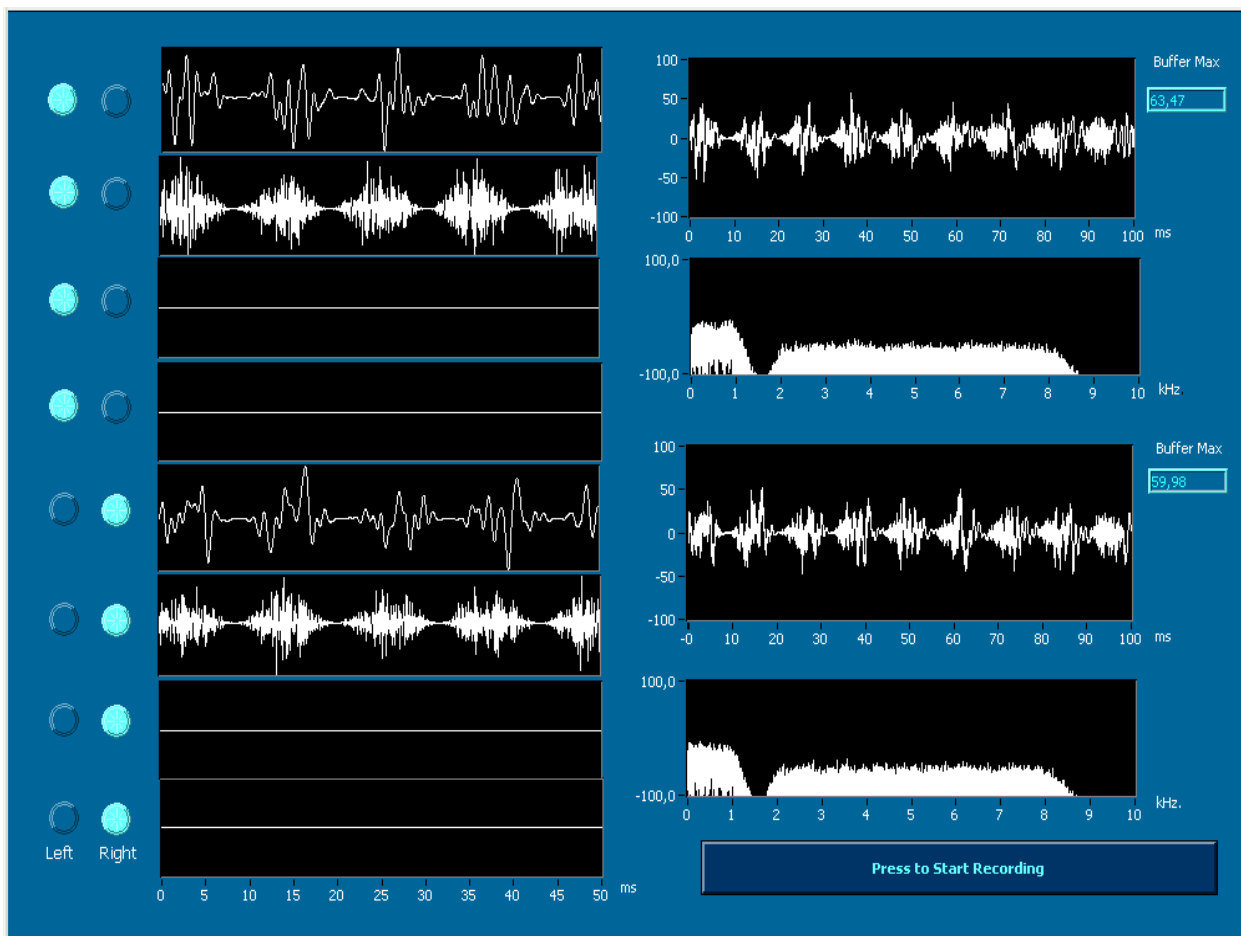
WEIGHTED AVERAGE

VIEW FILTER

PATHC:\Master1\erika\erika_protocols_insert

Use these Settings

(c)



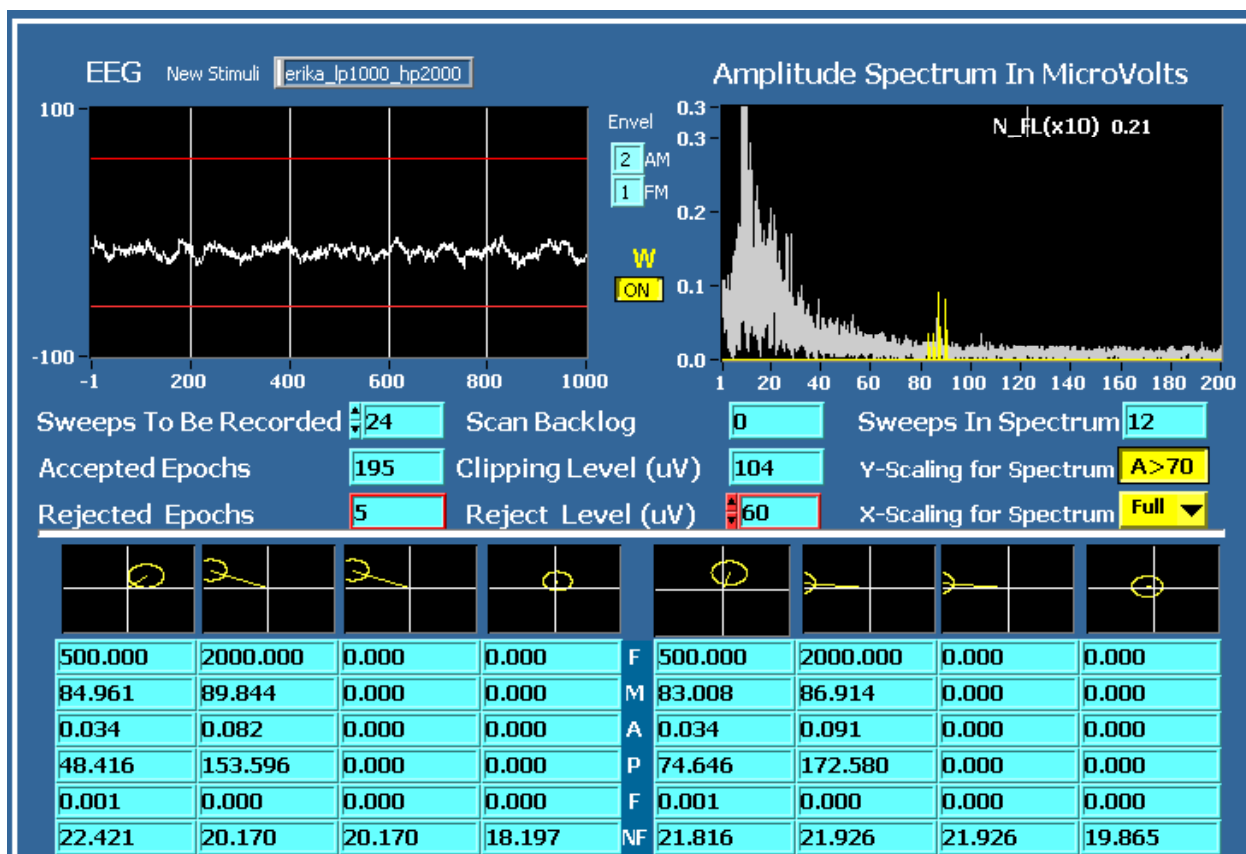
Nota: (a.) Tela inicial do protocolo com as especificações dos parâmetros técnicos dos estímulos. (b.) Parâmetros utilizados para a análise do registro do EEG. (c.) Representação digital do estímulo acústico gerado pelo sistema *Multi-MASTER* no canal 0 (orelha esquerda) e no canal 1 (orelha direita).

O nível de intensidade inicial era escolhido randomicamente entre as intensidades de 30 e 40 dB NPS. O nível de intensidade do estímulo poderia ser aumentado em 10 dB, se não houvesse resposta na intensidade inicial, ou diminuído em 10 dB, caso a resposta estivesse presente na

intensidade inicial. A variação do nível de intensidade foi realizada até um nível máximo de 50 dB NPS ou até que fosse determinado o limiar da REAEE.

A REAEE foi considerada presente quando atingia o nível de significância de $p < 0,05$ em 4 varreduras consecutivas (HERDMAN; STAPELLS, 2001). O exame poderia ser interrompido, caso o critério de presença de resposta fosse atingido após o mínimo de 10 varreduras promediadas. A resposta foi considerada ausente, se o nível de significância fosse de $p \geq 0,05$ (Figura 4.7).

Figura 4.7 - Registro da presença de REAEE nas orelhas direita e esquerda com o estímulo do protocolo 3.



No experimento 1, o critério de parada do registro, na ausência de resposta, foi considerado como o tempo máximo de promediação de 24 varreduras.

4.5.4.2 Experimento 2

O experimento 2 tinha como objetivo estudar as REAEE obtidas através do uso do ruído filtrado em indivíduos com audição normal, descrevendo a porcentagem de respostas presentes, a amplitude e o tempo de detecção da resposta. Além disto, o experimento 2 também investigou a eficácia do ruído filtrado para identificar indivíduos com audição normal e com perda auditiva.

Participaram do experimento 2, 69 sujeitos de ambos os sexos. Este estudo foi desenvolvido em dois diferentes centros de pesquisa: UBC (*British Columbia, Canada*) e na UFPE (Pernambuco, Brasil). Na UBC, a amostra foi constituída por indivíduos da comunidade de Vancouver e dos serviços de saúde do *Vancouver Coastal Health* (distrito da saúde de *Vancouver*) e a coleta foi feita no período de maio a agosto de 2015. Na UFPE, participaram da pesquisa usuários do Serviço de Otorrinolaringologia - Setor de Audiologia do HC-UFPE e estudantes do Curso de Fonoaudiologia da UFPE. Neste centro de pesquisa, a coleta de dados foi realizada entre o período de março a julho de 2016.

O registro das REAEE foi realizado seguindo a metodologia geral descrita anteriormente no que se refere ao transdutor utilizado e aos procedimentos para colocação de eletrodos. Neste experimento, também foi utilizado o sistema de pesquisa *Multi-MASTER* para a coleta dos dados.

No experimento 2, foi utilizado apenas o protocolo 3 - Ruído filtrado passa-banda 2 KHz³. Este protocolo era constituído por dois componentes combinados: (1) ruído passa-baixa 1 KHz e (2) ruído passa-alta 2 KHz, mantendo-se todos os parâmetros do estímulo usados no experimento 1 (Apêndice D).

³ Os estímulos utilizados no experimento 2, assim como os níveis de intensidade pesquisados, foram selecionados a partir dos resultados encontrados no experimento 1. Os estímulos do experimento 2 apresentaram tempos de detecção da respostas menores que os estímulos dos demais protocolos de coleta (protocolo 1 e 2). Detalhes sobre estes achados serão descritos e discutidos nas sessões referentes aos resultados e discussão.

Neste experimento, foram utilizados três níveis de intensidade (30, 40 e 50 dB NPS) apresentados randomicamente a todos os participantes.

A REAEE foi considerada presente quando atingia o nível de significância de $p < 0,05$ em 4 varreduras consecutivas. A resposta foi considerada ausente se o nível de significância fosse de $p \geq 0,05$ e se o nível de ruído do EEG estivesse menor do que 11 nV. Alternativamente, a resposta também foi considerada ausente se a amplitude da REAEE fosse menor do que 10 nV e o valor de $p > 0,3$ (SMALL; STAPELLS, 2008).

Foi determinado um número mínimo de coleta de 10 varreduras, mas não havia tempo máximo de coleta, o exame poderia ser interrompido assim que um dos critérios, para o julgamento da presença ou ausência da resposta, fosse atingido.

4.5.4.3 Experimento 3

O experimento 3 teve como objetivo descrever as REAEE através do estímulo *HiLo CE-Chirp*® em indivíduos com audição normal, considerando a porcentagem de respostas presentes, o nível de ruído residual e o tempo de detecção da resposta. Além de analisar a eficácia do estímulo *HiLo CE-Chirp*® para identificar indivíduos com audição normal e com perda auditiva.

Este experimento foi realizado na UBC (*British Columbia, Canada*) e na UFPE (Pernambuco, Brasil). A amostra foi constituída por um sub-grupo de indivíduos que também participaram do experimento 2, totalizando 38 sujeitos. A coleta de dados foi realizada no período de maio a agosto de 2015 (UBC) e de março a julho de 2016 (UFPE).

O registro das REAEE foi realizado seguindo a metodologia geral descrita anteriormente no que se refere ao transdutor utilizado e aos procedimentos para colocação de eletrodos.

As REAEE foram coletadas e analisadas através do equipamento *Titan*- módulo- *ABRIS*®. O estímulo acústico utilizado foi o *HiLo CE-Chirp*® que é um estímulo múltiplo obtido pela decomposição do *CE-Chirp*® em dois componentes com espectro de frequência diferentes. O primeiro componente apresenta espectro de frequência que se estende de 1500 a 11000 Hz sendo

denominado *Hi- CE-Chirp*® (faixa de frequência aguda). O segundo componente, denominado *Lo- CE-Chirp*® (faixa de frequência grave) é composto por frequências entre 350 e 1500 Hz.

Estes componentes do estímulo foram combinados e apresentados com taxa de estimulação que em torno de 90 Hz e apresentados randomicamente nas intensidades de 30 e 40 dB NAn a todos os participantes. A Figura 4.8 apresenta o protocolo de coleta com os parâmetros de aquisição das REAEE ao *HiLo CE-Chirp*® (outros detalhes técnicos, consulte o Anexo E).

Figura 4.8 - Parâmetros de aquisição das REAEE usando o estímulo *HiLo CE-Chirp*® em 30 dB NAn

Protocols

Selected protocol : HiLo CE-Chirp 30 dBnHL_10min_NC Import Export

New Delete

Stimulus type
HiLo CE-Chirp®

Rejection level
± 40 µV

Stimulus intensity
 High 30 dB nHL Low 30 dB nHL

Stop criteria
 Time limit 10 min. Residual noise limit 10 nV

Test conditions

☐ Use Bayesian weighting

☐ Enable Pass/Refer

☐  Mastoid montage (Monaural testing)

☒  Nape montage (Simultaneous binaural testing)

Display options

Show output result as:
☒ Curve ☐ Bar

Show EEG as:
☒ Curve ☐ Bar

☒ Show rejection level buttons

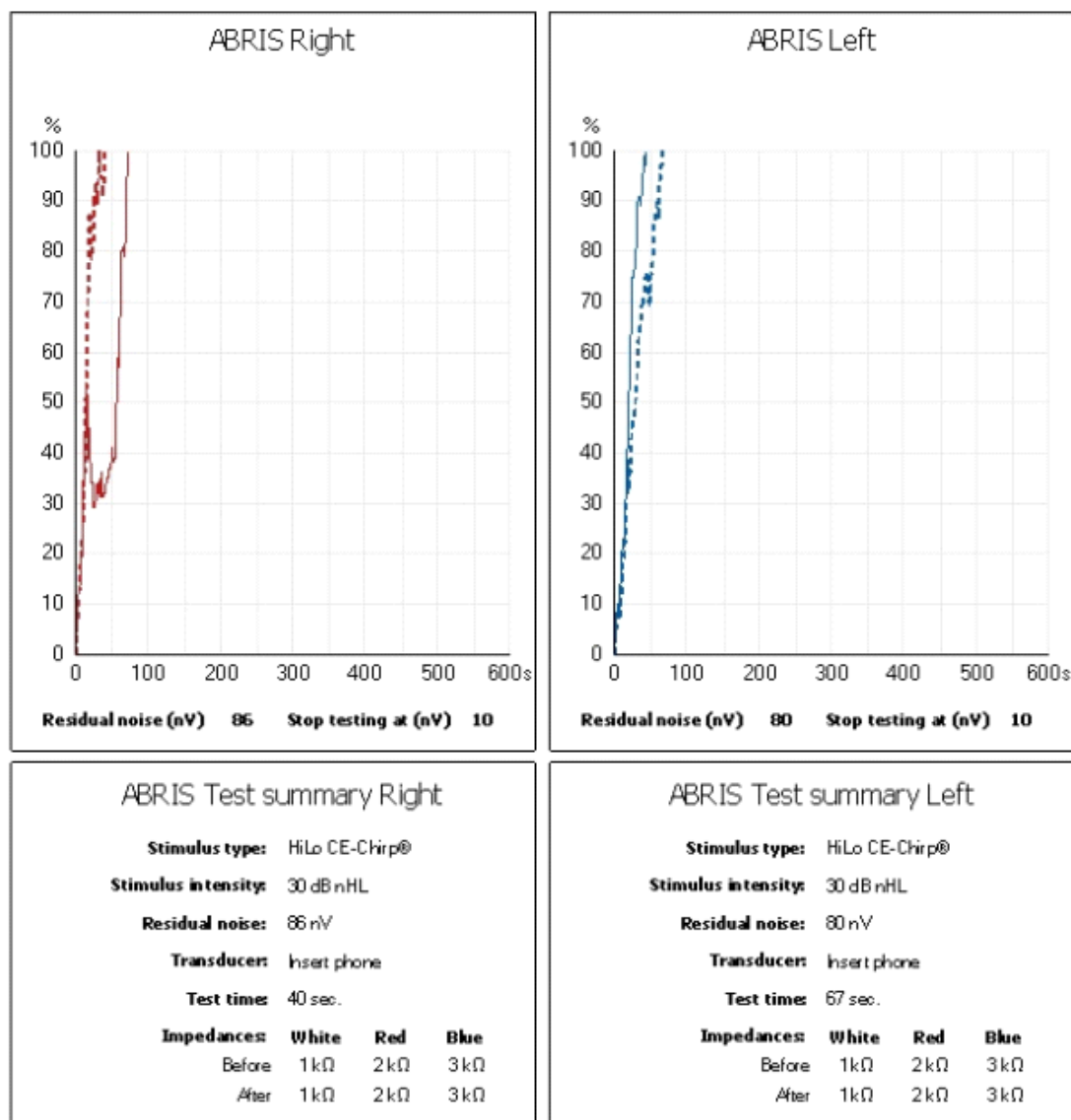
Print wizard

OK Cancel Apply

A análise da presença da REAEE foi realizada automaticamente pelo sistema utilizando um algoritmo que combina os componentes de fase e amplitude. A resposta foi considerada presente se atingisse o valor crítico de $\alpha = 1\%$ para amostras repetidas após a utilização do teste estatístico q-sample (CEBULLA; STÜRZEBECHER; ELBERLING, 2006; STÜRZEBECHER; CEBULLA; ELBERLING, 2005). Cada um dos componentes do estímulo era analisado independentemente durante o teste. Quando a resposta estava presente o teste era interrompido automaticamente. Em caso, contrário, o registro das REAEE prosseguia até no máximo 10

minutos. Se após este período, o valor crítico não fosse atingido, a resposta era considerada ausente. A Figura 4.9 Exemplifica um registro com REAEE presentes em 30 dB NAn.

Figura 4.9 - Registro das REAEE ao estímulo *HiLo CE-Chirp*® em 30 dB NAn



Nota: As linhas contínuas representam as REAEE presentes para o componente *Lo CE-Chirp*® e as linhas tracejadas representam as REAEE presentes para o componente *Hi CE-Chirp*®.

4.5.4.4 Experimento 4

O experimento 4 teve como objetivo verificar a equivalência entre os níveis de intensidade sonora dos estímulos ruído filtrado e *HiLo CE-Chirp*®.

Este estudo foi desenvolvido na UFPE. A amostra foi constituído por um sub-grupo de 10 indivíduos com audição normal que também fizeram parte do experimento 2. Os dados foram coletados entre março e julho/2016.

Inicialmente, foi realizada a aferição de dois níveis de intensidade sonora do estímulo ruído filtrado passa-banda 2 KHz e do estímulo *HiLo CE-Chirp*®. A aferição de ambos os estímulos foi realizada em níveis de pressão sonora (NPS) utilizando o medidor de nível de pressão sonora da Larson Davis modelo 824/n0494 e o acoplador de 2 cc dB0138. As medições dos NPS possibilitaram determinar a equivalências entre os níveis de intensidade sonora utilizados, já que os estímulos testados foram calibrados em diferentes escalas devido a suas características acústicas. A Tabela 4.3 apresenta a descrição das características acústicas e da calibração dos estímulos do experimento 4.

Tabela 4.3 - Descrição das características acústicas dos estímulos ruído filtrado* e *HiLo CE-Chirp*®

	Nome do estímulo	
	Ruído filtrado*	<i>HiLo CE-Chirp</i> ®
Natureza do estímulo	Ruído modulado (estímulo contínuo)	Estímulo transitório com alta taxa de apresentação
Equipamento	<i>Multi-MASTER</i>	<i>Tltan-módulo-ABRIS</i> ®
Componentes	Ruído passa-baixa (RPB)	<i>Lo- CE-Chirp</i> ®
	Ruído passa-alta (RPA-2 KHz)	<i>Hi- CE-Chirp</i> ®
Faixa de frequência	RPB: 1-1000 Hz	<i>Lo- CE-Chirp</i> ®: 350-1500 Hz
	RPA-2 KHz: 2000-8000 Hz	<i>Hi- CE-Chirp</i> ®: 1500-11000 Hz
Espectro das frequências moduladoras e taxa de estimulação	Frequências moduladoras entre: 83-95 Hz	Taxa de estimulação: 90 Hz
Calibração	Estímulo calibrado em dB NPS (ANSI-1996)	Estímulo calibrado em dB peRETSPL (ISO-389-9) convertidos em dB NAn (IEC-60645-3)
Nível de intensidade aferidos	40 e 50 dB NPS	30 e 40 dB NAn

* Para simplificar a descrição o ruído filtrado passa-banda 2 KHz, será denominado apenas como ruído filtrado

A segunda parte deste experimento constituiu na medição do limiar psicoacústico do estímulo ruído filtrado. Estes estímulos foram apresentados sempre com seus componentes combinados para 10 participantes com audição normal bilateral, utilizando a técnica convencional para determinação de limiares auditivos. O método utilizado foi o descendente-ascendente com diminuição de 10 dB a cada resposta positiva e aumento de 5 dB para cada resposta negativa até a obtenção do limiar psicoacústico para o ruído filtrado e o *HiLo CE-Chirp*® para cada orelha separadamente.

A associação entre as medidas aferidas através do medidor de nível de pressão sonora e os limiares psicoacústicos do ruído filtrado e do *HiLo CE-Chirp*® possibilitou a determinação da equivalência entre as intensidades sonoras de ambos os estímulos. Estes níveis de intensidade equivalentes foram utilizados no experimento 5.

4.5.4.5 Experimento 5

O experimento 5 tinha como objetivo comparar dois estímulos não convencionais (ruído filtrado e *HiLo CE-Chirp*®) para o uso em protocolos de triagem auditiva através das REAEE.

Este experimento foi realizado na UBC (*British Columbia, Canada*) e na UFPE (Pernambuco, Brasil). A amostra foi constituída por um sub-grupo de indivíduos que também participaram do experimento 2, totalizando 38 sujeitos.

O registro das REAEE foi realizado seguindo a metodologia geral descrita anteriormente no que se refere ao transdutor utilizado e aos procedimentos para colocação de eletrodos.

As REAEE foram coletadas e analisadas através do sistema de pesquisa *Multi-MASTER* e do equipamento *Titan-módulo-ABRIS*®. Todos os participantes realizaram o exame para aquisição das REAEE utilizando os dois equipamentos. Os estímulos acústicos utilizados foram (1) os estímulos do protocolo 3: ruído filtrado passa-banda 2 KHz (ou ruído filtrado), apresentado pelo sistema de pesquisa *Multi-MASTER* e (2) o *HiLo CE-Chirp*®, apresentado através do equipamento *Titan- módulo-ABRIS*®. Cada estímulo era constituído por dois componentes (1) o

componente passa-baixa e (2). o componente passa-alta. Os parâmetros dos estímulos foram os mesmos utilizados nos experimentos 2 (Apêndice D) e no experimento 3 (Anexo E).

Cada estímulo foi apresentado a um nível de intensidade fixo. O estímulo ruído filtrado foi apresentado a 50 dB NPS, enquanto o *HiLo CE-Chirp*® foi apresentado a 30 dB NAn. Os níveis de intensidade foram selecionados após a aferição realizada no experimento 4, que tinha como objetivo estabelecer uma equivalência entre os níveis de pressão sonora dos dois estímulos usados.

A análise da presença da REAEE era realizada automaticamente pelos sistemas *Multi-Master* e *Titan*-módulo-*ABRIS*®, como já descrita nos experimentos 2 e 3.

4.6. Análise dos dados

Foram aplicadas técnicas de estatística descritiva por meio de medidas de tendência central e dispersão das variáveis: níveis mínimos, amplitude, tempo de detecção das REAEE e nível de ruído residual. Os dados foram apresentados em tabelas e figuras. Foram utilizados os programas *Microsoft*® *EXCEL*®- 2010 e *Statistics* para apresentação e análise dos dados.

As análises comparativas dos dados foram obtidas pela aplicação dos testes de ANOVA com medidas repetidas ou múltiplas comparações, quando necessário, para a identificação da variável de efeito significativo. A ANOVA simples foi conduzida para comparar os níveis mínimos de respostas por estímulo testado separadamente. A ANOVA *two-way* foi aplicada para análise das amplitudes das REAEE por estímulos e níveis de intensidade testados separadamente. E finalmente, os níveis de ruído residual analisados comparando o tipo de estímulo x momento de teste x nível de intensidade foram realizada através da ANOVA *three-way*. As medidas de comparações *pós-hoc* foram realizadas através do teste *Newman-Keuls*.

O tempo de detecção da resposta foi mensurado para cada estímulo de ruído separadamente multiplicando-se o número de varreduras por 16,384 segundos. A ANOVA de *Friedman* foi aplicada para análise do tempo de detecção comparando-se o tipo de estímulos x níveis de

intensidades. As medidas de comparações para análise da variável de efeito significativo foram realizadas através do Teste Pareado de *Wilcoxon*.

Em todos os testes, foi utilizado o nível de $p \leq 0,05$ (ou 5%) para rejeição da hipótese de nulidade.

A sensibilidade, especificidade e acurácia dos estímulos RPA e RPB foram definidos para as intensidades de 40 e 50 dB NPS e as mesmas medidas foram estimadas para os componentes *Hi-* e *Lo- CE-Chirp*®.

5 RESULTADOS

Este capítulo está organizado em três sessões: (1) resultados referentes aos experimentos que utilizaram o ruído como estímulo; (2) resultados dos experimentos com o estímulo *HiLo CE-Chirp*® e (3) comparações entre os dados com os estímulos de ruído e *HiLo CE-Chirp*®. Em cada sessão, os resultados de cada experimento serão descritos separadamente.

5.1. Experimentos que utilizaram o ruído como estímulo

Neste item serão apresentados os resultados dos experimentos 1 e 2.

5.1.1 Experimento 1

No experimento 1, as REAEE foram obtidas em indivíduos normais através dos estímulos de ruído branco e de ruído filtrado. Os resultados do experimento 1 irão considerar os dados referentes aos níveis mínimos e o tempo para detecção das REAEE aos estímulos de ruído.

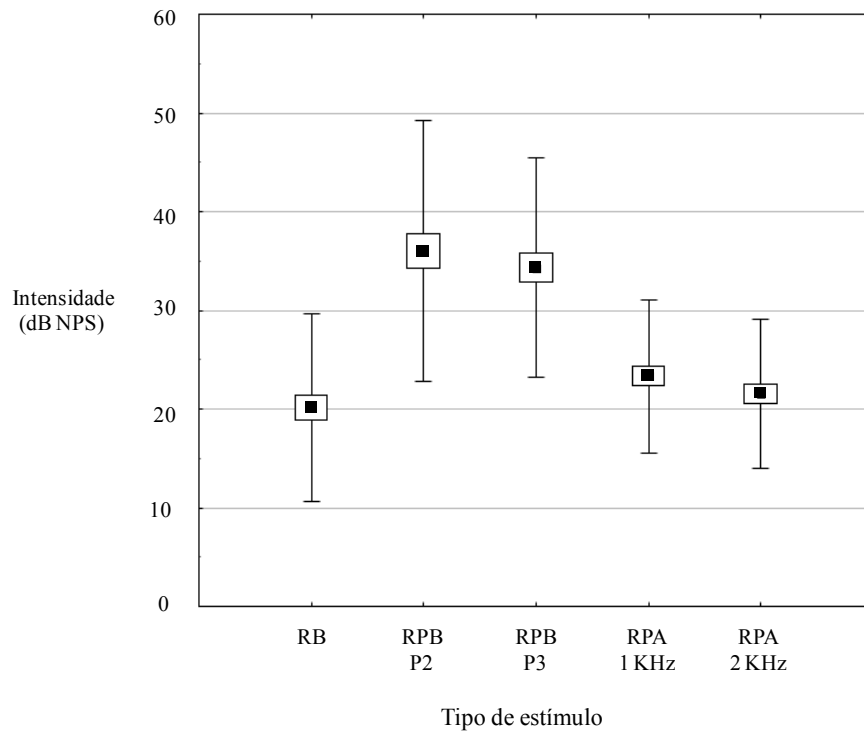
5.1.1.1 Nível mínimo de REAEE

Participaram do experimento 1, 30 sujeitos com audição normal com idade entre 21 e 62 anos (média: 31,8 anos $\pm$ 11,6), sendo 23 do sexo feminino e 7 do sexo masculino.

Os níveis mínimos das REAEE variaram entre 0 e 60⁴ dB NPS para os estímulos testados. Para cada estímulo dos três protocolos de coleta utilizados no experimento 1, foram calculadas as médias e o desvio padrão (Figura 5.1).

⁴ A intensidade de 60 dB NPS foi atribuída arbitrariamente para os testes em que não foram identificadas respostas significativas até o nível máximo de intensidade pesquisado (= 50 dB NPS).

Figura 5.1 - Média ($\pm$ desvio padrão) dos níveis mínimos das REAEE por estímulo (N=60).



Nota: RB – ruído branco; RPB-P2: ruído passa-baixa combinado com ruído passa-alta 1 KHz (protocolo2); RPB-P3: ruído passa-baixa combinado com ruído passa-alta 2 KHz (protocolo 3); RPA-1K: ruído passa-alta 1 KHz; RPA-2K: ruído passa-alta 2 KHz.

A média dos níveis mínimos REAEE foram de 20 dB NPS para o RB; 36 dB NPS para o RPB-P2; 34 dB NPS para o RPB-P3; 23 dB NPS para o RPA-1 KHz; e 21 dB NPS para o RPA-2 KHz. A análise de variância simples com medidas repetidas (ANOVA) demonstrou que houve um efeito principal significativo entre do tipo de estímulo e os níveis mínimos das REAEE ($p=0,001$) (Tabela 5.1). Medidas *pos-hoc* (Newman-Keuls) revelam que existem diferenças significativas entre os níveis mínimos das REAEE para o estímulo RPB-P2 quando comparados aos estímulos RB ($p=0,001$), RPA-1 KHz ($p=0,001$) e RPA-2 KHz ($p=0,001$). O mesmo ocorre com os estímulos RPB-P3 quando comparados aos estímulos RB ($p=0,001$), RPA-1 KHz ($p=0,001$) e RPA-2 KHz ($p=0,001$). Não houve diferença entre os níveis mínimos das REAEE registradas com os estímulos RB e RPA-1 KHz ($p=0,095$); RB e RPA-2 KHz ($p=0,382$) como também entre RPA 1 KHz e RPA 2 KHz ($p=0,230$) (tabela 5.2).

Tabela 5.1 - Níveis mínimos de REAEE através da ANOVA simples de medidas repetidas mostrando comparações entre os cinco tipos de estímulo

Efeito	Soma quadrática	Grau de liberdade	Média quadrática	F	P
Tipo de estímulo	13508,7	4	3377,2	48.212	0,001*
Erro	16531	236	70,0		

* p – valor considerado estatisticamente significativo

Tabela 5.2 - Teste *post-hoc* (Newman-Keuls) para os níveis mínimos de REAEE mostrando comparações entre os cinco tipos de estímulo

Tipo de estímulo	RPB-P2	RPB-P3	RPA-1KHz	RPA-2 KHz
RB	0,000017*	0,000008*	0.095615	0,382907
RPB-P2		0,275402	0,000022*	0,000008*
RPB-P3			,000009*	0,000022*
RPA-1 KHz				0,230226

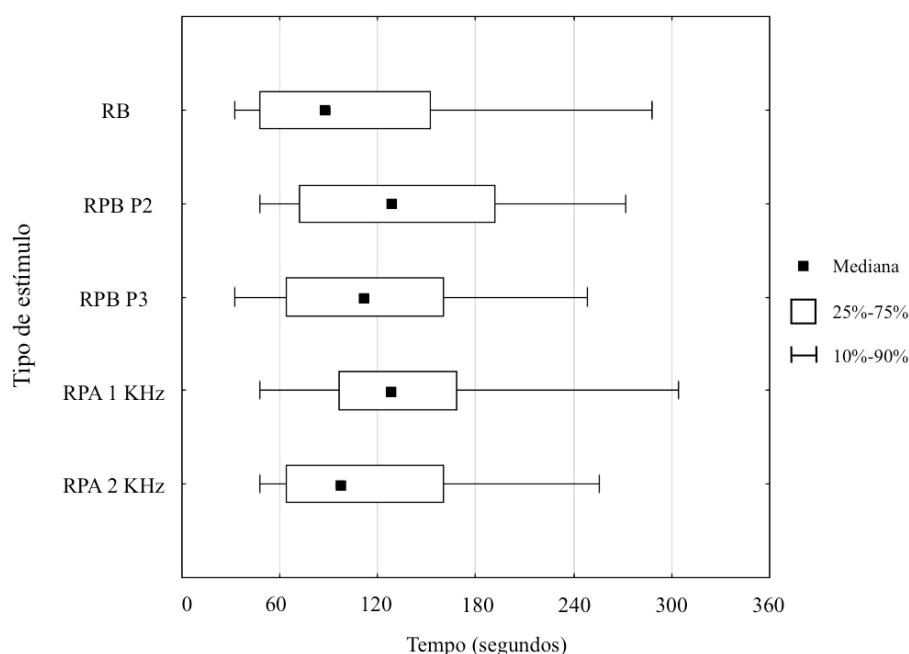
* p – valor considerado estatisticamente significativo

5.1.1.2 Tempo para detecção da REAEE

As medianas, os quartis e percentis do tempo (segundos) necessário para obtenção da resposta na intensidade referente ao nível mínimo das REAEE para os cinco tipos de estímulos de teste são descritos na Figura 5.2. Os menores valores das medianas do tempo foram obtidos para os estímulos RB, RPB-P3 e RPA-2KHz (96; 112 e 88 segundos, respectivamente). Para o

percentil 90, os menores tempos estimados para obtenção de resposta significativa foram observados para os estímulos RPB-P3 e RPA-2KHz.

Figura 5.2 – Medianas, quartis e percentis do tempo (segundos) para detecção da REAEE aos cinco tipos de estímulo na intensidade referente ao nível mínimo de resposta por estímulo (N=60)



A ANOVA de Friedman (N: 60, df: 4; 5,657) não demonstrou diferenças entre o tempo de detecção da resposta quando foram comparados os cinco tipos de estímulo de teste ($p=0,227$).

5.1.2 Experimento 2

Participaram do experimento 2, 69 sujeitos com idade entre 18 e 64 anos (média: $34,1 \pm 14,2$), sendo 41 do sexo feminino e 28 do sexo masculino. Destes 69 participantes, 40 (58%) apresentavam audição normal e 29 (42%) tinham perda auditiva. Neste estudo foram excluídos 2 participantes com audição normal devido ao nível elevado de ruído muscular durante o registro das REAEE.

Os dados foram obtidos com a apresentação do ruído filtrado do protocolo 3. Para simplificar a análise, os componentes do estímulo de ruído filtrado serão denominados apenas RPA (para o

componente passa-alta) e RPB (para o passa-baixa). Os resultados serão apresentados em duas seções: Seção 5.1.2.1, resultados no grupo com audição normal e Seção 5.1.2.2, resultados referentes ao uso dos estímulos de ruído filtrado para identificação da perda auditiva.

5.1.2.1 Grupo com audição normal

A análise das REAEE dos 38 sujeitos incluídos no grupo com audição normal foi realizada considerando as duas orelhas conjuntamente (N=76). Os resultados serão apresentados considerando a porcentagem de presença das respostas, a amplitude das REAEE e o tempo para detecção da resposta.

5.1.2.1.1 Porcentagem de presença e amplitudes das REAEE

A Tabela 5.3 apresenta a distribuição das REAEE em cada intensidade testada.

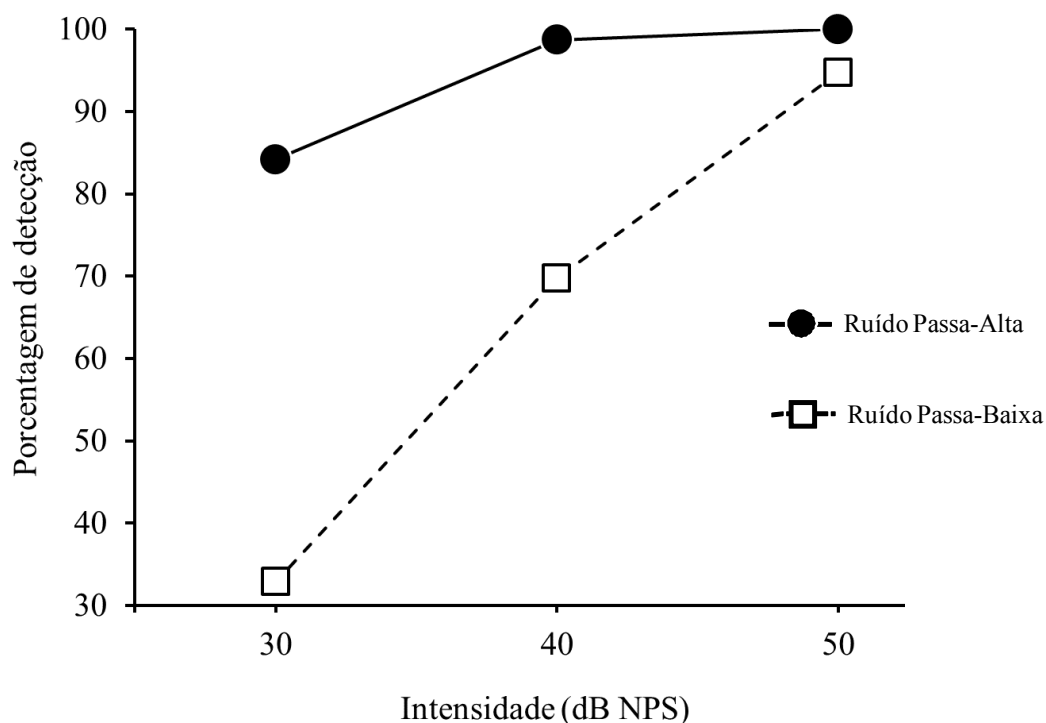
Tabela 5.3 - Distribuição da presença da REAEE aos estímulos ruído passa-alta (RPA) e ruído passa-baixa (RPB) em ambas as orelhas por intensidade

	RPA						RPB					
	30 dB NPS		40 dB NPS		50 dB NPS		30 dB NPS		40 dB NPS		50 dB NPS	
	N	%	N	%	N	%	N	%	N	%	N	%
Presente	64	(84,2)	75	(98,7)	76	(100)	25	(32,9)	53	(69,7)	71	(93,4)
Ausente	12	(15,8)	1	(1,3)	0	(0)	51	(67,1)	23	(30,3)	5	(6,6)
Total	76	(100)	76	(100)	76	(100)	76	(100)	76	(100)	76	(100)

Todos os participantes apresentaram REAEE presentes na intensidade de 50 dB NPS e 84,2% apresentaram respostas significativas em 30 dB NPS para o componente RPA. Para o componente RPB, o maior percentual de respostas também ocorreu na intensidade de 50 dB NPS (93,4%), entretanto apenas 32,9% dos participantes apresentaram REAEE na intensidade de 30 dB NPS. A Figura 5.3 representa a porcentagem cumulativa das REAEE para os estímulos RPA e

RPB no grupo de participantes com audição normal. Os resultados mostram que mais de 90% dos participantes com audição normal tiveram respostas em 40 dB NPS (ou em intensidade mais elevadas) para o RPA.

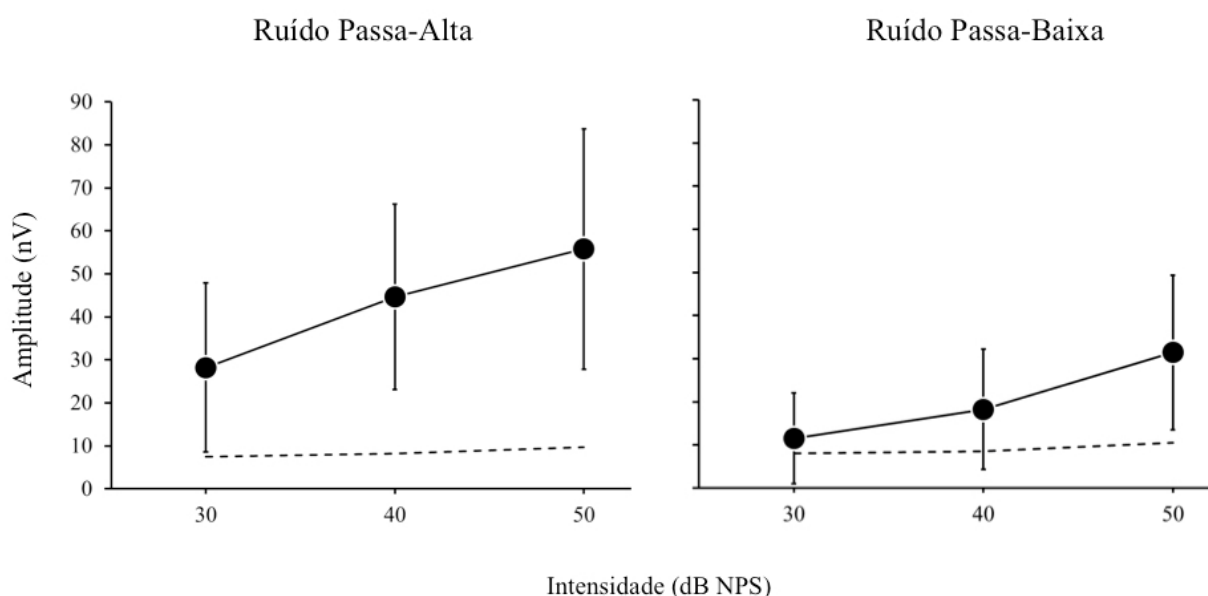
Figura 5.3 - Porcentagem cumulativa das REAEE para os estímulos RPA e RPB por intensidade de teste (N= 76)



A análise da presença da resposta considerando a relação sinal ruído (S/R = relação entre a amplitude da resposta e o ruído do EEG), permite observar em todas as condições de teste, a amplitude do ruído do EEG está abaixo da média das amplitudes das REAEE, mantendo valores entre 7.4 e 10.3 nV (Figura 5.4). Entretanto, para a condição RBP_30 dB NPS, as médias das amplitudes da REAEE e do ruído do EEG encontram-se muito próximas, o que justifica a ausência de respostas em 67,1 % das orelhas testadas.

As médias ($\pm$ DP) das amplitudes das REAEE aos estímulos de RPB e RPA foram menores para a intensidade de 30 dB NPS (11,5 nV para RPB e 28,2 nV para RPA) do que para 50 dB NPS (31,4 nV e 55,8 nV para o RPB e RPA, respectivamente) (Figura 5.4)

Figura 5.4 - Média ($\pm$ desvio padrão) das amplitudes das REAEE para os estímulos RPA e RPB por intensidades (N= 76)



Nota: A linha superior (contínua com círculos) representa as amplitudes das REAEE em diferentes intensidades de teste. A linha inferior (tracejada) representa a amplitude do ruído do EEG.

O resultado da ANOVA *two-way* de medidas repetidas revela interações entre o tipo de estímulo e a intensidade ($p=0,001$) (Tabela 5.4). Medidas de comparações *pos-hoc* (Newman-Kuels) indicam que existem diferenças entre as amplitudes das REAEE em todas as condições de teste, exceto entre condições RPA_30 dB NPS e RPB_50 dB NPS ($p=0,104$) (Tabela 5.5). Apesar da presença da interação tipo de estímulo e intensidade, o que fica claro, na Figura 5.4, é que o estímulo RPA apresentou amplitudes maiores que o estímulo RPB praticamente todas as

intensidades de teste. Observa-se que para ambos os estímulos, o crescimento da amplitude é proporcional ao aumento da intensidade de teste.

Tabela 5.4 - Amplitude das REAEE aos estímulos RPA e RPB determinada através da ANOVA *two-way* de medidas repetidas mostrando comparações entre o tipo de estímulo vs. níveis de intensidade testados

Efeito	Soma quadrática	Grau de liberdade	Média quadrática	F	P
Tipo de estímulo	58231,5	1	58231,5	89,753	0,001
Erro	48011,0	74	648,8		
Intensidade	42609,0	2	21304,5	136,569	0,001
Erro	23087,6	148	156,0		
Tipo de estímulo vs. Intensidade	2014,0	2	1007,5	7,6265	0,001
Erro	19551,1	148	132,1		

*p- valor considerado estatisticamente significante

Tabela 5.5 - Teste *pos-hoc* (Newman-Keuls) para a amplitude das REAEE aos estímulos RPB e RPA mostrando comparações entre o tipo de estímulo e os níveis de intensidade testados

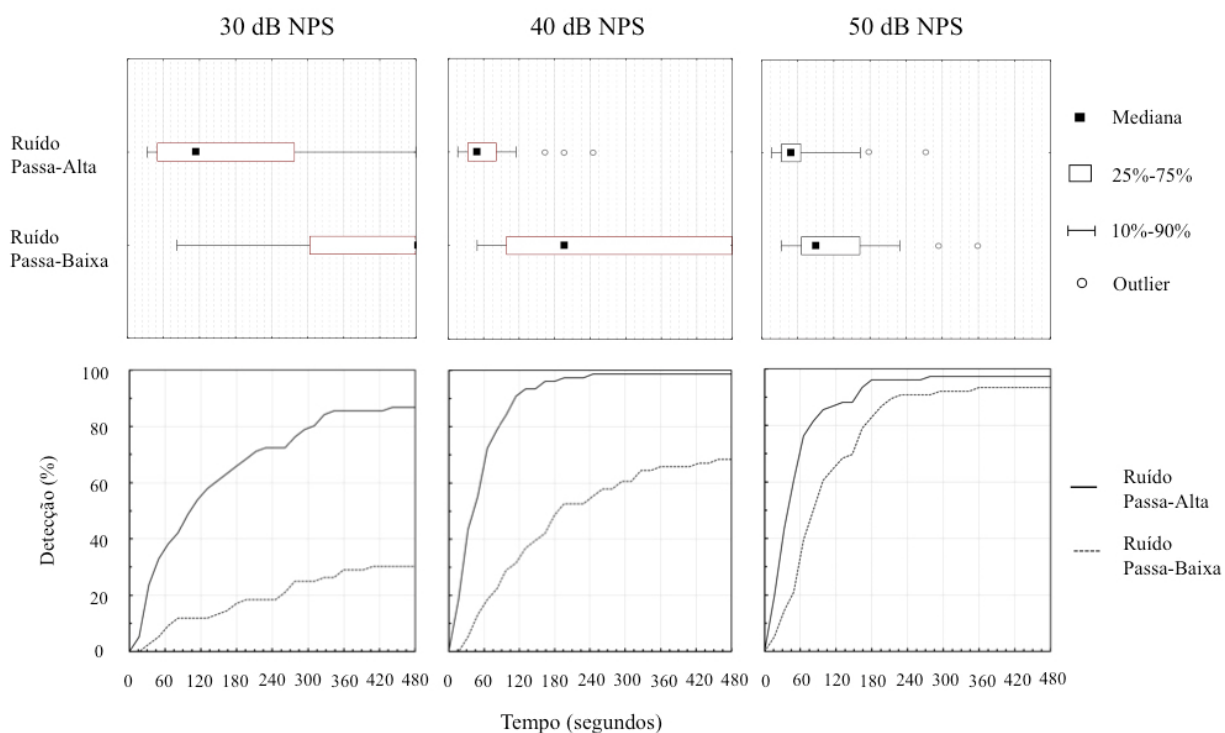
Cel. Nº	Tipo de estímulo	Intensidade	{1} 28,373	{2} 44,933	{3} 56,107	{4} 11,493	{5} 18,240	{6} 31,427
1	RPA	30 dB NPS		0,001*	0,001*	0,001*	0,001*	0,104
2	RPA	40 dB NPS	0,001*		0,001*	0,001*	0,001*	0,001*
3	RPA	50 dB NPS	0,001*	0,001*		0,001*	0,001*	0,001*
4	RPB	30 dB NPS	0,001*	0,001*	0,001*		0,001*	0,001*
5	RPB	40 dB NPS	0,001*	0,001*	0,001*	0,001*		0,001*
6	RPB	50 dB NPS	0,104	0,001*	0,001*	0,001*	0,001*	

*p – valor considerado estatisticamente significativo

5.1.2.1.2 Tempo para detecção da REAEE

As medianas, os quartis e percentis do tempo de detecção (segundos) da REAEE nas três intensidades de teste para os estímulos RPA e RPB são descritos na Figura 5.5. O estímulo RPB apresentou tempos maiores quando comparados ao RPA em todas as intensidades testadas. Na intensidade de 50 dB NPS, as medianas dos tempos de detecção das REAEE foram de 60 segundos (1min) para o RPA e 90 segundos (1 min e 30 s) para o RPB. No percentil 90, as REAEE foram detectadas com menos de 165 segundos (< 3 min) e para o RPA e 225 segundos (<4 min) para o RPB. Entretanto, para a intensidade de 30 dB NPS, menos de 50% dos participantes apresentaram REAEE até 480 segundos para o componente RPB. É possível afirmar que há uma tendência ao aumento do tempo para obtenção de REAEE com a diminuição da intensidade de teste.

Figura 5.5 - Medianas, quartis e percentis do tempo (segundos) para detecção das REAEE para os estímulos RPA e RPB (N= 76)



A ANOVA de Friedman (N: 76, df: 5; 172,002) demonstrou diferenças entre os tempos para detecção para os estímulos RPB e RPA e as três intensidades testadas ($p=0,001$). A análise comparativa com o teste *Wilcoxon* pareado revela diferenças entre todas as condições de teste ($p=0,001$), exceto para os pares RPA_40 dB NPS e RPA_50 dB NPS ($p=0,534$) (Tabela 5.6).

Tabela 5.6 - Tempo de detecção das REAEE aos estímulos RPA e RPA através do teste pareado de Wilcoxon mostrando comparações entre o tipo de estímulo e os níveis de intensidade testados (N=76)

Pares de variáveis	Teste pareado de <i>Wilcoxon</i>		
	T	Z	p valor
RPA_30 dB NPS e RPB_30 dB NPS	78,000	62,299	0,001*
RPA_40 dB NPS e RPB_40 dB NPS	59,000	6,746	0,001*
RPA_50 dB NPS e RPB_50 dB NPS	352,500	4,367	0,001*
RPA_30 dB NPS e RPA_40 dB NPS	160,500	5,538	0,001*
RPA_30 dB NPS e RPA_50 dB NPS	251,000	5,368	0,001*
RPA_40 dB NPS e RPB_50 dB NPS	748,500	0,619	0,534
RPB_30 dB NPS e RPB_40 dB NPS	208,000	2,602	0,001*
RPB_30 dB NPS e RPB_50 dB NPS	92,500	6,730	0,001*
RPB_40 dB NPS e RPB_50 dB NPS	270,500	5,688	0,001*

* p – valor considerado estatisticamente significativo

5.1.2.2 Uso dos estímulos de ruído filtrado para identificação da perda auditiva

Inicialmente, será apresentada a caracterização do perfil audiológico das 134 orelhas avaliadas (67 participantes) considerando a sensibilidade auditiva por faixa de frequência. Em seguida, serão descritos os índices de sensibilidade, especificidade e acurácia dos estímulos RPA e RPB para identificação da presença da perda auditiva e o tempo de detecção da REAEE.

5.1.2.2.1 Caracterização da amostra quanto ao perfil audiológico

A audição destes participantes foi estudada considerando a sensibilidade auditiva na faixa de frequências grave e aguda em cada orelha separadamente (N=134). A sensibilidade auditiva para as frequências graves foi definida pela média aritmética dos limiares auditivos comportamentais das frequências de 250, 500 e 1000 Hz. A sensibilidade auditiva nas frequências agudas dependeu da média aritmética dos limiares auditivos comportamentais nas frequências de 2000, 4000 e 8000 Hz. A sensibilidade auditiva foi considerada “normal” quando média aritmética foi menor ou igual a 25 dB NA para a faixa de frequência estudada.

Do total de orelhas analisadas, 76 orelhas apresentaram audição normal e 58 tinham perda auditiva. A Tabela 5.7 apresenta o perfil audiológico da amostra considerando a distribuição do número de orelhas com perdas auditivas por faixa de frequência. Como pode ser observado, o total apresentado na Tabela 5.7 é maior do que o número de orelhas com perdas porque as perdas auditivas poderiam ser restritas a apenas uma faixa de frequência ou se sobrepor a ambas as faixas de frequência. Todos os participantes que tinham algum tipo de perda auditiva (29 indivíduos) apresentavam perdas nas frequências agudas isoladamente ou em combinação com as perdas nas frequências graves. Apenas 1 participante tinha perda isolada nas frequências graves.

Tabela 5.7 - Distribuição do número de orelhas com perdas auditivas em diferentes faixas de frequência para os participantes do experimento 2

Perda auditiva por faixa de frequência	N
Perda em grave	38
Perda em agudo	53
Perda apenas em grave	1
Perda apenas em agudo	16
Total	108

A Tabela 5.8 mostra a distribuição do perfil audiológico considerando o grau da perda em cada faixa de frequência. A perda auditiva severa foi o grau que apresentou menor número de orelhas tanto para a faixa de frequência grave quanto aguda.

Tabela 5.8 - Distribuição do perfil audiológico segundo grau da perda auditiva e faixa de frequência para os participantes do experimento 2 (N=134)

Grau	Média	Faixa de frequência			
		Freq. Graves		Freq. Agudas	
		N	%	N	%
Normal	0-25	96	71,7	81	60,5
Leve	26-40	11	8,2	15	11,1
Moderado	41-70	13	9,7	18	13,5
Severo	71-90	5	3,7	6	4,5
Profundo	a partir de 91	9	6,7	14	10,4
Total		134	100	134	100

5.1.2.2.2 Identificação da perda auditiva através do ruído filtrado em dois níveis de intensidade

A Tabela 5.9 apresenta os dados relativos à sensibilidade, especificidade e acurácia de protocolos de triagem auditiva utilizando as REAEE através dos estímulos de ruído filtrado em

dois níveis de intensidade diferentes (40 e 50 dB NPS⁵). A presença da perda auditiva era determinada se a média aritmética nas faixas de frequência estudadas estivesse maior que 25 dB NA. Paralelamente, os índices de sensibilidade, especificidade e acurácia também foram determinados considerando a média aritmética superior a 30 dB NA para cada faixa de frequência estudada.

Para a faixa de frequência aguda, a maioria dos índices são melhores a 40 dB NPS do que a 50 dB NPS. Para as perdas acima de 30 dB NA, o percentual de respostas falso-negativas é menor a 40 dB NPS (3,7%) do que a 50 dB NPS (8,2%). Para a faixa de frequência grave, o índice de sensibilidade é melhor para o nível de intensidade de 40 dB NPS (91%) do que para 50 dB NPS (85%) para perdas auditivas acima de 30 dB NPS. Entretanto, a especificidade e acurácia são piores a 40 dB NPS (60% e 68%, respectivamente) do que para 50 dB NPS (87% e 87%, respectivamente).

Tabela 5.9 - Sensibilidade, especificidade e acurácia de protocolos de triagem auditiva através das REAEE aos estímulos RPA e RPB a 40 e 50 dB NPS, considerando como critério de normalidade a média aritmética igual ou menor que 25 e 30 dB NA

RPA	40 dB NPS		50 dB NPS	
	25 dB NA	30 dB NA	25 dB NA	30 dB NA
Médias das frequências agudas				
Verdadeiro positivo	29,1%	29,1%	24,6%	24,6%
Verdadeiro negativo	59,8%	66,5%	60,5%	67,2%
Falso positivo	0,7	0,7%	0%	0%

⁵ O nível de intensidade de 30 dB NPS não foi utilizado nesta etapa do experimento porque apresentou percentual de detecção de respostas muito baixos para o estímulo RPB nos participantes do grupo com audição normal.

Falso negativo	10,4%	3,7%	14,9%	8,2%
Sensibilidade	74%	89%	62%	75%
Especificidade	99%	99%	100%	100%
Valor preditivo positivo	98%	98%	100%	100%
Valor preditivo negativo	85%	95%	80%	89%
Acurácia	89%	96%	85%	92%

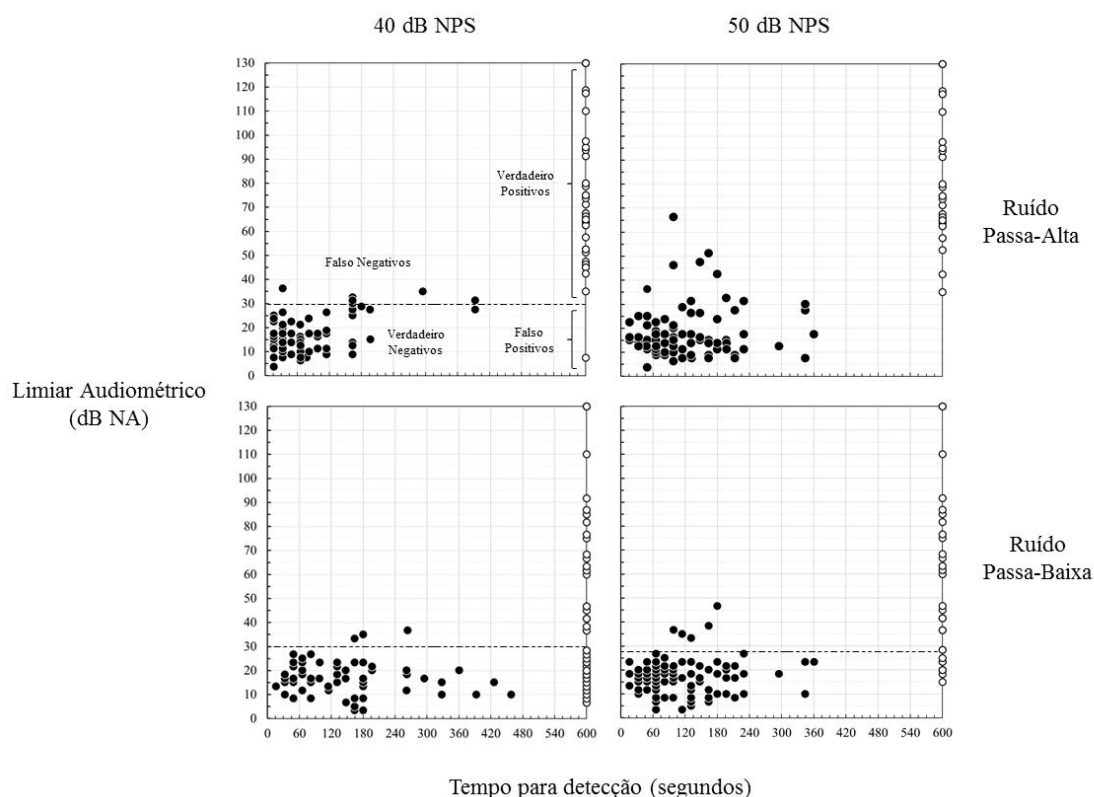
RPB	40 dB NPS		50 dB NPS	
Médias das frequências graves	25 dB NA	30 dB NA	25 dB NA	30 dB NA

Verdadeiro positivo	24,7%	22,4%	23,2%	20,9%
Verdadeiro negativo	44%	45,6%	64,2%	65,7%
Falso positivo	27,6%	29,8%	7,4%	9,7%
Falso negativo	3,7%	2,2%	5,2%	3,7%
Sensibilidade	87%	91%	82%	85%
Especificidade	61%	60%	90%	87%
Valor preditivo positivo	47%	43%	76%	68%
Valor preditivo negativo	92%	95%	92%	95%
Acurácia	69%	68%	87%	87%

A Figura 5.6 apresenta o tempo de teste para os componentes passa-alta e passa-baixa do estímulo ruído filtrado a 40 e 50 dB NPS. Para fins de representação gráfica, o tempo máximo de

teste para os dois níveis de intensidade foi fixado em 600 segundos. Em orelhas com médias aritméticas até 30 dB NA, as REAEE foram identificadas mais rapidamente para o componente passa-alta (tempo máximo de 393 segundos) do que para o passa-baixa (459 segundos) quando o estímulo foi apresentado a 40 dB NPS. Para o nível de intensidade de 50 dB NPS, as REAEE foram identificadas até 360 segundos.

Figura 5.6 - Distribuição das REAEE com os estímulos RPA e RPB segundo o tempo para detecção da resposta (segundos) e média audiométrica nas faixas de frequências graves e agudas.



Nota: Os círculos cheios (pretos) representam as REAEE detectadas (ou presentes). Os círculos abertos (brancos) representam REAEE que não foram detectadas (ausentes) até 600 segundos de teste.

5.2. Experimento com o estímulo *HiLo CE-Chirp*®

Nesta sessão serão apresentados os resultados do experimento 3.

5.2.1 Experimento 3

Participaram do experimento 3, 38 sujeitos com idade entre 19 e 64 anos (média: $36,1 \pm 15,1$), sendo 16 do sexo feminino e 22 do sexo masculino. Destes participantes 18 (47%) apresentaram audição normal e 20 (53%) perda auditiva. Inicialmente, serão apresentados os resultados no grupo com audição normal e em seguida, os resultados referentes ao uso do estímulo *HiLo CE-Chirp*® para identificação da perda auditiva.

5.2.1.1 Grupo com audição normal

Este grupo foi constituído por 18 sujeitos (36 orelhas analisadas). Todas as orelhas testadas apresentaram REAEE para os componentes *Hi-* e *Lo-* *CE-Chirp*® (Tabela 5.10). Também serão apresentados resultados referentes ao tempo de detecção da REAEE e os níveis de ruído residual durante o teste.

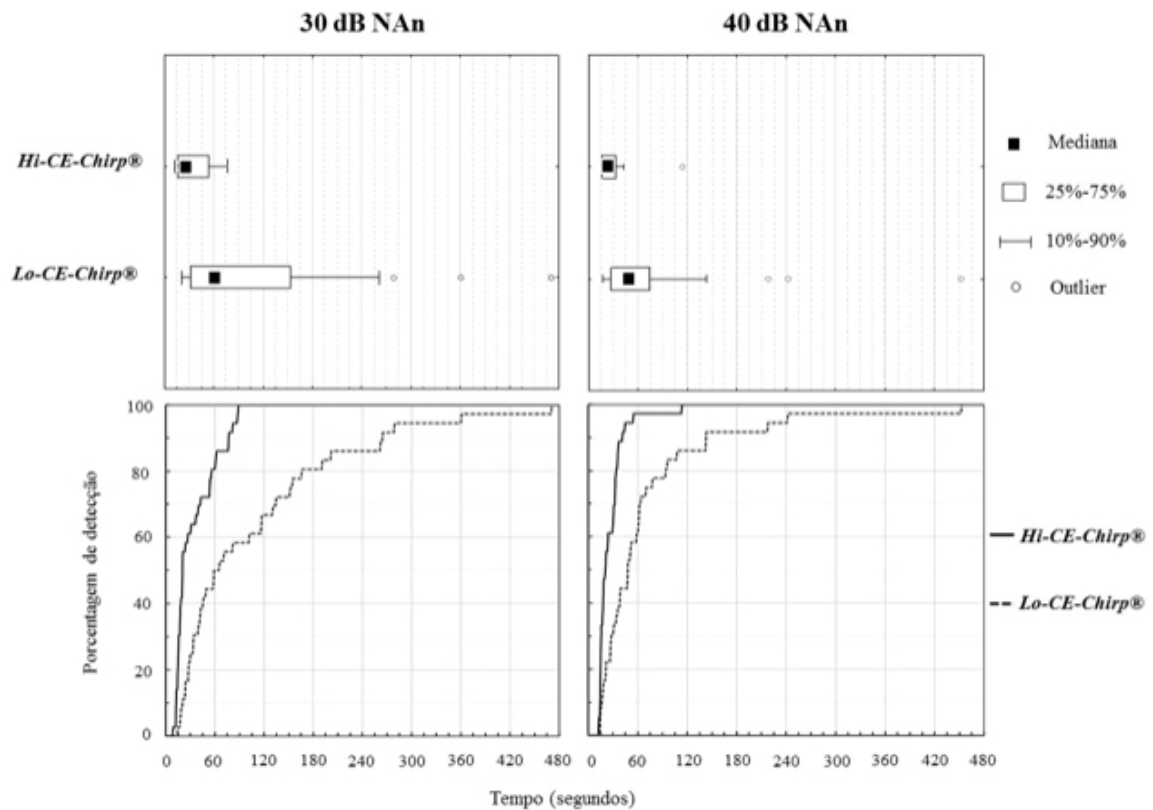
Tabela 5.10 - Distribuição da presença da REAEE em ambas as orelhas para os componentes *Hi-* e *Lo-* *CE-Chirp*® nas intensidades de 30 e 40 dB NAn

	<i>Hi- CE-Chirp</i> ®		<i>Lo- CE-Chirp</i> ®	
	30 dB NAn		40 dB NAn	
	N	%	N	%
Presente	36	100	36	100
Ausente	0	0	0	0
Total	36	100	36	100

5.2.1.1.1 Tempo para detecção da REAEE

A Figura 5.7 mostra as medianas, os percentis, os quartis e a percentagem cumulativa do tempo para detecção da REAEE para os componentes *Hi-* e *Lo- CE-Chirp®* nos níveis de intensidades testados. A mediana do tempo de teste foi 61 segundos em 30 dB NAn e 48 segundos em 40 dB NAn para o componente *Lo- CE-Chirp®*. Para o componente *Hi- CE-Chirp®*, a mediana foi 21 segundos tanto em 30 como 40 dB NAn. O percentil 90 para o componente *Lo- CE-Chirp®* foi 265 segundos (4 minutos e 25 segundos) em 30 dB NAn e 143 segundos (2 minutos e 23 segundos) em 40 dB NAn. As REAEE são detectadas mais rapidamente para o componente *Hi-CE-Chirp®*, neste caso, o percentil 90 foi 77 segundos na intensidade de 30 dB NAn e 42 segundos em 40 dB NAn.

Figura 5.7 - Medianas, quartis e percentis dos componentes *Hi-* e *Lo- CE-Chirp*® nas intensidades de 30 e 40 dB NAn (N=36)



Nota: Na primeira linha estão representadas as medianas, quartis e percentis das 36 orelhas em cada condição de teste. A segunda linha representa a porcentagem cumulativa das respostas presentes para os componentes *Hi-* e *Lo- CE-Chirp*® em 30 e 40 dB NAn através do tempo.

A ANOVA de Friedman (N=36, df=4; 65,063) demonstrou diferenças entre o tempo para significância quando foram comparados os componentes *Hi-* e *Lo- CE-Chirp*® nas duas intensidades testadas ($p=0,001$). A análise comparativa com o teste *Wilcoxon* pareado revelam diferenças entre os componentes *Hi-* e *Lo- CE-Chirp*® em 30 dB NAn ($p=0,001$) e em 40 dB NAn ($p=0,001$). Para o componente *Lo- CE-Chirp*® foram observadas diferenças entre os dois níveis de intensidade testados ($p=0,012$) (Tabela 5.11).

Tabela 5.11 - Tempo de detecção da REAEE ao estímulo *HiLo- CE-Chirp*® através do teste *Wilcoxon* pareado mostrando comparações entre o tipo de estímulo e os níveis de intensidade testados

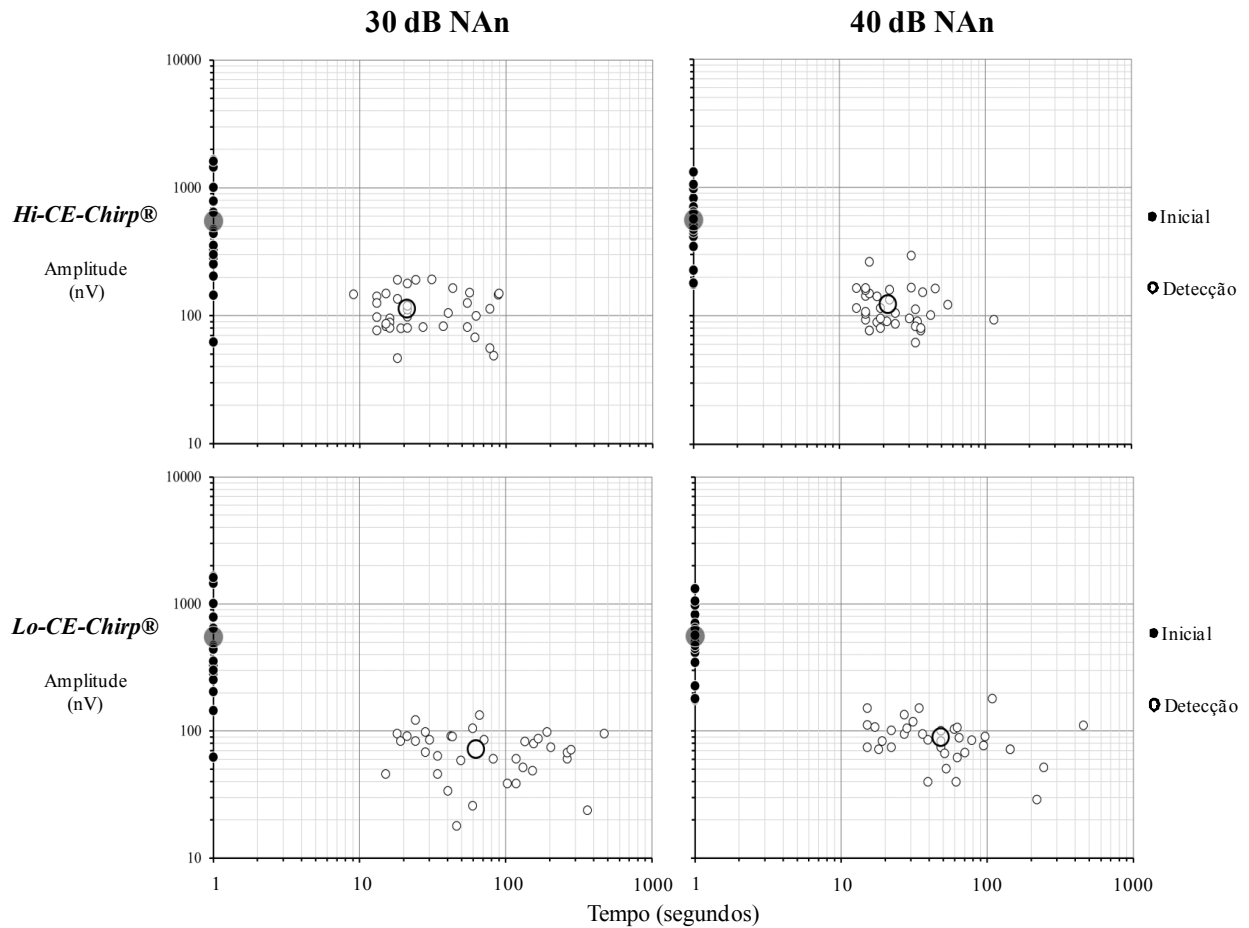
Pares de variáveis	Teste pareado de <i>Wilcoxon</i>		
	T	Z	p valor
Hi- <i>CE-Chirp</i> ®_40 dB NAn e Hi- <i>CE-Chirp</i> ®_30 dB NAn	186.000	1.906	0.056
Hi- <i>CE-Chirp</i> ®_30 dB NAn e Lo- <i>CE-Chirp</i> ®_30 dB NAn	0.000	5.231	0.001*
Hi- <i>CE-Chirp</i> ®_40 dB NAn e Lo- <i>CE-Chirp</i> ®_40 dB NAn	12.000	4.962	0.001*
Lo- <i>CE-Chirp</i> ®_30 dB NAn e Lo- <i>CE-Chirp</i> ®_40 dB NAn	140.500	2.501	0.012*

* p – valor considerado estatisticamente significativo

5.2.1.1.2 Ruído residual

A média do ruído residual durante o teste pode ser observada na Figura 5.8. O ruído residual no início do teste foi igual para os componentes *Hi-* e *Lo- CE-Chirp*® e atingiram médias semelhantes nos dois níveis de intensidade testados (560 nV para 30 dB NAn e 550 nV para 40 dB NAn). A média do ruído residual no momento da detecção da resposta foi menor do que no início para todas as condições de avaliação. O ruído residual no momento da detecção da resposta foi maior para o componente *Hi- CE-Chirp*® do que para o *Lo -CE-Chirp*® nos dois níveis de intensidade testados. A média do ruído residual no momento da detecção da resposta foi discretamente maior na intensidade de 40 dB NAn do que em 30 dB NAn.

Figura 5.8 Ruído residual no início e no momento de detecção da REAEE para os componentes *Hi-* e *Lo- CE-Chirp®* nas intensidades de 30 e 40 dB NAn.



Nota: Ambos os eixos estão em escala logarítmica (log10). Os círculos maiores representam as médias dos ruídos residuais.

Os resultados das ANOVA revelam efeito significativo e interações entre o ruído residual vs. tipo de estímulo vs. momento de teste ($p=0,001$) (Tabela 5.12). Medidas de comparações *pos-hoc* (*Newman-Kuels*) indicam que as diferenças são significativas entre os níveis de ruído residual no início do teste e no momento da detecção da resposta para os dois componentes do estímulo ($p=0,001$) (Tabela 5.13).

Tabela 5.12 - Ruído residual determinado através da ANOVA *three-way* de medidas repetidas mostrando comparações entre o tipo de estímulo vs. níveis de intensidade testados vs. momento do teste

Efeito	Soma quadrática	Grau de liberdade	Média quadrática	F	P
Momento de teste	15137979	1	15137979	63.8775	0,001*
Erro	8294453	35	236984		
Tipo de estímulo	21155	1	21155	10,0581	0,003*
Erro	73614	35	2103		
Nível de intensidade	11836	1	11836	0,335	0,566
Erro	1235287	35	35294		
Momento vs. tipo de estímulo	21189	1	21189	17,116	0.001*
Erro	43329	35	1238		
Momento vs. nível de intensidade	579	1	579	0.017	0.897
Erro	116151	35	33176		
Tipo de estímulo vs. nível de intensidade	322	1	322	0.215	0.645

Erro	52269	35	1493		
Momento vs. tipo de estímulo vs. nível de intensidade	326	1	326	0.256	0.616
Erro	44469	35	1271		

*p- valor considerado estatisticamente significante

Tabela 5.13 – Teste *pos-hoc* (*Newman-Keuls*) para o ruído residual mostrando comparações entre o momento do teste e o tipo de estímulo

Cel. N°	Momento do teste	Estímulo	{1} 555.35	{2}555.33	{3}79.662	{4} 113.96
1	Ruído inicial	residual <i>Lo-CE-Chirp</i> ®		0.998	0.001*	0.001*
2	Ruído inicial	residual <i>Hi-CE-Chirp</i> ®	0.998		0.001*	0.001*
3	Ruído final	residual <i>Lo-CE-Chirp</i> ®	0.001*	0.001*		0.001*
4	Ruído final	residual <i>Hi-CE-Chirp</i> ®	0.001*	0.001*	0.001*	

*p – valor considerado estatisticamente significante

5.2.1.2 Uso do estímulo *HiLo CE-Chirp*® para identificação da perda auditiva

As 76 orelhas (38 participantes) avaliadas foram caracterizadas quanto ao perfil audiológico. Em seguida, foram descritos os índices de sensibilidade, especificidade e acurácia dos componentes do estímulo *HiLo CE-Chirp*® da presença da perda auditiva e o tempo de detecção da REAEE.

5.2.1.2.1 Caracterização da amostra quanto ao perfil audiológico

A audição dos participantes foi estudada considerando a sensibilidade auditiva na faixa de frequências grave e aguda. A sensibilidade auditiva foi considerada “normal” quando média aritmética foi menor ou igual a 25 dB NA para a faixa de frequência estudada.

Das 76 orelhas avaliadas, 38 orelhas tinham audição normal. A Tabela 5.14 apresenta o perfil audiológico da amostra considerando a distribuição do número de orelhas com perdas auditivas por faixa de frequência. O total apresentado na Tabela 5.14 é maior do que o número de orelhas com perdas porque as perdas auditivas poderiam ser restritas a apenas uma faixa de frequência ou se sobrepôr a ambas as faixas de frequência. Apenas 9 participantes apresentaram perda restrita à faixa de frequência aguda e nenhum apresentou perda isolada nas frequências graves.

Tabela 5.14 - Distribuição do número de orelhas com perdas auditivas em diferentes faixas de frequência para os participantes do experimento 3

Perda auditiva por faixa de frequência	N
Perda em grave	26
Perda em agudo	38
Perda apenas em grave	0
Perda apenas em agudo	9
Total	73

A Tabela 5.15 mostra a distribuição do perfil audiológico considerando o grau da perda em cada faixa de frequência. As perdas auditivas de graus leve e severo foram as menos frequentes tanto para a faixa de frequência grave quanto aguda.

Tabela 5.15 - Distribuição do perfil audiológico segundo o grau da perda auditiva e faixa de frequência para os participantes do experimento 3 (N=76)

Grau	Média	Faixa de frequência			
		Freq. Graves		Freq. Agudas	
		N	%	N	%
Normal	0-25	50	65,8	38	50
Leve	26-40	3	3,8	9	11,8
Moderado	41-70	11	14,7	12	15,8
Severo	71-90	4	5,3	5	6,6
Profundo	a partir de 91	8	10,4	12	15,8
Total		76	100	76	100

5.2.1.2.2 Identificação da perda auditiva através do estímulo HiLo CE-Chirp® em dois níveis de intensidade

Os dados relativos à sensibilidade, especificidade e acurácia do estímulo *HiLo CE-Chirp*® em dois níveis de intensidade (30 e 40 dB NAn⁶) estão expressos na Tabela 5.16. Os índices de sensibilidade, especificidade e acurácia foram estudados para perdas auditivas acima de 25 e 30 dB NA de média aritmética nas faixas de frequências graves e agudas.

⁶ Os níveis de intensidade utilizados foram os disponíveis no sistema *Titan-módulo-ABRIS*®.

Para a faixa de frequência aguda, em geral os índices de sensibilidade, especificidade e acurácia são melhores para o nível de intensidade de 30 dB NAn do que para 40 dB NAn. O percentual de respostas falso-negativas ainda encontra-se elevado. Entretanto, para perdas acima de 30 dB NA só são observada 7,8% de respostas falso-negativas para o estímulo *Hi- CE-Chirp*® a 30 dB NAn. Para a faixa de frequência grave, os melhores índices também são observados a 30 dB NAn para o estímulo *Lo- CE-Chirp*®. Para perdas acima de 30 dB NA, o percentual de respostas falso-negativas chega a 0%, com apenas 2,6% de respostas falso-positivas.

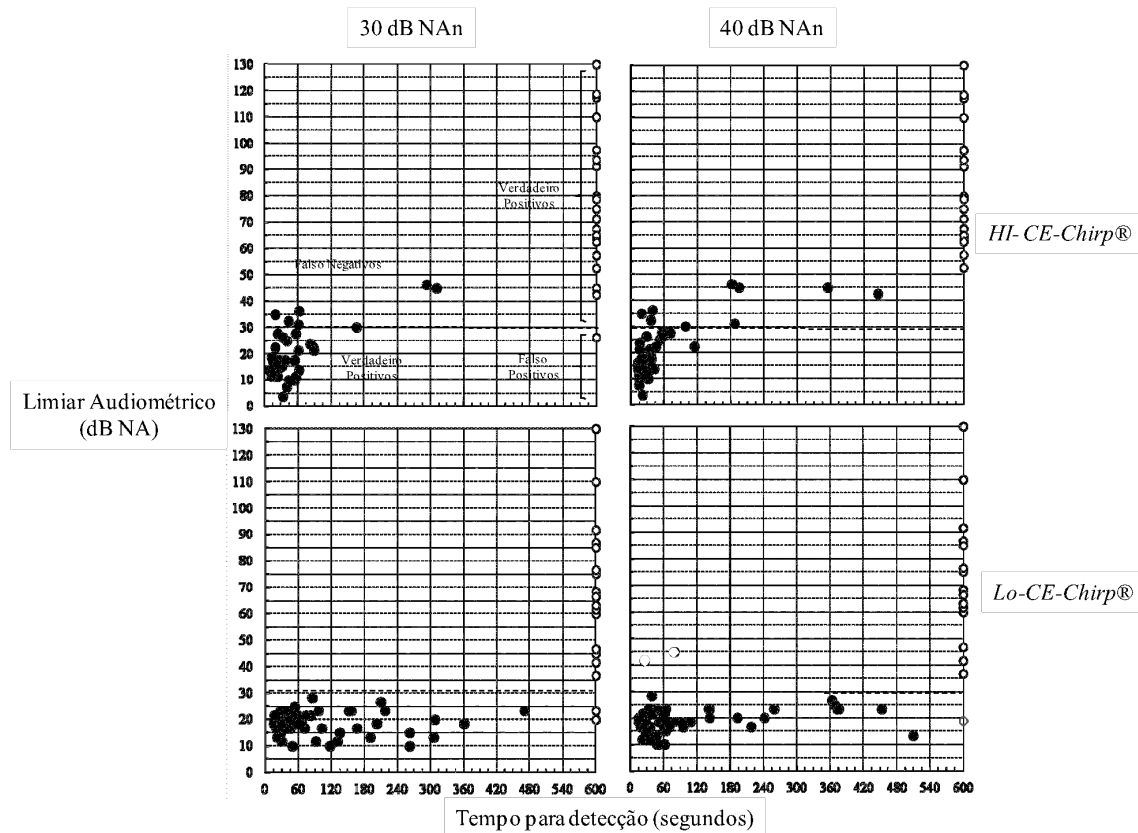
Tabela 5.16 - Sensibilidade, especificidade e acurácia de protocolos de triagem auditiva através das REAEE ao estímulo *HiLo CE-Chirp*® a 30 e 40 dB NAn, considerando como critério de normalidade a média aritmética igual ou menor que 25 e 30 dB NA

Hi- CE-Chirp®	30 dB NAn		40 dB NAn	
Médias das frequências agudas	25 dB NA	30 dB NA	25 dB NA	30 dB NA
Verdadeiro positivo	36,8%	35,6%	32,9%	32,9%
Verdadeiro negativo	50%	55,3%	50%	56,5%
Falso positivo	0%	1,3%	0%	0%
Falso negativo	13,2%	7,8%	17,1%	10,6%
Sensibilidade	74%	82%	66%	76%
Especificidade	100%	98%	100%	100%
Valor preditivo positivo	100%	96%	100%	100%
Valor preditivo negativo	79%	88%	75%	84%
Acurácia	87%	91%	83%	89%

Lo- CE-Chirp®	30 dB NAn		40 dB NAn	
Médias das frequências graves	25 dB NA	30 dB NA	25 dB NA	30 dB NA
Verdadeiro positivo	31,6%	31,6%	30,3%	30,3%
Verdadeiro negativo	63,2	65,8%	63,2%	65,8%
Falso positivo	2,6%	2,6%	2,6%	2,6%
Falso negativo	2,6%	0%	3,9%	1,3%
Sensibilidade	92%	100%	88%	96%
Especificidade	96%	96%	96%	96%
Valor preditivo positivo	92%	92%	92%	92%
Valor preditivo negativo	96%	100%	94%	98%
Acurácia	95%	97%	93%	96%

A Figura 5.9 apresenta o tempo de detecção e o tempo máximo (600 segundos) de teste para os componentes *Hi- e Lo- CE-Chirp®* a 30 e 40 dB NAn. Em orelhas com médias aritméticas até 30 dB NA, as REAEE foram detectadas antes de 180 segundos para o componente *Hi- CE-Chirp®*. Para o componente *Lo- CE-Chirp®*, o tempo para detecção da REAEE foi maior para a intensidade de 30 dB NAn (471 segundos) e para 40 dB NAn (510 segundos).

Figura 5.9 - Distribuição das REAEE para os componentes *Hi-* e *Lo-CE-Chirp*® segundo o tempo para detecção da resposta (segundos) e média audiométrica nas faixas de frequências graves e agudas.



Nota: Os círculos cheios (pretos) representam as REAEE detectadas (ou presentes). Os círculos abertos (brancos) representam REAEE que não foram detectadas (ausentes) até 600 segundos de teste.

5.3. Comparações entre os dados com os experimentos que utilizaram o ruído filtrado e o estímulo *HiLo CE-Chirp*®

Neste item serão apresentados os resultados dos experimentos 4 e 5.

5.3.1 Experimento 4

Os dados do experimento 4 possibilitaram determinar a correspondência entre os níveis de intensidade sonora dos estímulos de ruído filtrado e do estímulo *HiLo CE-Chirp*®. Esta

correspondência foi realizada em níveis de pressão sonora (NPS) através de comparações entre dados obtidos a partir da aferição dos NPS obtidos com o medidor de nível de pressão sonora e dos dados psicoacústicos para os estímulos de ruído filtrado em uma população de indivíduos com audição normal.

5.3.1.1 Dados obtidos a partir da aferição com o medidor o nível de pressão sonora

A Tabela 5.17 apresenta o nível de pressão sonora medido para os diferentes níveis de intensidade do estímulo *HiLo CE-Chirp*® e do ruído filtrado (RPA e RPB). Os níveis de pressão sonora dos estímulos RPA e RPB foram aferidos em apresentação isolada e combinada.

Tabela 5.17 - Nível de pressão sonora aferido para os estímulos *HiLo CE-Chirp*® e RPB e RPA isolados e combinados para diferentes níveis de intensidades

Tipo de estímulo	Nível de intensidade	
	Apresentado	Medido
HiLo CE-Chirp®	30 dB NAn	50,5 dB Eq A*
	40 dB NAn	60,5 dB Eq A*
RPA	40 dB NPS	44 dB NPS
	50 dB NPS	54 dB NPS
RPB	40 dB NPS	42 dB NPS
	50 dB NPS	52 dB NPS
RPA e RPB combinados	40 dB NPS	48 dB NPS
	50 dB NPS	56 dB NPS

* A escala dB EqA foi utilizada para o estímulo *HiLo CE-Chirp*® para buscar uma equivalência entre as escalas em dB NAn e dB NPS.

5.3.1.2 Dados psicoacústico: aferição com uma amostra de indivíduos com audição normal

Participaram deste experimento 10 sujeitos com audição normal com idade entre 22 e 40 anos (média: 26,5 anos), sendo 3 do sexo masculino e 7 do sexo feminino.

O Quadro 5.1 apresenta a caracterização da amostra quanto aos valores dos limiares auditivos comportamentais de cada sujeito nas frequências testadas na audiometria, assim como a sensibilidade auditiva para as faixas de frequências graves e agudas. Semelhante ao experimento 2, a sensibilidade auditiva das frequências graves foi determinada pela média aritmética da frequências de 250, 500 e 1000 Hz e a sensibilidade da faixa de frequências agudas dependeu da média aritmética das frequências de 2000, 4000 e 8000 Hz.

Quadro 5.1 - Limiares auditivos comportamentais e sensibilidade auditiva por faixa de frequência em dB NA (N=20)

Sujeito	Orelha	Frequências testada (KHz)							Sensibilidade auditiva por faixa de frequência	
		0,25	0,5	1	2	3	4	8	Freq. Agudas	Freq. graves
A01	OD	10	10	10	5	5	5	10	6,3	10,0
A02	OD	15	5	5	10	5	10	10	7,5	8,3
A03	OD	15	10	10	5	5	10	10	7,5	11,7
A04	OD	5	0	0	5	5	0	0	2,5	1,7
A05	OD	0	0	5	0	5	5	0	3,8	1,7
A06	OD	10	10	5	10	5	10	5	7,5	8,3
A07	OD	5	5	0	0	5	10	5	3,8	3,3
A08	OD	5	0	5	5	10	5	10	6,3	3,3

A09	OD	10	5	10	10	5	5	5	7,5	8,3
A10	OD	5	0	5	0	0	5	5	2,5	3,3
A01	OE	10	5	10	10	5	5	5	7,5	8,3
A02	OE	10	10	5	5	10	10	10	7,5	8,3
A03	OE	15	15	10	10	5	5	10	7,5	13,3
A04	OE	5	10	5	5	0	0	5	2,5	6,7
A05	OE	5	5	0	0	5	0	5	1,3	3,3
A06	OE	5	10	5	10	5	5	10	6,3	6,7
A07	OE	5	0	0	5	5	10	10	5,0	1,7
A08	OE	10	5	5	0	5	10	5	5,0	6,7
A09	OE	15	10	5	5	10	5	5	6,3	10,0
A10	OE	0	5	5	10	5	5	10	6,3	3,3

A Tabela 5.18 mostra a média dos limiares auditivos comportamentais e da sensibilidade auditiva por faixas de frequências testadas. As maiores médias foram observadas na frequência de 250 Hz (8, ± 4.7). Os valores máximos não excederam 15 dB NA.

Tabela 5.18 - Estatística descritiva dos limiares auditivos comportamentais e da sensibilidade auditiva por faixa de frequências (N= 20)

	Frequências testada (KHz)							Sensibilidade auditiva por faixa de frequência	
	0,25	0,5	1	2	3	4	8	Freq. Agudas	Freq. Graves
Média	8,0	6,0	5,3	5,5	5,3	6,0	6,8	5,9	6,4
Mínimo	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	2,5	1,7
Máximo	15,0	15,0	10,0	10,0	10,0	10,0	10,0	8,8	13,3
Dev. Padrão	4,7	4,5	3,4	3,9	2,6	3,5	3,4	2,2	3,5

O Quadro 5.2 e a Tabela 5.19 apresentam os resultados dos limiares psicoacústicos para cada sujeito e a média (± 1 DP) dos estímulos RPB e RPA em apresentação isolada e combinada. O limiar psicoacústico do estímulo *HiLo CE-Chirp*® não foi pesquisado, uma vez que este estímulo havia sido calibrado em dB NAn. A média do limiar psicoacústico para o estímulo RPB é maior ($31, \pm 3$ dB NPS) que o RPA ($21, \pm 2$ dB NPS) e ambos estímulos combinados ($24, \pm 3$ dB NPS).

Quadro 5.2 - Limiares psicoacústicos dos estímulos RPA e RPB isolados e combinados em dB NPS por participante (N=20)

Participante	Orelha	RPA	RPB	RPA e RPB combinados
A01	OD	20	35	20
A02	OD	20	30	25

A03	OD	20	30	20
A04	OD	20	30	20
A05	OD	20	30	25
A06	OD	20	30	20
A07	OD	25	35	20
A08	OD	20	30	25
A09	OD	20	30	20
A10	OD	20	35	25
A01	OE	25	30	25
A02	OE	25	35	30
A03	OE	25	30	25
A04	OE	20	25	25
A05	OE	20	30	25
A06	OE	20	30	25
A07	OE	25	35	25
A08	OE	20	30	20
A09	OE	20	35	25
A10	OE	20	30	25

Tabela 5.19 - Média ($\pm 1DP$) dos limiares psicoacústicos para os estímulos RPA e RPB isolados e combinados (N= 20)

	Tipo de estímulo e condição		
	RPA	RPB	RPA e RPB combinados
Média	21	31	24
Desv. Padrão	2	3	3

A Tabela 5.20 apresenta a correspondência dos níveis de intensidade em dB NAn (3ª coluna) para os estímulos de RPA e RPB nas condições isoladas e combinadas. Os valores em dB NA foram obtidos através da diferença entre o nível de intensidade obtido pela aferição através do medidor de NPS e o limiar psicoacústico obtido para cada um dos estímulos de ruído filtrado. Esta transformação para escala em dB NA é importante para estabelecer a equivalência entre os níveis de intensidade utilizados para obtenção das REAEE através dos estímulos de ruído filtrado e *HiLo CE-Chirp*®, já que estes estímulos foram inicialmente calibrados em escalas diferentes devido às suas características acústicas.

Tabela 5.20 - Correspondências em dB NA para os estímulos RPA e RPB isolados ou combinados

Tipo de estímulo	Nível de intensidade		
	Medido (dB NPS)	Limiar psicoacústico (dB NPS)	Correspondência (dB NAn)
Apresentação a 40 dB NPS			
RPA	44	21	23
RPB	42	31	11
RPA e RPB combinados	48	24	24
Apresentação a 50 dB NPS			
RPA	54	21	33
RPB	52	31	21
RPA e RPB combinados	56	24	32

Como descrito na Tabela 5.20, o nível de intensidade de 50 dB NPS corresponde a 33 dB NA para o estímulo RPA, 21 dB NA para o estímulo RPB e 32 dB NA para os estímulos RPA e RPB combinados. Estes dados comprovam que quando os estímulos RPB e RPA combinados são apresentados a 50 dB NPS apresentam níveis de intensidade que correspondem à intensidade do estímulo *HiLo CE-Chirp*® apresentado a 30 dB NAn (tabela 5.21).

Tabela 5.21 - Comparações entre os níveis de intensidade dos estímulos RPB e RPA combinados e *HiLo CE-Chirp*® em dB NPS e dB NAn

Tipo de estímulo	Nível de intensidade		
	Apresentado	Medido	Correspondência
RPA e RPB combinados	50 dB NPS	56,3 dB NPS (RMS)	32 dB NAn
HiLo-CE-Chirp®	30 dB NAn	50,5 dB EqA	30 dB NAn

5.3.2 Experimento 5

O experimento 5 foi realizado em 38 indivíduos com audição normal e perda auditiva. Estes sujeitos foram os mesmo que participaram do experimento 3, entretanto, para o experimento 5, as REAEE foram obtida com o estímulo *HiLo CE-Chirp*® a 30 dB NAn e com o ruído filtrado a 50 dB NPS. Os níveis de intensidade foram selecionados após a correspondência (equivalência) verificada através dos resultados do experimento 4. Os dados apresentados consideraram a eficácia e acurácia dos estímulos para identificar a presença da perda auditiva acima de 30 dB NA (média aritmética) para faixa de frequência estudada. Portanto, serão apresentados os índices de sensibilidade, especificidade, acurácia e o tempo para detecção da REAEE através do ruído filtrado e estímulo *HiLo CE-Chirp*®. O perfil audiológico da amostra já foi apresentado na descrição dos resultados do experimento 3.

5.3.2.1 Identificação da perda auditiva em protocolos de triagem utilizando as REAEE através do ruído filtrado e *HiLo CE-Chirp*®

A Tabela 5.22 apresenta os índices de sensibilidade, especificidade e acurácia de dois protocolo de triagem auditiva utilizando as REAEE através dos estímulos de ruído filtrado e *HiLo CE-Chirp*® em dois níveis de intensidade equivalente. Para as frequências agudas, o estímulo de ruído filtrado a 50 dB NPS apresentou índices discretamente melhores que o estímulo *HiLo CE-*

Chirp® a 30 dB NAn. Entretanto, a diferença entre o desempenho dos dois estímulos é mais evidente para as frequências graves, onde se observam índices melhores para o estímulo *HiLo-CE-Chirp*®, com 100% de sensibilidade, 96% de especificidade e 97% de acurácia.

Tabela 5.22 - Sensibilidade, especificidade e acurácia de protocolos de triagem auditiva através das REAEE ao ruído filtrado e estímulo *HiLo-CE-Chirp*® em níveis de intensidade equivalentes, considerando como critério de normalidade a média aritmética igual ou menor que 30 dB NA

Faixa de frequências agudas	Ruído filtrado (50 dB NPS)	<i>HiLo-CE-Chirp</i> ® (30 dB NAn)
Verdadeiro positivo	35,6%	35,6%
Verdadeiro negativo	56,6%	55,3%
Falso positivo	0%	1,3%
Falso negativo	7,8%	7,8%
Sensibilidade	82%	82%
Especificidade	100%	98%
Valor preditivo positivo	100%	96%
Valor preditivo negativo	88%	88%
Acurácia	92%	91%
Faixa de frequências graves	Ruído filtrado (50 dB NPS)	<i>HiLo-CE-Chirp</i> ® (30 dB NAn)
Verdadeiro positivo	30,3%	31,6%

Verdadeiro negativo	59,2%	65,8%
Falso positivo	9,2%	2,6%
Falso negativo	1,3%	0%
Sensibilidade	96%	100%
Especificidade	87%	96%
Valor preditivo positivo	77%	92%
Valor preditivo negativo	98%	100%
Acurácia	89%	97%

A Tabela 5.23 apresenta a descrição dos participantes que apresentaram respostas falso-positivas ou falso-negativas para os dois protocolos de triagem auditiva. As respostas falso-positivas ocorreram em maior número (N=7; 9,2%) para o teste com o ruído filtrado, na faixa de frequência grave. Enquanto, as respostas falso-negativas foram mais frequentes na faixa de frequência aguda (N=6; 7,8%) para os dois estímulos de teste. Todos os falso-positivos apresentaram média de limiares auditivos piores que 18 dB NA. A média aritmética dos participantes que apresentaram respostas falso-negativas estava entre 31 e 47 dB NA.

Tabela 5.23 - Descrição do perfil audiológico dos participantes com respostas falso-positivas e falso-negativas por faixa de frequência (aguda e grave) e por estímulo de teste (ruído filtrado e estímulo *HiLo CE-Chirp®*)

Frequências Agudas							
Ruído filtrado (50 dB NPS)				HiLo-CE-Chirp® (30 dB NAn)			
Participante	Média	Faixa	da	Participante	Média	Faixa	da

perda				perda		
Falso positivo				A64 (OD)	26	Agudo
Falso negativo	A08 (OD)	31	Agudo e Grave	A08 (OD)	31	Aguda e Grave
	A14 (OD)	45	Agudo	A12 (OE)	33	Agudo
	A12 (OE)	33	Agudo	A14 (OE)	45	Agudo
	A14 (OE)	45	Agudo	A31 (OE)	36	Agudo
	A31 (OE)	36	Agudo	A48 (OE)	46	Agudo
	A48 (OE)	46	Agudo	A56 (OE)	35	Agudo e Grave

Frequências Graves

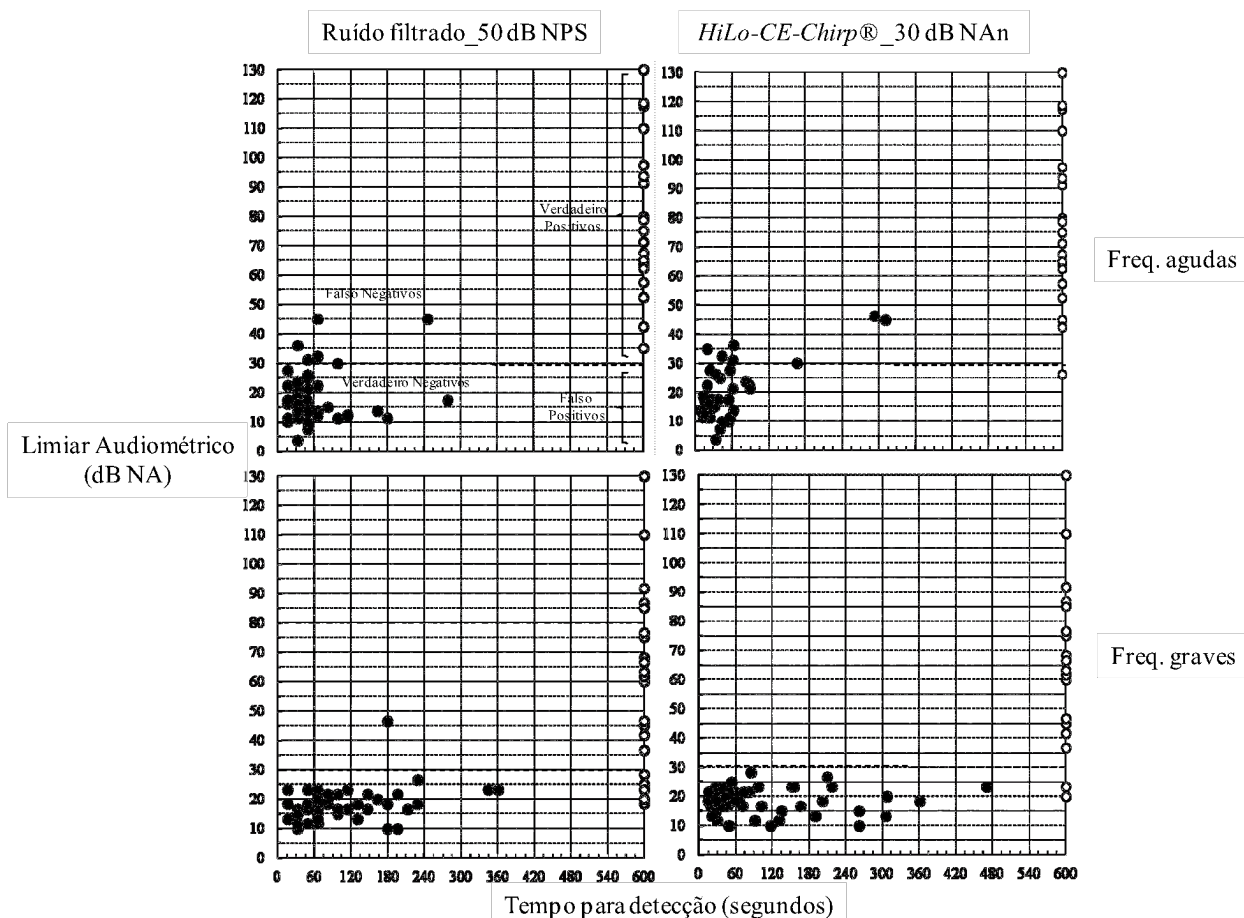
Ruído filtrado (50 dB NPS)				HiLo-CE-Chirp® (30 dB NAn)		
Participante	Média	Faixa da perda		Participante	Média	Faixa da perda
Falso positivo	A11 (OD)	18	Sem perda	A14 (OD)	23	Agudo
	A14 (OD)	23	Agudo	A28 (OE)	23	Agudo
	A50 (OD)	20	Agudo			
	A08 (OE)	25	Agudo			

	A14 (OE)	23	Agudo	
	A50 (OE)	20	Agudo	
	A28 (OE)	23	Agudo	
Falso negativo	A57 (OD)	47	Agudo Grave	e

5.3.2.2 Tempo para detecção da REAEE através do ruído filtrado e *HiLo CE-Chirp*®

A Figura 5.10 apresenta o tempo de teste para os estímulos de ruído filtrado e *HiLo CE-Chirp*®. O tempo máximo de teste para ambos os estímulos foi fixado em 600 segundos. Entretanto, todas as respostas que foram identificadas ocorreram em torno de 360 segundos. Apenas uma resposta com o estímulo *HiLo CE-Chirp*® foi identificada em um tempo mais longo (480 segundos). Para o estímulo *HiLo CE-Chirp*®, todas as orelhas com média auditiva até 30 dB NA para as frequências agudas apresentaram respostas até 180 segundos. Para a faixa de frequência grave, as orelhas com média auditiva até 30 dB NA apresentaram respostas até 480 segundos com 7 falso-positivos para o estímulo de ruído filtrado e 2 falso-positivo para o estímulo *HiLo CE-Chirp*®.

Figura 5.10 Distribuição das REAEE para os estímulos de ruído filtrado e *HiLo CE-Chirp®* segundo o tempo para detecção da resposta (segundos) e média audiométrica nas faixas de frequências graves e agudas.



Nota: Os círculos cheios (pretos) representam as REAEE detectadas (ou presentes). Os círculos abertos (brancos) representam REAEE que não foram detectadas (ausentes) até 600 segundos de teste.

6 Discussão

Este trabalho demonstrou que os estímulos de ruído branco e *chirp* filtrados detectam REAEE de forma rápida e eficiente em indivíduos normais. Os estímulos de ruído filtrado passa-baixa (RPB) apresentaram níveis mínimos de respostas significativamente maiores que os demais estímulos. As porcentagens de detecção foram maiores para o ruído passa-alta com corte em 2 KHz (RPA-2 KHz) do que para o RPB. As REAEE com o estímulo *HiLo CE-Chirp*® estavam presentes em todas as orelhas com audição normal. Tanto os estímulos de ruído filtrado como o *HiLo CE-Chirp*® apresentaram tempos máximos de detecção em torno de 6 minutos.

Os dados também comprovaram que as REAEE através de estímulos de banda larga podem ser utilizados como instrumento para triagem auditiva. Comparações entre os estímulos de ruído filtrado e *HiLo CE-Chirp*® evidenciaram que o componente *Lo CE-Chirp*® a 30 dB NAn apresentou melhor desempenho na identificação das perdas auditivas maiores que 30 dB NA.

A discussão dos resultados será realizada a partir de quatro eixos principais: 6.1 níveis mínimos da REAEE, 6.2 amplitude das REAEE e ruído residual, 6.3 tempo para detecção da resposta e 6.4 aplicação dos estímulos de ruído filtrado e *HiLo-CE-Chirp*® em protocolos de triagem.

6.1. Níveis mínimos das REAEE

Os resultados do experimento 1, mostram que o ruído branco (RB), o ruído passa-baixa (RPB) e o ruído passa-alta (RPA) identificaram REAEE em níveis de intensidade que variaram entre 0 e 60 dB NPS (=acima de 50 dB NPS). As médias dos níveis mínimos das REAEE para estes estímulos concentraram-se entre 20 e 40 dB NPS, sendo observadas respostas mais elevadas para os estímulos RPB (RPB-P2 e RPB-P3). Existem poucos dados na literatura que determine os valores médios dos limiares das REAEE para os estímulos utilizados neste estudo. John; Dimitrijevic; Picton (2003) observaram REAEE presentes a 50 dB NPS para o ruído branco e ruído branco passa-baixa. Entretanto, estes autores utilizaram uma intensidade fixa e não estimaram limiares de REAEE para os estímulos de banda larga. Santos (2016) desenvolveu um

estudo pioneiro com ruído de banda larga e ruído filtrado com filtro passa alta e passa-baixa. A autora identificou que nas orelhas com audição normal, os limiares das REAEE estavam em torno de 40 dB NPS.

Vários estudos que utilizam o tom modulado em amplitude (HATTON; STAPELLS, 2011; LINS *et al.*, 1996; LUTS; DESLOOVERE; WOUTERS, 2006; RANCE; RICKARDS, 2002; RIBEIRO; CARVALLO; MARCOUX, 2010) sugerem valores médios para os limiares das REAEE para adultos e crianças. Entretanto, existe uma grande variabilidade entre os valores propostos pelos diferentes estudos. Casey; Small (2014) sugerem valores de normalidade para os limiares das REAEE por via aérea em adultos de 40; 30; 20; 20 dB NA (ou 54; 30; 23; 25 dB NPS⁷) para as frequências de 500, 1000, 2000 e 4000 Hz, respectivamente. Entretanto, Van Mannen; Stapells (2009) recomendam valores um pouco acima (maiores) que os anteriores. Os níveis definidos como critérios de normalidade para as REAEE são 50, 45, 40 e 40 dB NA (ou 55,5; 45; 43 e 45,5 dB NPS).

Os resultados do experimento 1, sugerem que existe uma compatibilidade entre os níveis mínimos de REAEE para os estímulos RB, RPB e RPA e os valores recomendados para os tons modulados em amplitude em indivíduos com audição normal. Dentre estes três estímulos, os valores mais elevados dos níveis mínimos das REAEE foram observados para os estímulos RPB, sendo 36 dB NPS para o RPB-P2 e 34 dB NPS para o RPB-P3. Santos (2016) observou que os limiares das REAEE ao ruído passa-baixa eram semelhantes aos demais estímulos de ruído, em média 40 dB NPS, entretanto descreveu maior variabilidade para os estímulos de frequência baixas.

Estudos com REAEE através de tom modulado em amplitude também descrevem níveis de intensidade maiores para a frequência de 500 Hz, sugerindo que as REAEE nas faixas de frequências graves são de fato mais elevadas que as demais frequências (eg. ALAERT *et al.*, 2010; CASEY; SMALL; 2014; LINS *et al.*, 1996; RANCE; TOMLIN, 2006; VAN MAANEN;

⁷ Conversão livre de acordo com a ANSI S3.6-1996 para possibilitar melhor comparação entre as escalas.

STAPELLS, 2009). Algumas hipóteses podem explicar estes achados, como por exemplo, fatores relacionados à maturação do sistema auditivo, como diferenças entre o volume da orelha externa dos neonatos e adultos, ou diferenças entre as frequências de ressonância da orelha média em neonatos e adultos (RIBEIRO; CARVALLO; MARCOUX, 2010; VAN MAANEN; STAPELLS, 2009). Entretanto, a hipótese da maturidade das estruturas do sistema auditivo não justifica os níveis de REAEE mais elevados nas frequências graves em adultos. Ribeiro; Carvallo; Marcoux (2010) e Casey; Small (2014) acreditam que os níveis de ruído do EEG são, em geral, mais elevados nas faixas de frequências graves, desta forma, comprometendo o estabelecimento da relação sinal ruído adequada para possibilitar a detecção da REAEE em níveis de intensidade baixos. Os autores sugerem que o aumento do número de varreduras promediadas é uma medida que pode auxiliar na redução do ruído do EEG para níveis abaixo de 11 nV e fornecer relação S/R ideal para detecção da REAEE.

No experimento 1, não foi possível realizar a análise da relação S/R entre os diferentes estímulos já que os níveis de intensidade utilizados para obter as REAEE nos três protocolos de coleta foram diferentes e dependeram dos níveis mínimos da REAEE para cada estímulo estudado. Entretanto, a análise da relação S/R considerando o estudo da amplitude das REAEE foi realizada em detalhes com os estímulos utilizado no experimento 2.

6.2. Amplitude e ruído residual

O experimento 1 demonstrou que os estímulos de ruído branco e ruídos filtrados são viáveis para detectar REAEE. A partir dos resultados do experimento 1, foi desenvolvido o experimento 2 utilizando os estímulos RPB-P3 e RPA-2 KHz (Protocolo 3). Estes estímulos foram selecionados porque apresentaram tempos de detecção menores para o registro das REAEE.

O experimento 2 permitiu descrever algumas características das REAEE a ruídos filtrados em indivíduos com audição normal, dentre elas a amplitude das REAEE. A média da amplitude das REAEE foi de 31 (± 18) nV para o RPB e 56 (± 28) nV para o RPA a 50 dB NPS. John; Dimitrijevic; Picton (2003) encontraram médias de amplitude semelhantes (32, ± 24 nV) para o RPB_50 dB NPS e entretanto as médias da amplitude do RPA_50dB NPS foram maiores (77, $\pm$

30 nV) que 56 nV observados no presente estudo. Apesar da diferença encontrada, ambos os estudos demonstram que as amplitudes das REAEE ao RPB são menores que as amplitudes do RPA. O mesmo padrão de resposta ocorre com os estímulos de tom modulado em amplitude, onde se observam amplitudes menores para as frequências graves. Luts; Desloovere; Wouters (2006) descrevem média de amplitude em 51 (± 18) e 45 (± 15) nV para as portadoras de 1000 e 2000 Hz, enquanto a média para de 500 Hz está em 32 (± 15) nV para estímulos apresentados a 50 dB NPS.

Na intensidade de 30 dB NPS, as amplitudes dos RPB e RPA diminuem significativamente mas, para todas as intensidades pesquisadas, as amplitudes para o estímulo RPA mantiveram-se maiores do que para o estímulo RPB. Os dados demonstram que existe uma relação diretamente proporcional entre o decréscimo da amplitude das REAEE aos estímulos RPB e RPA e a redução da intensidade de teste. Em níveis de intensidades menos elevados (30 dB NPS), as amplitudes das REAEE do RPB encontraram-se muito próximas ao valor médio da amplitude do ruído do EEG. Nesta condição de teste (RPB_30 dB NPS) houve maior percentual de ausência de respostas. Picton; van Roon; John (2007) afirmam que, para as REAEE a tons modulados, as amplitudes das REAEE na frequência de 500 Hz são mais susceptíveis à diminuição da intensidade do que as frequências agudas. Os autores observaram que o *slope* da curva amplitude-intensidade em 500 Hz é 1.4 nV/ dB NPS, enquanto nas demais frequências a variação é de 0.9 nv/ dB NPS para 1000 Hz e 0.8 nV/dB NPS para 2000 Hz até intensidades de 60 dB NPS. Lins; Picton; Picton (1997) afirmam que a amplitude das REAEE diminuem com o decréscimo da intensidade na ordem de 1 a 2 nV por dB em intensidades até 60 dB NPS. Em intensidades acima de 60/80 dB NPS há um rápido aumento da amplitude e a resposta nos harmônicos torna-se mais proeminente.

A função amplitude-intensidade observada para as REAEE aos estímulos de ruído apresenta padrão semelhante às REAEE a tons modulados. Novas pesquisas são necessárias para determinação do *slope* da curva amplitude-intensidade para os estímulos de ruído, uma vez que vários sistemas de registro das REAEE (sistema *Multi-MASTER*, por exemplo) utilizam as medidas da amplitude como critério para determinação da presença das REAEE. Estes sistemas

empregam técnicas estatísticas que avaliam se a amplitude das REAEE é significativamente maior que o nível de ruído residual (ruído do EEG).

Deste modo, no registro das REAEE é importante que o nível de ruído residual se mantenha abaixo da média da amplitude da resposta, possibilitando uma relação sinal ruído (S/R) adequada para que seja possível determinar a presença da REAEE em intensidade mais baixas ou próximas aos níveis liminares. No experimento 2, os níveis de ruído do EEG (residual) foi pré-determinado e mantido abaixo de 11 nV para todas as condições de teste, como determinado por Herdman e Stapells (2001).

John; Dimitrijevic; Picton (2003) afirmam que relação S/R também pode ser favorecida com o uso de estímulos de espectro de frequência amplo. Estes autores observaram que os estímulos de ruído e o principalmente o *click* geram REAEE com maiores amplitudes do que o tom modulado em amplitude. Entretanto, no experimento 2, as médias das amplitudes aos estímulos de ruído foram semelhantes às amplitudes com o tom modulado descritas por Luts; Desloovere; Wouters (2006).

Stürzebecher *et al.* (2006) concordam que a baixa amplitude da resposta nas frequências graves pode ser consequência dos parâmetros dos estímulos convencionalmente utilizados para pesquisar as REAEE. Os autores afirmam que os tons modulados em amplitude ativam uma área muito restrita da membrana basilar, gerando REAEE de baixa amplitude, especialmente em níveis próximos aos limiares auditivos. Particularmente, para a frequência de 500 Hz, a dificuldade para obter REAEE com amplitude maior pode estar relacionada ao maior *jitter* em frequências mais baixas, devido à assincronia neural (LINS *et al.*, 1996), o que diminui a velocidade da onda viajante na região apical da cóclea (STÜRZEBECHER *et al.*, 2006). Os autores sugerem o uso de estímulos transitórios de espectro de frequência abrangente para gerar REAEE com maiores amplitudes, como por exemplo, o *chirp*.

Baseado nesta premissa, o experimento 3 foi desenvolvido utilizando o estímulo *HiLo CE-Chirp*®. O estímulo *HiLo CE-Chirp*® é um *chirp* filtrado formado por dois componentes de frequência com bandas de frequência graves e agudas. Assim como o *chirp* de banda larga, o

estímulo *HiLo CE-Chirp*® também compensa o atraso da onda viajante alinhando o tempo de chegada de cada componente do estímulo ao local de máxima excitação da membrana basilar. Esta compensação promove a sincronização da atividade neural e gera REAEE com maiores amplitudes.

O sistema de registro das REAEE ao estímulo *Hilo CE-Chirp*® (*Titan-módulo-ABRIS*®) utilizado neste estudo é um equipamento de triagem auditiva e não apresenta diretamente os dados relativos à amplitude das respostas. O sistema emprega um método estatístico que utiliza um algoritmo que combina componentes de fase e amplitude das respostas (CEBULLA; STÜRZEBECHER; ELBERLING, 2006; MÜHLER; MENTZEL; VERHEY, 2010; STÜRZEBECHER; CEBULLA; ELBERLING, 2005). O teste estatístico (*q-sample* modificado) é aplicado a vários seguimentos da amostra do EEG até que seja atingido um valor crítico. Entende-se, portanto, que para a resposta ser considerada presente é necessário que o sinal se diferencie do ruído do EEG (residual) pelos parâmetros da amplitude e fase. Desta forma, é possível inferir o comportamento da amplitude das respostas através do estudo do ruído residual durante o teste e do tempo necessário para detecção da resposta. Estes dois parâmetros são apresentados pelo sistema *Titan-módulo-ABRIS*®.

A média dos níveis de ruído residual apresentou grande variabilidade para todas as condições de teste. A média do ruído residual foi maior no início do teste (560-550 nV) do que no momento de detecção da resposta. O menor nível de ruído foi observado para a condição *Lo- CE-Chirp*®_30 dB NAn (69 nV). O valor do nível de ruído residual (EEG) ideal (máximo) para os estímulo de tom modulado já são bem estabelecidos na literatura em 11 nV (HERDMAN, STAPELLS, 2011). Entretanto, comparações com este valor crítico não são adequadas porque os estudos com o tom modulado em amplitude empregam testes estatísticos diferentes do teste *q-sample* utilizado pelo *Titan-módulo- ABRIS*®. O ponto mais importante é observar que os dados do experimento 3 evidenciam que o ruído residual (EEG) no momento da detecção da resposta é menor que o nível de ruído no início do teste. Além disto, o ruído residual para o componente *Lo- CE-Chirp*® é significativamente menor que para o componente *Hi- CE-Chirp*®.

Níveis de ruído residual (EEG) menores para as frequências baixas já são parcialmente esperados. Pesquisas com as REAEE obtidas através de *chirp* filtrados (*NB-Chirp®*) apresentam amplitudes menores nas frequências graves do que nas frequências agudas (ELBERLING *et al.*, 2007; RODRIGUES E LEWIS, 2014; LEE *et al.*, 2016) sendo necessário tempo maior de teste e maior número de promediações para melhorar a relação S/R e permitir a detecção das REAEE de baixa amplitude.

6.3. Tempo para detecção da REAEE

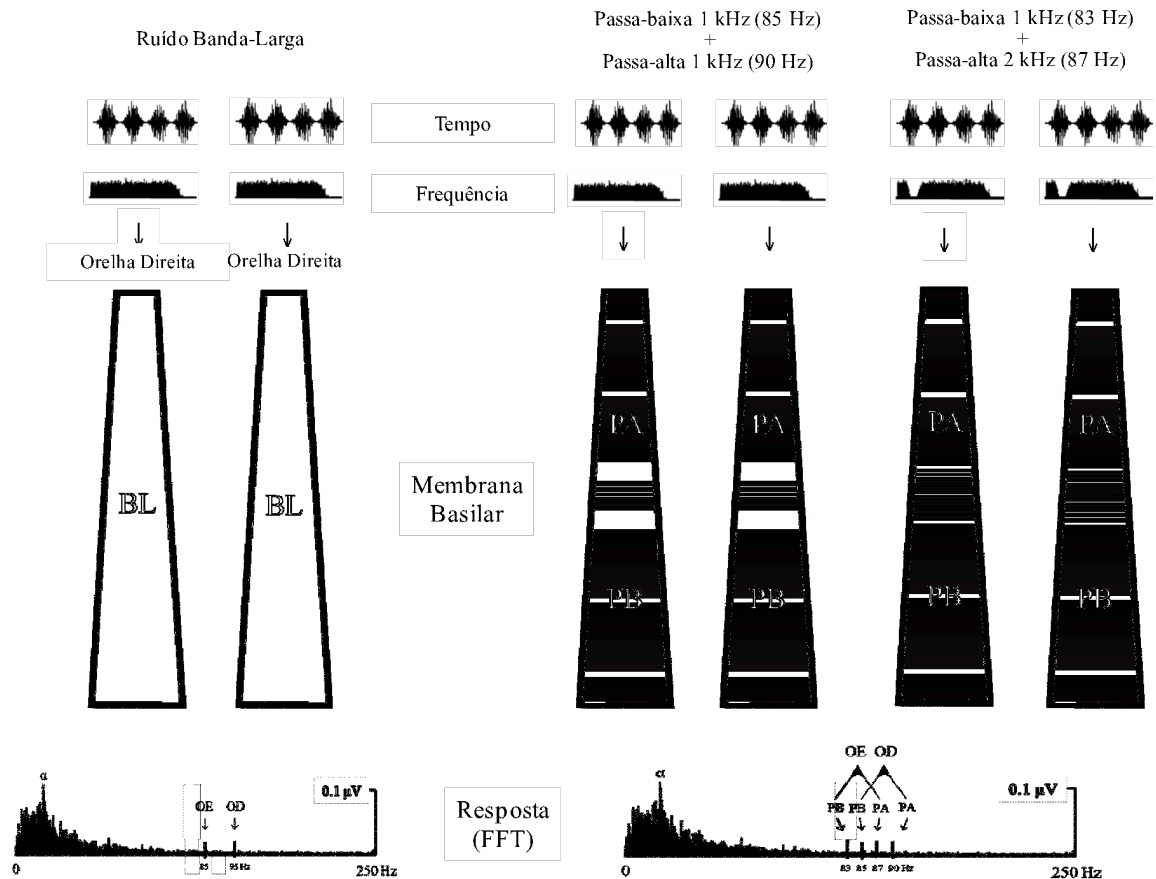
Picton *et al.* (2003) argumentam que o tempo de coleta é uma variável que deve ser considerada nos protocolos de registro das REAEE. Os autores afirmam que tempos de coleta mais longos garantem maior acurácia na determinação das REAEE, pois o julgamento da presença/ ausência de REAEE depende essencialmente da relação S/R e do nível máximo de ruído do EEG.

O julgamento da presença/ ausência da resposta deve ser realizado individualmente para cada frequência ou estímulo portador, já que existem diferenças entre as suas amplitudes. O teste só poderá ser encerrado quando os critérios de parada forem atingidos para todos os estímulos portadores (PICTON *et al.*, 2003).

Os estímulos utilizados no experimento 1 (RB, RPB e RPA) apresentaram um tempo de coleta médio de 2 a 2,5 minutos (124 a 146 segundos) na intensidade liminar. John; Dimitrijevic; Picton (2003) observaram que, utilizando os ruído branco e ruído branco filtrado, o tempo de teste era em média 43 a 120 segundos na intensidade de 50 dB NPS (intensidade supraliminar). É interessante observar que John; Dimitrijevic; Picton (2003) não realizaram os seus registros na intensidade referente ao limiar das REAEE, o que justifica tempos de coleta menores que os registrados no experimento 1. Santos (2016) descreve medianas dos tempos de detecção maiores para o ruído filtrado com banda de frequência graves em relação aos demais estímulos de ruído. As medianas dos tempos de detecção variaram entre 68 e 157 segundos na intensidade de 50 dB NPS.

Quando os três protocolos do experimento 1 são analisados, observa-se que os estímulos dos protocolos 1 e 3 apresentaram tempo de coleta menores (RB= 96 segundos, RPB-P3= 112 segundos e RPA-2 KHz= 88 segundos para as medianas) que os estímulos do protocolo 2. O protocolo 2 foi constituído por dois estímulos de ruído filtrado com banda de frequência diferentes: ruído passa-baixa (RPB-P2) e ruído passa-alta (RPA-1KHz). Apesar de apresentar banda de frequências diferentes, quando estes dois estímulos são combinados para formar o sinal modulado, existe uma sobreposição de alguns componentes do espectro de frequência destes estímulos. Esta sobreposição ocorre devido às características acústicas dos filtros utilizados na construção dos estímulos. O estímulo RPB-P2 apresenta o filtro passa-baixa com frequência de corte em 1000 Hz e o estímulo RPA foi construído com o filtro passa-alta com mesma frequência de corte (1000 Hz). (Figura 6.1). O intervalo entre os dois estímulos usado no protocolo 2 é menor que uma oitava. O fato de apresentarem a mesma frequência de corte pode gerar interações entre os componentes semelhantes do espectro de frequência do ruído, levando à diminuição da amplitude da resposta e consequentemente aumento do tempo de teste.

Figura 6.1 - Modelo de ativação da membrana basilar por estímulos de ruído branco e ruído filtrado



John; Dimitrijevic; Picton (2003) desenvolveram um estudo utilizando estímulos de ruído filtrado semelhantes aos do experimento 1. Os autores observaram que a amplitude da resposta ao ruído passa-baixa era maior quando os estímulos eram apresentados isoladamente do que em apresentação combinada. Entretanto, a diferença só foi estatisticamente significativa quando combinado com o ruído passa-alta com filtro em 1000 Hz. Santos (2016) identificou taxas de detecção da resposta piores para o ruído passa-baixa em apresentação combinada em relação à apresentação isolada, entretanto, sem diferenças estatisticamente significativas. Ambos os estudos sugerem que a ativação de diferentes regiões da cóclea pode resultar em interações complexas tanto na cóclea como em estruturas neurais. Estas interações são maiores se os estímulos portadores não apresentarem um intervalo entre si de pelo menos uma oitava (JOHN *et al.*, 1998; LINS, 2002), como ocorreu com os estímulos de ruído passa-baixa (do protocolo 2) em

apresentação combinada. Interações similares também ocorrem entre diferentes estímulos de tom modulado (JOHN *et al.*, 1998; JOHN, PURCELL, DIMITRIJEVIC, PICTON, 2002).

Portanto, pode-se inferir que os estímulos do protocolo 2 usados nos experimentos 1, apresentaram tempos de coleta maiores devido às baixas amplitudes ocasionadas pelas interações quando os estímulos foram combinados.

Como os estímulos do protocolo 3 apresentaram tempos de coleta menores O experimento 2 utilizou apenas o protocolo 3 que era constituído pelos estímulos RPB-P3 e RPA- 2KHz. Estes estímulos apresentavam intervalo de uma oitava. O tempo para detecção da REAEE foi estatisticamente maior para o RPB em todas as condições de teste. O tempo de teste também foi maior na intensidade de 30 dB NPS do que em 40 e 50 dB NPS. Estes dados são corroborados pelo estudo de Santos (2016) que evidenciou o aumento do tempo de detecção da resposta com a diminuição da intensidade, indicando que há uma relação inversamente proporcional entre o tempo de teste e o nível de intensidade do estímulo.

O percentil 90 do tempo para detecção da REAEE foi obtido com menos de 3 minutos (165 segundos) para o RPA e menos de 4 minutos (225 segundos) para o RPA. Estes valores foram próximos aos tempos descritos na literatura para REAEE obtidas com ruído (JOHN; PICTON; DIMITRIJEVIC, 2003). Para as REAEE obtidas com tons modulados, alguns autores (RIBEIRO; CARVALLO; MARCOUX, 2010; RODRIGUES, 2012) descrevem tempos de teste em torno de 5 minutos, entretanto Rance (2008) observou variações de 22 a 480 segundos (8 minutos) por varredura para REAEE em neonatos.

John; Picton e Dimitrijevic (2003) observaram tempos de coleta em torno de 20 segundos para REAEE para estímulos transitórios (*clicks*) apresentados a 50 dB NPS. O experimento 3 do presente trabalho utilizou o *HiLo CE-Chirp*®, que é um estímulos transitório. O componente *Hi-CE-Chirp*® apresentou tempos de detecção menores que o componente *Lo-CE-Chirp*® para os dois níveis de intensidade apresentados. No nível de intensidade mais elevado (40 dB NAn), a maioria (90%) das REAEE foi detectada com menos de 143 segundos para ambos os componentes do estímulo. O tempo de detecção do estímulo *HiLo CE-Chirp*® foi maior do que o

descrito para o *click* (JOHN; PICTON; DIMITRIJEVIC, 2003) possivelmente porque se trata de um estímulo de banda limitada e consequentemente, ativa áreas mais restritas da membrana basilar. Contudo, o *HiLo CE-Chirp*® apresenta tempos de detecção menores que o estímulo de ruído filtrado.

Tempos mais curtos para o *HiLo CE-Chirp*® podem ser explicados pela combinação entre o tipo de estímulo e o teste estatístico utilizado para detecção da resposta. O estímulo *HiLo CE-Chirp*® (1) promove melhor sincronização da resposta neural, devido à compensação do atraso da onda viajante na membrana basilar e (2) aumenta a amplitude da REAEE. O teste estatístico (*q-sample* modificado) utilizado no sistema *Titan-módulo-ABRIS*® inclui a análise dos seis primeiros harmônicos (STÜRZEBECKER *et al.*, 2006), o que é bastante apropriado já que a REAEE gera uma onda de resposta não-senoidal (LINS; PICTON, 1995). Este tipo de onda contém energia não apenas na frequência fundamental, mas também em um número significativo de harmônicos da frequência e de sobretons (LINS; PICTON, 1995). Maiores amplitudes da resposta associadas a testes estatísticos mais robustos melhoram a relação S/R e permite tempos de coleta menores.

A possibilidade de utilizar estímulos de banda larga, que evocam respostas de estado estável mais robustas e de forma mais rápida, combinada com a aplicação de um paradigma detecção mais eficiente fornecem boas perspectivas para a utilização dos estímulos não convencionais em protocolos de triagem auditiva.

6.4. Uso dos estímulos de ruído filtrado e *HiLo CE-Chirp*® para identificar a perda auditiva

O estudo das REAEE ao estímulo de ruído filtrado e ao *HiLo CE-Chirp*®, em indivíduos normais, evidenciou que mais de 90% das respostas presentes ocorreu na intensidade de 40 dB NPS para o RPA e 50 dB NPS para o RPB. Para o estímulo *HiLo CE-Chirp*®, as REAEE estavam presentes em 40 e 30 dB NAn em todas as orelhas pesquisadas. Estudos com tom modulado em adultos demonstram que os limiares das REAEE variam entre 40 e 20 dB NA, com valores mais elevados (maiores) para a frequência de 500 Hz (CASEY; SMALL, 2014). Lins *et*

al. (1996) referiram limiares em 33, 32, 10 e 19 dB NA para as frequências de 500, 1000, 2000 e 4000 Hz, respectivamente. Mais recentemente, Rodrigues; Lewis (2014) estimaram limiares de REAEE a *CE-Chirp*® de banda estreita em 34,5; 28; 12,5 e 15 dB NAn em neonatos. Santos (2016) descreveu limiares em 40 dB NPS para REAEE aos estímulos de ruído de banda larga e filtrados. Apesar das diferenças entre estes estudos, especialmente quanto ao tipo de estímulo utilizado e a faixa etária da amostra, a maioria evidencia limiares mais elevados (maiores) para as frequências graves.

Estes dados reforçam que as REAEE com estímulos de ruído filtrado e *HiLo CE-Chirp*® podem ser obtidos em níveis de intensidade similares ou menores aos recomendados para o tom modulado em amplitude. Entretanto, o uso de estímulos não convencionais em protocolos de avaliação audiológica depende da determinação de níveis de intensidade ideais que delimitem o grupo de indivíduos normais e o grupo de indivíduos com perda auditiva.

Mais precisamente, os experimento 2 e 3 investigaram os estímulos de ruído filtrado e *HiLo CE-Chirp*® para uso em triagem auditiva. Portanto, os índices de sensibilidade, especificidade e acurácia para a identificação da perda auditiva foram estudados comparando dois critérios diferentes para definição da perda auditiva. Os critérios utilizados foram média aritmética igual ou maior que 25 dB NA para classificação da perda auditiva; e o segundo critério foi a média aritmética igual ou maior do que 30 dB NA por faixa de frequência estudada.

A mudança do critério de normalidade de 25 para 30 dB NA aumentou os índices de sensibilidade, especificidade e acurácia para identificação da perda auditiva para os estímulos RPA, RPB e os componentes do *HiLo CE-Chirp*®, sugerindo que estes estímulos são mais eficientes para identificar perdas auditivas maiores que 30 dB NA. Este fato não se constitui em limitação técnica do método, uma vez que o objetivo dos protocolos de triagem auditiva é identificar perdas auditivas permanentes acima de 30 dB NA na faixa de frequência de 500 a 4000 Hz (BCEHP, 2008; NHSP, 2016; OIHP, 2008).

Dentre os níveis de intensidade pesquisados, sugere-se o uso de 40 dB NPS para o estímulo RPA e 50 dB NPS para o estímulo RPB para “separar” os indivíduos com audição normal

daqueles com perdas auditivas. Entretanto, para o estímulo RPB, os índices de sensibilidade, especificidade e acurácia mantiveram-se entre 85 e 87%, sugerindo que a intensidade ideal de “corte” para este estímulo ainda não foi atingida. Isto pode ter ocorrido porque o protocolo utilizado no experimento 2 utilizou apenas três níveis de intensidade em passos de 10 dB. Recentemente, Santos (2016) constatou que o estímulo de ruído com duas bandas a 60 dB NPS apresentou 93% de sensibilidade com 90% de especificidade, enquanto na intensidade de 50 dB NPS, a sensibilidade foi de 97%, mas a especificidade caiu para 80%. Os índices descritos por Santos (2016) foram melhores que os do presente estudo, entretanto deve-se considerar que a estes índices se referem aos estímulos combinados. A autora também não analisou os índices de sensibilidade e especificidade em cada banda do estímulo (faixa de frequência).

O estímulo *HiLo CE-Chirp*® também apresentou melhores índices de sensibilidade, especificidade e acurácia para as perdas auditivas acima de 30 dB NA, para ambos os componentes do estímulo. O nível de intensidade que melhor “separou” o grupo com audição normal daqueles com perda auditiva foi 30 dB NAn para o componente *Hi- CE-Chirp*®. Para o componente *Lo- CE-Chirp*®, os índices foram semelhantes nos dois níveis de intensidade testados. Entretanto, em 30 dB NAn, foi possível atingir 100% de sensibilidade.

Percebe-se também que os melhores índices de sensibilidade, especificidade e acurácia foram encontrados para o componente *Lo- CE-Chirp*® independentemente do grau da perda auditiva ou do nível de intensidade de teste. Os resultados podem ser explicados devido à compensação do atraso da onda viajante que melhora a sincronização do disparo neural, e aumenta a amplitude das REAEE, especialmente para as frequências graves (CEBULLA, STÜRZEBECKER, ELBERLING, 2006; STÜRZEBECKER *et al.*, 2006).

Os estímulos de ruído filtrado e *HiLo CE-Chirp*® mostraram-se sensíveis para identificar perdas auditivas acima de 30 dB NA. Contudo para que fossem realizadas comparações quanto à eficiência em identificar a perda auditiva, os estímulos deveriam apresentar espectro de frequência de cada componente semelhante, assim como, os níveis de intensidade dos estímulos apresentados deveriam ser iguais. Cada uma dos componentes do ruído filtrado e do *HiLo CE-*

Chirp® apresentou espectro de frequência semelhantes para os componentes graves e componentes agudos.

Sabe-se que o ruído e o *chirp* são estímulos de natureza diferentes, portanto foram utilizadas escalas de calibração diferentes e específicas para cada um dos estímulos.

O ruído filtrado foi calibrado em dB NPS segundo a norma ANSI 3.6-1996 e o *HiLo CE-Chirp*® foi calibrado em dB NAn (ISO-389-9 e IEC 60645-3). Comparações diretas entre estas duas escalas não são possíveis. Desta forma, o experimento 4 estabeleceu medidas para equivalência entre os níveis de intensidade sonora apresentados, através da aferição do nível de pressão sonora de cada estímulo e da determinação dos limiares psicoacústicos para os estímulos do ruído. O experimento 4 determinou que 50 dB NPS do ruído filtrado poderia ser equivalente/correspondente à 30 dB NAn do *HiLo CE-Chirp*®.

As comparações entre o estímulo de ruído filtrado (50 dB NPS) e o *HiLo CE-Chirp*® (30 dB NAn) foram realizadas no experimento 5 para verificar se estes estímulos identificavam perdas auditivas acima de 30 dB NA.

Considerando a faixa de frequência aguda, pode-se afirmar que não há diferenças entre os estímulos RPA e o componente *Hi- CE-Chirp*® ambos apresentam 82% de sensibilidade para identificação de perdas auditivas, com índices de especificidade e acurácia semelhantes. Ambos os componentes passa-alta apresentaram índices de respostas falso-positivas alto (7,8%). Uma análise detalhada das respostas falso-negativas permite afirmar que a maioria ocorreu em orelhas com perdas auditivas que variavam de 32 a 45 dB NA centradas apenas nas faixas de frequências agudas. Três hipóteses podem justificar estes dados. Na primeira (1) hipótese, sugere-se que os limiares auditivos em níveis normais nas faixas de frequência graves seriam os responsáveis pela presença de REAEE mesmo com perdas restritas nas frequências agudas. Na segunda (2) hipótese, pode-se pensar que os estímulos não convencionais seriam eficientes apenas para detectar perdas moderadas ou maiores que 45 dB NA. E a terceira (3) hipótese, seria o uso do nível de intensidade de teste (50 dB NPS e 30 dB NAn) elevado para a faixa de frequências agudas.

As duas primeira hipóteses podem ser complementares, entendendo-se que o desempenho dos estímulos de ruído e *HiLo CE-Chirp*® depende do grau e configuração da perda auditiva. Ozdek *et al.* (2010) referem que o grau da perda auditiva desempenha um papel importante na correlação entre os limiares das REAEE e o limiar auditivo comportamental. Rance (2008) refere que baixas amplitudes de respostas e grande variabilidade dos limiares das REAEE limitam nossa habilidade para diferenciar orelhas com audição normal daquelas com perdas auditivas leves. E a terceira hipótese é corroborada pelos achados do experimento 2, que evidenciaram que o nível de intensidade ideal para investigação de perdas acima de 30 dB NA, seria 40 dB NPS para o ruído (na faixa de frequências agudas).

Para a faixa de frequência grave, os estímulos RPB e o componente *Lo- CE-Chirp*® identificaram as perdas auditivas acima de 30 dB NA. Ambos os estímulos apresentaram índices satisfatório para as respostas falso-negativas, estando de acordo com o sugerido pelos programas de triagem auditiva (0%) (BCEHP, 2008; NHSP, 2016; OIHP, 2008). Entretanto, o estímulo RPB, apresentou 9,2% de respostas falso-positivas. O desempenho do *chirp* foi discretamente melhor que o ruído. O componente *Lo- CE-Chirp*® apresentou 100% de sensibilidade e 96% de especificidade.

A natureza do estímulo é uma das principais diferenças entre o ruído filtrado e o *HiLo CE-Chirp*® e pode justificar o melhor desempenho para o componente *Lo- CE-Chirp*®, já que o alinhamento dos componentes de frequência graves reduz o atraso da onda viajante na membrana basilar. Como já discutido, esta compensação na região apical da cóclea aumenta a amplitude das respostas, especialmente para a faixa de frequências graves (CEBULLA; STÜRZEBECKER; ELBERLING, 2006; STÜRZEBECKER *et al.*, 2006).

O aumento da amplitude das respostas melhora a relação S/R e possibilita que as REAEE sejam detectadas mais rapidamente. Alguns estudos que utilizaram o *CE-Chirp*® de banda estreita (*NB CE-Chirp*®) mostram tempo de teste para estimação do limiar da REAEE em neonatos variando entre 12 e 29 minutos (RODRIGUES; LEWIS, 2014) e entre 10 e 30 minutos para sujeitos com perdas auditivas leves a moderadas.

Os experimentos realizados no presente estudo não tinham como objetivo a estimação dos limiares das REAEE, mas foram observados tempos de coleta muito curtos, especialmente no experimento 5 que tinha como proposta aplicação de protocolos de triagem auditiva. O tempo máximo de coleta foi previamente fixado em 600 segundos (10 minutos), mas em orelhas com audição até 30 dB NA, as REAEE foram detectadas até 360 segundos (6 minutos) tanto para o ruído filtrado como para o *HiLo CE-Chirp*®.

Os resultados sugerem que os estímulos de ruído filtrado e *HiLo CE-Chirp*® conseguem identificar perdas auditivas de forma rápida e eficiente. O tempo de coleta em torno de 6 minutos é suficiente para identificar indivíduos com audição normal em duas faixas de frequência simultaneamente. Quanto aos níveis de intensidade, 50 dB NPS e 30 dB NAn provavelmente é necessário utilizar níveis de intensidade mais fracos para os componentes passa-alta dos estímulos de ruído filtrado e *HiLo CE-Chirp*®, respectivamente. Por serem estímulos de banda de frequência limitada, o ruído filtrado e o *HiLo CE-Chirp*® não apresentarem especificidade de frequência, mas permitem a investigação rápida e simultânea das faixas de frequências graves e agudas, sendo adequados para utilização em protocolos de triagem auditiva.

7 CONCLUSÕES

Os estímulos de ruído branco e o ruído filtrado mostraram-se viáveis para serem utilizados na detecção de REAEE. Dentre os estímulos de ruído branco e ruído filtrado, os estímulos RPB apresentaram níveis mínimos de REAEE significativamente maiores (mais elevados) que os RB e RPA, independentemente da frequência de corte do filtro passa-alta. Não há diferença estatisticamente significativa entre os tempos de detecção da REAEE dos cinco estímulos de ruído utilizados neste estudo. Entretanto, observam-se que os estímulos do protocolo 3 (RPB-P3 e RPA-2 KHz) apresentam tempo de coleta menores que os estímulos utilizados nos demais protocolos.

As REAEE aos estímulos filtrados RPB e RPA apresentaram características diferentes em indivíduos com audição normal. A porcentagem de presença de respostas, amplitude e tempo de detecção da resposta e dependeram do nível de intensidade de teste. As REAEE ao estímulo RPB apresentaram um percentual de presença de respostas menores que o RPA. O estímulo de RPA evocaram respostas mais rapidamente e com maiores amplitudes que o RPB para todas as intensidades de teste. Em intensidades mais elevadas, as amplitudes das REAEE foram maiores e os tempos de detecção das respostas menores, tanto para o RPA como para o RPB.

Os estímulos RPB e RPA mostraram-se eficazes para identificar indivíduos com perdas auditivas acima de 30 dB NA. Para o estímulo RPA, o nível de intensidade de 40 dB NPS pode ser definido como intensidade de “corte” para delimitação entre indivíduos com audição normal daqueles com perda auditivas, já que foram observados índices de sensibilidade próximos à 90%. A intensidade de 50 dB NPS pode ser definida preliminarmente como intensidade de “corte” para o estímulo RPB. Entretanto, para o RPB, novas pesquisas são necessárias, uma vez os índices de sensibilidade e especificidade estavam abaixo de 90%.

O estímulo *HiLo CE-Chirp*® gerou REAEE em todas as orelhas com audição normal nos dois níveis de intensidade testados. De forma semelhante ao ruído filtrado, o tempo de detecção da resposta foi menor para o componente passa-alta (*Hi- CE-Chirp*®) do que para o componente

passa-baixa (*Lo- CE-Chirp*®) nos dois níveis de intensidade testados. Existe uma relação entre o momento do teste, o componente do estímulo e os níveis de ruído residual. Os níveis de ruído residual são maiores no início do que no final do teste. No final do teste, os níveis de ruído são maiores para o componente *Hi- CE-Chirp*® do que para o *Lo- CE-Chirp*®.

O estímulo *HiLo CE-Chirp*® identificou indivíduos com perdas auditivas acima de 30 dB NAn, assim com os estímulo de ruído filtrado. Para o componente *Lo- CE-Chirp*®, o nível de intensidade de 30 dB NAn pode ser definido como a intensidade de “corte” que distingui os indivíduos com audição normal daqueles com perdas auditivas. Diferentemente do estímulo de ruído filtrado, os índices de sensibilidade mais baixos ocorreram para o componente passa-alta (*Hi- CE-Chirp*®), sugerindo que o nível de intensidade de “corte” para este componente, pode ser um pouco abaixo da intensidade de 30 dB NAn.

Medidas acústicas e psicoacústicas evidenciaram que o nível de intensidade de 50 dB NPS do estímulo de ruído filtrado era correspondente a 30 dB NAn do estímulo *HiLo CE-Chirp*®.

Comparações entre o estímulo de ruído filtrado (a 50 dB NPS) e *HiLo CE-Chirp*® (a 30 dB NAn) demonstraram que ambos podem ser utilizados em protocolos de triagem auditiva. Os componentes passa-alta de ambos os estímulos apresentaram desempenhos semelhantes quanto aos índices de sensibilidade, especificidade e acurácia para identificar a perda auditiva. Entretanto, para os componentes passa-baixa, o estímulo *HiLo CE-Chirp*® apresentou melhor desempenho para identificar a perda auditiva. O tempo necessário para detecção da REAEE variou em torno de 360 segundos (6 minutos) para ambos os estímulos.

7.1. Considerações finais

Este trabalho demonstrou que os estímulos de ruído, ruído filtrado e *HiLo CE-Chirp*® podem detectar REAEE em indivíduos com audição normal e perda auditiva. Estes estímulos avaliaram de forma rápida e simultânea a sensibilidade auditiva na faixa de frequência grave e aguda.

O estímulo *HiLo CE-Chirp*® apresentou melhor desempenho para identificar a perda auditiva na faixa de frequência grave do que o componente passa-baixa do ruído filtrado. Isto ocorreu, possivelmente porque o componente *Lo- CE-Chirp*® compensou o atraso da onda viajante na membrana basilar e aumentou o sincronismo da atividade neural na região apical da cóclea.

Apesar de não apresentarem especificidade de frequência, o uso dos estímulos filtrados em protocolos de triagem auditiva permite que o avaliador obtenha informações referentes a diferentes faixas de frequência. A seleção de parâmetros ideais do estímulo aumenta a sensibilidade e especificidade do teste, auxilia o encaminhamento para a etapa de avaliação auditiva, e aumenta a precisão do diagnóstico da perda auditiva.

Em síntese, esta pesquisa contribui para as discussões acerca dos parâmetros ideais do estímulo para serem utilizados na avaliação auditiva através das REAEE, especialmente com a introdução do estímulo *HiLo CE-Chirp*®. Além disto, realizaram-se avanços quanto ao conhecimento sobre algumas características (padrão) dos parâmetros das REAEE aos estímulos de ruído filtrado e *HiLo CE-Chirp*®, como por exemplo da amplitude e tempo de detecção da resposta; e nível de ruído residual.

7.2. Trabalhos futuros

Os resultados e discussões apresentados neste estudo apontam para a possibilidade de trabalhos futuros.

O aprofundamento da descrição das características das REAEE aos estímulos de ruído filtrado e *HiLo CE-Chirp*® seria um dos possíveis direcionamentos de pesquisa. Nesta perspectiva, insere-se (1) o estudo da função amplitude-intensidade com determinação do *slope* da curva de amplitude para o estímulo de ruído; (2) estudo da amplitude e relação sinal-ruído para cada componente do estímulo *HiLo CE-Chirp*®, (3) descrição da fase da REAEE aos estímulos testados.

Poder-se-ia pensar em pesquisas que manipulassem das características acústicas dos estímulos com a (1) variação das frequências de corte dos filtros, gerando estímulos com bandas de frequências mais estreitas, (2) utilização de diferentes frequências moduladoras para os estímulos de ruído.

Outra linha de pesquisa sugerida é o aperfeiçoamento dos protocolos de avaliação auditiva com a (1) utilização de níveis de intensidades diferentes para cada estímulo-portador; para isso deve-se (2) investigar se há interações entre os diferentes estímulos-portadores, principalmente quando são apresentados simultaneamente com intensidades diferentes.

Por fim, (1) pesquisas com REAEE através de estímulos de ruído filtrado e *HiLo CE-Chirp*® por estimulação óssea e (2) estudo em populações com diferentes faixas etárias.

Todos estes trabalhos sugeridos contribuirão para o aperfeiçoamento dos parâmetros dos estímulos para uso na avaliação audiológica. Portanto, entende-se que há necessidade de também serem realizados em neonatos e lactentes para avaliar a efetividade dos protocolos triagem auditiva.

REFERÊNCIAS

ALAERTS, J.; LUTS, H.; VAN DUN, B.; et al. Latencies of auditory steady-state responses recorded in early infancy. **Audiol Neurotol**, n.15, p. 116–127, 2010.

ANSI. (1996). American National Standard Specifications for Audiometers (ANSI S3.6-1996). New York, NY: ANSI.

ARAÚJO, F. C. M. **Respostas auditivas de estado estável a ruído branco modulado em amplitude**. Tese de Doutorado. Programa de Pós-graduação em Neuropsiquiatria e Ciências do Comportamento, Universidade Federal de Pernambuco. Recife, 2010.

BALLAY, C.; TONINI, R.; WANINGER, T.; YOON, C.; MANOLIDIS, S. Steady-state response audiometry in a group of patients with steeply sloping sensorineural hearing loss. **Laryngoscope**, v. 117, n. 7, p. 1243-6, jul. 2005.

BOER, E. Auditory physics: physical principles in hearing theory - I. **Phys Rep**, n. 62, p. 87-174, 1980.

BOETTCHER, F. A.; POTH, E. A.; MILLS, J. H.; DUBNO, J. R. The amplitude-modulation following response in young and aged human subjects. **Hear Res.**, v. 153, p. 32-42, 2001.

BRITISH COLUMBIA EARLY HEARING PROGRAM (BCEHP). **Diagnostic audiology protocol**, 2008. Disponível em: <http://www.phsa.ca/NR/rdonlyres/EAD072EA-OCOE-40C6-830A-557357C14DA5/32441/DAAGProtocols1.pdf> (pdf document).

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

CASEY, K.A. ; SMALL, S.A. Comparisons of auditory steady state response and

behavioral air conduction and bone conduction thresholds for infants and adults with normal hearing. **Ear & Hearing**, n. 35, p. 423-439, 2014.

CEBULLA, M. STÜRZEBECKER, E.; ELBERLING, C. Objective detection of auditory steady-state responses: comparison of one-sample and q-sample tests. **J Am Acad Audiol.**, n. 17, p. 93-103, 2006.

CHOU, Y. F.; CHEN, P. R.; YU, S. H.; et al. Using multi-stimulus auditory steady state response to predict hearing thresholds in high-risk infants. **Eur Arch Otorhinolaryngol**, n. 269, p. 73–79, 2012.

DIMITRIJEVIC, A.; JOHN, M. S.; VAN ROON, P.; PICTON, T. W.; Human auditory steady-state responses to tones independently modulated in both frequency and amplitude. **Ear and Hearing**, v. 22, p. 100-111, 2001.

DUARTE, J. L.; ALVARENGA, K. F.; GARCIA, T. M.; COSTA FILHO, O. A.; LINS, O. G. A resposta auditiva de estado estável na avaliação auditiva: aplicação clínica. **Pró-fono Revista de Atualização Científica**, Barueri, v. 20, n. 2, p.1-7, abr./jun. 2008.

DURANTE, A. S.; CARVALLO, R. M. M.; COSTA, M. T. Z.; CIANCIARULLO, M. A.; VOEGELS, R. L.; TAKASHI, G.M.; SOARES, A.V.N.; SPIR, E.G. A implementação de programa de triagem auditiva neonatal universal em um hospital universitário brasileiro. **Pediatrics**, v. 26, n. 2, p.78-84, 2004

ELBERLING, C.; DON, M. A direct approach for the design of chirp stimuli used for the recording of auditory brainstem responses. **J. Acoust. Soc. Am.**, n. 5, p. 2955-64, 2010.

ELBERLING, C.; DON, M.; CEBULLA, M. STÜRZEBECKER, E. Auditory steady-state responses to chirp stimuli based on cochlear traveling wave delay. **J. Acoust. Soc. Am.**, n. 122, p. 2772–2785, 2007.

HATTON, J.; STAPELLS, D. R. The efficiency of the single- versus multiple-stimulus auditory steady state responses in infants. **Ear Hear**, n. 32, p. 349–357, 2011.

HERDMAN, A.; PICTON, T. W.; STAPELLS, D. R. Place specificity of multiple auditory steady-state responses. **J. Acoust. Soc. Am.** v. 112, p. 1569-1582, 2002.

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

HERDMAN, A.; STAPPELLS, D. R. Auditory steady-state response threshold of adults with sensorineural hearing impairments. **In. J. Audiol.**, v. 42, n. 5, p. 237-248, jul. 2003.

IEC 60645-3, Electroacoustics – Audiometric Equipment – Part 3: Test Signals of Short Duration, **International Electrotechnical Commission**, Geneva, Switzerland, 2007.

ISO 389-9, Acoustics – Reference Zero for the Calibration of Audiometric Equipment – Part 9: Preferred Test Conditions for the Determination of Reference Hearing Threshold Levels, **International Organization for Standardization**, Geneva, Switzerland, 2009.

JOHN, M. S.; DIMITRIJEVIC, A.; PICTON, T.W. Auditory steady-state responses to exponential modulation envelopes. **Ear and Hearing**, n. 23, p.106–117, 2002.

JOHN, M. S.; PURCELL, D. W. DIMITRIJEVIC, A.; PICTON, T.W. Advantage and caveats when recording auditory steady-state responses to multiple simultaneous stimuli. **J. Am. Acad. Audiol.** n. 13, p. 246-259, 2002.

JOHN, M. S.; DIMITRIJEVIC, A.; PICTON, T.W. Efficient stimuli for auditory steady-state responses. **Ear and Hearing**, v. 24, n. 5, p.406-423, oct. 2003.

JOHN, M. S.; DIMITRIJEVIC, A.; VAN ROON, P; PICTON, T.W. Multiple auditory steady-state response to AM and FM stimuli. **Audiology and Neuro-otology**, n. 6, p. 12-27, 2001.

JOHN, M. S.; LINS, O. G.; BOUCHER B. L.; PICTON, T. W. Multiple auditory steady-state responses (MASTER): stimulus and recording parameters. **Audiology**, v. 37, p. 59-82, 1998.

JOHN, M. S.; PICTON, T. W. MASTER: a Windows program for recording multiple auditory steady-state responses. **Computer Methods and Programs in Biomedicine**, v. 61, n. 2, p. 125–150, 2000.

JOINT COMMITTEE ON INFANT HEARING, Year 2007 position statement: principles and guidelines for early hearing detection and intervention programs. **Pediatrics**, v. 120 n. 4, p. 898-921, 2007.

LEE, M.; AHN, S. Y.; LEE, H. J.; RHEE, C. K.; SUH, M. W. Narrow band CE-Chirp auditory steady-state response is more reliable than the conventional ASSR in predicting the behavioral hearing thresholds. **Auris Nasus Larynx**, n. 43, p. 259-268, 2016.

LINS, O. G. **Audiometria fisiológica tonal utilizando respostas de estado estável auditivas do tronco cerebral**. Tese (Doutorado em Medicina) – Programa de Pós-Graduação em Neurologia e Neurociências, Escola Paulista de Medicina, Universidade Federal de São Paulo. São Paulo, 2002. 71 p.

LINS, O. G.; PICTON, T. Auditory steady-state responses to multiple simultaneous stimuli.. **Electroencephalogr Clin Neurophysiol** , v. 96, n. 5, p. 420-432, 1995.

LINS, O. G.; PICTON, T. W.; BOUCHER, B. L.; DURIEX-SMITH, A.; CHAMPAGNE, S. C.; MORAN, L. M.; PEREZ-ABALO, M. C.; MARTIN, V.; SAVIO, G. Frequency-specific audiometry using steady-state responses. **Ear and Hearing**, v. 1796, n. 2, p. 81-96, apr. 1996.

LINS O.G.; PICTON P.E.; PICTON T.W. Auditory steady-state responses to tones amplitude-modulated at 80–110 Hz. **J Acoust Soc Am**, n. 97, p. 3051–63, 1997.

LUTS, H.; DESLOOVERE, C.; WOUTERS, J. Clinical application of dichotic multiple-stimulus auditory steady-state responses in high-risk newborns and young children. **Audiol Neurotol**, n. 11, p. 24–37, 2006.

NEWBORN HEARING SCREENING PROGRAMME–NHSP, Standards 2016-2017.

Disponível em: [http:// www.gov.uk/topic/population-screening-programmes](http://www.gov.uk/topic/population-screening-programmes). Acesso em: 12 de dezembro, 2016.

MÜLER, R.; MENTZEL, K.; VERHEY, J. Fast hearing-threshold estimation using multiple auditory steady-state responses with narrow-band chirps and adaptive stimulus patterns. **The ScientificWorld Journal**., article ID 192178, 7 pages, 2012.

ONTARIO INFANT HEARING PROGRAM (OIHP). **Ontario infant hearing program audiological assessment protocol**. Disponível em: <http://www.mountsinai.on.ca/care/infant-hearing-program/documents/IHPAudiologicAssessmentProtocol3.1FinalJan2008.pdf>. Acesso em: 12 de dezembro de 2016.

OZDEK, A.; MAHMUT, K.; SAYLAM, G.; TATAR, E.; AVGENER, N.; KORKMAZ, M. H. Comparison of pure tone audiometry and auditory steady-state responses in subjects with normal hearing and hearing loss. **Eur Arch Otorhinolaryngol**, n.267, p.43-49, 2010.

PICTON, T. W. Auditory steady-state and following responses: Dancing to the Rhythms. In: _____. **Human Auditory Evoked Potentials**. San Diego: Singular Publishing Group, 2010. cap. 10, p. 285-334.

PICTON, T. W.; JOHN, S. M.; DIMITRIJEVIC, A.; PURCELL, D. Human auditory steady-state responses. **International Journal of Audiology**, v. 42, p. 177-219, 2003.

PICTON, T.W.; LINDEN, R.D.; HAMEL, G.; MARU, J.T. Aspects of averaging. **Seminars in Hearing**, n.4, p. 324-40, 1983.

PICTON, T.W.; VAN ROON, P.; JOHN, M.S. Human auditory steady-state responses during sweeps of intensity. **Ear and Hear**, n. 28, p. 542-57, 2007.

PINTO, D. G.; GRIZ, S.; LINS, O. G. Potencial evocado auditivo de estado estável com estímulo de ruído branco modulado em amplitude em triagem auditiva. **Revista CEFAC**, v. 27, 2011.

REGAN, D. Human brain electrophysiology: evoked potentials and evoked magnetic fields in science and medicine. New York: Elsevier, 1989.

RANCE, G. Auditory steady-state responses in neonates and infants. In: _____.

Auditory steady-state responses: Generation, recording and clinical applications otoacústicas. San Diego: Singular Publish, 2008. cap. 9, p. 161-85.

RANCE, G.; RICKARDS, F. Prediction of hearing threshold in infants using auditory steady-state evoked potentials. **J Am Acad Audiol**, n. 13, p. 236–245, 2002.

RANCE, G.; RICKARDS, F. W.; COHEN, L.T.; DE VIDI, S.; CLARK, G. M. The automated prediction hearing threshold in sleeping subjects using auditory steady-state evoked potentials. **Ear and Hearing**, v. 16, n. 5, p. 499-507, oct. 1995.

RANCE, G.; TOMLIN, D. Maturation of auditory steady-state responses in normal babies. **Ear Hear**, n. 27, p. 20–29, 2006.

RIBEIRO, F. M.; CARVALLO, R. M.; MARCOUX, A. M. Auditory steady-state evoked responses for preterm and term neonates. **Audiol Neurotol**, n. 15, p. 97–110, 2010.

RIBEIRO, F. M. CHAPCHAP, M. J. Narrow band CE-Chirp- ABR, tone-burst ABR and Chirp ASSR for preterm and term normal hearing neonates. **IERASG** p. 86, 2013. http://www.ierasg.ifps.org.pl/files/2013_IERASG_BookofAbstracts.pdf.

RODRIGUES, G. R. I. Estímulos CE-chirp® e narrow band CE-chirps® na avaliação eletrofisiológica da audição: resultados clínicos em neonatos, lactentes e crianças. Tese de Doutorado. Programa de Doutorado em Fonoaudiologia, Pontifícia Universidade Católica de São Paulo. São Paulo, 2012.

RODRIGUES, G. R.; LEWIS, D. R. Threshold prediction in children with sensorineural hearing loss using the auditory steady-state responses and tone-evoked auditory brain stem response. **Int J Pediatr Otorhinolaryngol**, n. 74, p. 540–546, 2010.

RODRIGUES, G. R.; LEWIS, D. R. Establishing auditory steady-state response thresholds to narrowband CE-Chirps® in full-term neonates. **Int J Pediatr Otorhinolaryngol**, n. 78, p. 238–243, 2014.

RODRIGUES, G. R.; RAMOS, N.; LEWIS, D. R. Comparing auditory brainstem responses (ABR) to toneburst and narrow band CE-chirp® in young infants. **Int J Pediatr Otorhinolaryngol**, n. 77, p. 1555–1560, 2013.

SANTOS, T. S. Resposta auditiva em regime permanente evocada por ruído modulado : Uma proposta de protocolo para identificação da perdas auditivas. Tese de Doutorado. Programa de Pós-graduação em Neurociências. Universidade Federal de Minas Gerais. Belo Horizonte, 2016.

SÁVIO, G.; CARDENAS, L.; PEREZ-ABALO, M.; GANZALES, J.; VALDES, J. The low and high frequency auditory steady-state responses mature at different rates. **Audiology and Neurotology**, n. 6, p. 279-287, 2001.

SOUZA, L. C. A.; PIZA, M. R. T.; ALVARENGA, K. F.; CÓSER, P. L. Resposta auditiva de estado estável. In: _____. **Eletrofisiologia da audição e emissões otoacústicas: Princípios e aplicações clínicas**. Ribeirão Preto: Novo Conceito, 2010. cap. 8, p. 89-94.

SMALL S. A.; STAPELLS, D. R. Maturation of bone conduction multiple auditory steady-state responses. **Int J Audiol**, n. 47, p. 476–488, 2008.

STAPELLLS, D. Frequency-specific thresholds assessment in young infants using transient ABR and brainstem ASSR. In: SEEWALD, R.; THARPE, A. M. **Comprehensive handbook of pediatric audiology**. San Diego: Singular Publish, 2011. cap. 20, p. 407-448.

STAPELLS, D. R.; LINDEN, D.; SUFFELD, J. B.; HAMEL, G.; PICTON, T. W. Human auditory steady-state potentials. **Ear and Hearing**, v. 5, n. 2, p. 105-113, 1984.

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

STÜRZEBECKER, E.; CEBULLA, M. E ELBERLING. Automated auditory response detection-statistical problems with repeated testing. **International Journal of Audiology**, n. 44, p. 110-117, 2005.

STÜRZEBECKER, E.; CEBULLA, M. E ELBERLING, C. *et al.* New efficient stimuli for evoking frequency-specific auditory steady-state responses. **J Am Acad Audiol**, n. 17, p. 448-61, 2006.

TUCCI, D. L.; WILSON, M. J.; DOBBIE, R. A. Coherence analysis of scalp responses to amplitude-modulated tones. **Acta Otolaryngol**, n. 109, p. 195-201, 1990.

VAN MAANEN, A.; STAPELLS, D. R. Normal multiple auditory steady-state response thresholds to air-conducted stimuli in infants. **J Am Acad Audiol**, n. 20, p. 196–207, 2009.

VAN MAANEN, A.; STAPELLS, D. R. Multiple-ASSR thresholds in infants and young children with hearing loss. **J Am Acad Audiol**, n. 21, p. 535–545, 2010.

WEBER, B. A.; DIEFENDORF, A. Triagem auditiva neonatal. In: MUSIEK, F. E.; RINTELMEANN, W. F. **Perspectivas atuais em avaliação auditiva**. São Paulo: Manole, 2001, Cap. 11, p. 323-342.

WERFF, K. R. V.; BROWN, C. J. Effect of audiometric configuration on threshold and suprathreshold auditory steady-state responses. **Ear & Hearing**, v.26, n. 3, p. 310-326, jun. 2005.

APÊNDICES

APÊNDICE A- Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (UFPE)

UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO

PÓS-GRADUAÇÃO EM NEUROPSIQUIATRIA E CIÊNCIAS DO COMPORTAMENTO

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Número/Data de Aprovação no Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos

CAAE: 27249614.0.0000.5208 em 07/05/2014

Pesquisa: Respostas auditivas de estado estável através de estímulos acústicos não convencionais

Pesquisadora responsável: Érika da Rocha Mahon

Instituição: Universidade Federal de Pernambuco

Rua Prof. Artur de Sá, s/n- Cidade Universitária – Recife/PE – CEP: 50670-420.

Contato: Telefone: 21263807 ou 999982109. E-mail: ermahon@gmail.com.

Orientador: Prof. Otávio Gomes Lins

Instituição: Universidade Federal de Pernambuco

Rua Prof. Artur de Sá, s/n- Cidade Universitária – Recife/PE – CEP: 50670-420.

Contato: Telefone: 91383591. E-mail: oglins@hotmail.com

Este termo de consentimento pode conter palavras que você não entenda. Peça ao pesquisador que explique as palavras ou informações não compreendidas completamente.

1. Introdução

Você está sendo convidado (a) para participar da pesquisa “Respostas auditivas de estado estável através de estímulos acústicos não convencionais” que será realizada pela pesquisadora Érika da Rocha Mahon e terá orientação do Prof. Otávio Gomes Lins. Se decidir participar desta pesquisa é importante que leia todas as informações abaixo e compreenda o seu papel enquanto participante. A qualquer momento, você poderá desistir de participar, mas isto não trará nenhum prejuízo em sua relação com o pesquisador ou com esta instituição. Se você não quiser mais participar da pesquisa deverá avisar a pessoa que o está atendendo. Se concordar participar desta pesquisa, você deverá assinar este documento.

2. Objetivos

Esta pesquisa tem como objetivo estudar o exame das respostas auditivas de estado estável (RAEE), que é um exame de audição, e comparar o resultado deste exame ao nível de audição de cada participante (se tem audição normal ou perda de audição).

3. Procedimentos da pesquisa

Se decidir participar desta pesquisa, você deverá realizar três exames para avaliar a sua audição. Exame de 1. audiometria tonal, 2. imitanciometria e 3. respostas auditivas de estado estável (RAEE). Os exames 1 e 3 servem para verificar se a audição é normal ou se tem perda auditiva e o exame 2 serve para avaliar se há inflamação no ouvido.

4. Riscos e desconfortos previstos

Os exames utilizados nesta pesquisa não apresentam riscos diretos ao indivíduo. Mas, você poderá apresentar algum desconforto, já que estes exames não são rápidos, necessitando que você reservar tempo para realizá-los. Além disso, os exames exigem condições específicas com, por

exemplo, você deverá ficar em uma cabina acústica ou estar atento para responder ao estímulo (som) que será apresentado.

5. Benefícios previstos

Se decidir participar desta pesquisa, você terá uma avaliação detalhada da sua audição e será informado sobre os resultados de todos os exames realizados. Também receberá orientações específicas sobre como audição funciona e sua relação com a comunicação da pessoa. Se for identificada uma perda auditiva, você será encaminhado (a) e orientado (a) sobre o uso de aparelhos auditivos e o que é possível fazer para diminuir as dificuldades decorrentes da perda auditiva. Tudo isso vai permitir que você tenha uma melhor qualidade de vida, considerando a saúde auditiva.

Ao final, você será informado sobre os resultados desta pesquisa.

6. Custo/ reembolso

Sua participação na pesquisa não acarretará em nenhum gasto para você. Se for necessário o retorno ao serviço para realizar algum outro exame da pesquisa, será garantido que você volte na mesma data de sua consulta com o médico otorrinolaringologista que já lhe acompanha nesta instituição de coleta (Hospital das Clínicas – UFPE).

Informo também que você não receberá nenhum pagamento pela sua participação. Você também não será cobrado por nenhum exame ou qualquer procedimento desta pesquisa. Entretanto, se houver necessidade, as despesas de sua participação serão assumidas pelos pesquisadores (ressarcimento de transporte e alimentação). Fica também garantida indenização em casos de danos, comprovadamente decorrentes da participação na pesquisa, conforme decisão judicial ou extra-judicial.

7. Caráter confidencial dos registros

O pesquisador se comprometerá a não revelar nenhuma informação pessoal, relativa a sua identificação (nome). Os dados relativos a informações técnicas serão armazenados em um banco de dados no computador particular do pesquisador com senha privativa e intransferível por cinco anos. Os resultados desta pesquisa serão publicados, divulgados e amplamente difundidos para efeito de estudos, ciência e discussão.

8. Para obter informações adicionais

Você receberá uma cópia deste termo, onde consta o nome, o endereço e telefone do pesquisador principal. Em caso de dúvidas, você poderá manter contato com Érika da Rocha Mahon. Telefone: (81) 21263807 ou (81) 999982109

Em caso de dúvidas relacionadas aos aspectos éticos deste estudo, você poderá consultar o Comitê de Ética em Pesquisa Envolvendo Seres Humanos da UFPE no endereço: **Avenida da Engenharia s/n – 1º Andar, sala 4 - Cidade Universitária, Recife-PE, CEP: 50740-600, Tel.: (81) 2126.8588 – e-mail: cepccs@ufpe.br.**

Declaração de Consentimento

Li, ou alguém leu para mim, as informações deste documento antes de assinar esse termo de consentimento. Declaro que tive tempo suficiente para ler e entender as informações acima. Declaro também que toda linguagem técnica utilizada na descrição desse estudo de pesquisa foi satisfatoriamente explicada e que recebi resposta para todas as minhas dúvidas. Confirmando também que recebi uma cópia deste formulário de consentimento. Compreendo que sou livre para me retirar do estudo em qualquer momento sem perda de benefícios ou qualquer outra penalidade.

Dou o meu consentimento de livre e espontânea vontade e sem reservas para participar desse estudo.

Assinatura do participante	Local e data
NOME EM LETRA DE FORMA	
Atesto que expliquei cuidadosamente a natureza e o objetivo deste estudo, os possíveis riscos e benefícios da participação no mesmo, junto ao participante e/ou seu representante autorizado. Tenho bastante clareza que o participante e/ou seu representante recebeu todas as informações necessárias, que foram fornecidas em uma linguagem adequada e compreensível e que ela compreendeu essa explicação.	
Assinatura do pesquisador	Local e data
Assinatura da Testemunha 1	Local e data
NOME EM LETRA DE FORMA	
Assinatura da Testemunha 2	Local e data
NOME EM LETRA DE FORMA	

APÊNDICE B- Termo de Consentimento Livre e Esclarecido UBC



The University of British Columbia
School of Audiology & Speech Sciences
Faculty of Medicine
Friedman Building
2177 Wesbrook Mall
Vancouver, B.C. Canada V6T 1Z3
Phone: (604) 822-5591, Fax: (604) 822-6569

Participant information and Consent Form

Project Title: Optimal stimulus parameters for hearing screening protocols using auditory steady-state responses.

Short Title: Auditory steady-state response (ASSR) screening stimuli

Principal Investigator: Dr. Susan A. Small, Associate Professor, School of Audiology & Speech Sciences, University of British Columbia. E-mail: ssmall@audiospeech.ubc.ca, Phone: (604) 822-5696

Co-Investigator(s): Erika da Rocha Mahon, Visiting International Research Student, School of Audiology & Speech Sciences, University of British Columbia. E-mail: ermahon@gmail.com.

Sponsor: Natural Sciences & Engineering Research Council (NSERC), UBC Department of Audiology & Speech Sciences

If you will take part in this study, permission from you will be required.

1. Invitation

You are being invited to take part in this study because it is important to know how different auditory stimuli (sounds), such as white noise and filtered white noise, can evoke brain waves called auditory steady-state response (ASSRs) in adults. We believe that the sounds proposed in this study could provide large ASSRs quickly. To confirm our hypothesis, it is important to conduct this study with adults with normal hearing and hearing loss to see if these sounds can accurately identify individuals with normal hearing and hearing loss. If our hypothesis is correct, these sounds could be used in hearing screening devices to identify permanent hearing loss.

2. Your participation is voluntary

Your participation is voluntary. You have the right to refuse to participate in this study. If you decide to participate, you may still choose to withdraw from the study at any time without any negative consequences to the medical care, education, or other services to which you are entitled or are presently receiving. If you wish to participate in this study, you will be asked to sign this form.

3. Who is conducting this study?

This study is being conducted by the UBC School of Audiology and Speech Sciences and is funded by the Natural Sciences and Engineering Research Council of Canada and the UBC Department of Audiology and Speech Sciences.

There is no conflict of interest.

4. Background

Auditory steady-state response has been used to record brain waves for hearing screening purposes; however, the auditory stimuli (sounds) used in the current protocols miss some information about hearing status. Ideally, ASSRs should allow hearing sensitivity to be assessed in patients that are not able to give reliable behavioral responses. However, many questions remain to be answered about which kind of stimuli (sounds) are optimal for recording this response. To optimize accuracy and testing time when recording the ASSRs, we selected different kinds of sounds to be used in this study. These stimuli (sounds) are not used in current protocols, but the technique to record the brain waves has been used in hearing screening tests.

5. Purpose

We are interested in investigating the effectiveness of different auditory stimuli (sounds), such as white noise, filtered white noise and chirp, to record brain waves called auditory steady-state responses (ASSRs) in adults with normal hearing and hearing loss.

6. Who can participate in this study?

You may be able to participate in this study if:

6.1 You are adult between 18 & 65 years of age;

6.2 You have normal hearing or hearing loss.

7. Who should not participate in this study?

You will not be eligible to participate in this study if:

7.1 You are not able to respond consistently during behavioral audiometry.

8. What does the study involve? (Study procedure)

This study will involve 1 or 2 recording sessions, which will take 1-2 hours per session. The ASSR recording time will depend on how quietly you sit or sleep during the hearing tests. The less you move, the faster the test will be done. If you make a lot of big movements, such as shaking your head or shoulders, or opening your eyes or mouth, the tests will not be finished in one session. You will be asked to return for a second test session, which will be booked to finish the hearing tests. The second session will be shorter than the first because you will have already completed some of the tests. The second session will not be longer than 2 hours.

During this time, hearing screening tests will be conducted and non-invasive recordings of your brain responses to air conducted sounds will be obtained. The hearing screening test will involve behavioral responses to sounds (e.g., pushing a button) and a test to obtain the function of the middle ear that is done by presenting sounds and puffs of air via a soft probe tip placed in your ear. The recordings of your brain responses to air-conducted sounds will be obtained through the use of small disk-like electrodes placed on your scalp (which will be easily and painlessly applied and removed).

9. What are my responsibilities?

If you don't know the status of your hearing and if a hearing loss is detected you should go to your family doctor and to a specialist to request a clinical hearing evaluation.

10. What are the possible harms and discomforts?

There are minimal risks associated with this procedure. There could be some risk of mild skin irritation or redness by attaching electrodes with tape during the recording session. Typically, if redness is present, it will disappear within a few minutes or hours.

11. What are the potential benefits of participating?

There are no direct benefits for participation in this study. However, in the long term, these results will help with the early diagnosis of permanent hearing loss in children and infants.

12. What are the alternatives to the study treatment?

There are no treatments offered in this research study. However, if any you have any ear or hearing-related concerns that are revealed by the clinical hearing tests conducted in this research study, you will be encouraged to consult the following health professionals:

12.1.a clinical specialist which can evaluate your hearing status, called an audiologist, regarding hearing concerns.

12.2 a doctor which can evaluate your ear, called an otolaryngologist, regarding medical concerns.

13. What if new information becomes available that may affect my decision to participate?

You will also be advised of any information that becomes available that may affect your willingness to remain in this study.

14. What happens if I withdraw my consent to participate?

You may withdraw from this study at any time without giving reasons. If you choose to enter the study and then decide to withdraw at a later time, you have the right to request the withdrawal of your information collected during the study. This request will be respected to the extent possible. Please note however that there may be exceptions where the data will not be able to be withdrawn for example where the data are no longer identifiable (meaning it cannot be linked in any way back to your identity) or where the data have been merged with other data. If you would like to request the withdrawal of your data, please let your study researchers know. If your participation in this study includes enrolling in any optional studies, or long term follow-up, you will be asked whether you wish to withdraw from these as well.

15. Can I be asked to leave this study?

If you are not able to follow the requirements of the study or for any other reason, the researcher may withdraw you from the study. On receiving new information from the evaluation, your researcher might consider it to be in your best interests to withdraw you from the study without your consent if they judge that it would be better for your health. If you are asked to

leave the study, the reasons for this will be explained to you and you will have the opportunity to ask questions about this decision.

16. How will my taking part of this study be kept confidential?

A data form will be collected with your final results. Your identity will be coded using a code known only to the researchers. Any information that is collected about you will remain confidential. Only group results or coded individual results will be given in any reports about this study. Only coded results (no personal information) will be kept in computer files on a password protected hard disk.

Your confidentiality will be respected. However, research records and health or other source records identifying you may be inspected in the presence of the Investigator or his or her designate by representatives of NSERC, UBC Faculty of Medicine or UBC Clinical Ethics Board for the purpose of monitoring the research. No information or records that disclose your identity will be published without your consent, nor will any information or records that disclose your identity be removed or released without your consent unless required by law.

You will be assigned a unique study number as a participant in this study. This number will not include any personal information that could identify you (e.g., it will not include your Personal Health Number, SIN, or your initials, etc.). Only this number will be used on any research-related information collected about you during the course of this study, so that your identity will be kept confidential. Information that contains your identity will remain only with the Principal Investigator and/or designate. The list that matches your name to the unique study number that is used on your research-related information will not be removed or released without your consent unless required by law.

Your rights to privacy are legally protected by federal and provincial laws that require safeguards to insure that your privacy is respected. You also have the legal right of access to the information about you that has been provided to the sponsor and, if need be, an opportunity to correct any errors in this information. Further details about these laws are available on request to your study doctor.

17. What happens if something goes wrong?

By signing this form, you do not give up any of your legal rights and you do not release the researchers, participating institutions, or anyone else from their legal and professional duties. If you become ill or physically injured as a result of participation in this study, medical treatment will be provided at no additional cost to you. The costs of your medical treatment will be paid by your provincial medical plan and/or by the study sponsor [NSERC, UBC Faculty of Medicine].

18. What will the study cost me?

All research-related tests that you will receive during your participation in this study will be provided at no cost to you.

To show our appreciation, if you are an adult participant, you will receive a \$ 15 honorarium to participate in this research. If the participant is your child, she/he will receive a small gift for he/she participation.

19. Who do I contact if I have any question about my study during my participation?

If you have any questions or desire further information with respect to this study, you may contact Dr. Small or Erika Mahon at 604-822-5696 or by email: ermahon@gmail.com

20. Who do I contact if I have any question or concerns about my rights as a participant?

If you have any concerns or complaints about your rights as a research participant and/or your experiences while participating in this study, contact the Research Participant Complaint Line in the University of British Columbia Office of Research Ethics by e-mail at RSIL@ors.ubc.ca or by phone at 604-822-8598 (Toll Free: 1-877-822-8598).

21. After the study is finished

The findings from this research study will be disseminated as a research paper in a scientific journal within approximately two years following the completion of the study.

Project Title: Optimal stimulus parameters for hearing screening protocols using auditory steady-state responses.

Short Title: Auditory steady-state response (ASSR) screening stimuli

Participant Consent

My signature on this consent form means:

- I have read and understood the information in this consent form.
- I have had enough time to think about the information provided.
- I have been able to ask for advice if needed.
- I have been able to ask questions and have had satisfactory responses to my questions.
- I understand that all of the information collected will be kept confidential and that the results will only be used for scientific purposes.
- I understand that my participation in this study is voluntary.
- I understand that I am completely free at any time to refuse to participate or to withdraw from this study at any time, and that this will not change the quality of care that I receive.
- I understand that I am not waiving any of my legal rights as a result of signing this consent form.

I will receive a signed copy of this consent form for my own records.

I consent to participate in this study.

Participant's Signature

Printed name

Date

Was the participant assisted during the consent process in one of ways listed below?

☐ Yes ☐ No

If yes, please check the relevant box and complete the signature space below:

☐ The consent form was read to the participant, and the person signing below attests that the study was accurately explained to, and apparently understood by, the participant.

_____	_____	_____
_____	_____	_____
Signature of Person Assisting	Printed Name	Date
in the Consent Discussion		
_____	_____	_____
_____	_____	_____
Investigator Signature	Printed name	Date

My signature above signifies that the study has been reviewed with the study participant by me and/or by my delegated staff. My signature may have been added at a later date, as I may not have been present at the time the participant's signature was obtained.

APÊNDICE C – Níveis de intensidade dos estímulos de ruído obtidos após a calibração

Experimento 1

Data da calibração: 21/01/2014

Equipamento	
Medidor de Nível de Pressão Sonora	Larson Davies Tipo 834/n0494
Acoplador	DB0138

RMS (dB NPS)

Equipamento: Sistema MASTER/ Audiômetro Interacoustics Modelo AC40

Fones: Inserção ER-3A (50 ohms)

Número de série: Orelha Direita-

Orelha Esquerda -

1. Estímulos

1.1 Ruído branco (RB)

1.2 Ruído passa-baixa (RPB)

1.3 Ruído passa-alta 1 KHz (RPB 1 KHz)

1.4 Ruído passa-alta 2 KHz (RPB 2 KHz)

1.1 **Ruído branco** (RB- faixa de frequência: 1- 8000 Hz)

Intensidade do Atenuador (Audiômetro) (dB NA)	Fone Direito		Fone esquerdo	
	Intensidade Medida* (dB NPS)	Buffer (Ampl.)	Intensidade Medida* (dB NPS)	Buffer (Ampl.)

70	74	4	74,3	4
----	----	---	------	---

1.2 Ruído passa-baixa (RPB – faixa de frequência 1- 1000 Hz)

Intensidade do Atenuador (Audiômetro) (dB NA)	Fone Direito		Fone esquerdo	
	Intensidade Medida * (dB NPS)	Buffer (Ampl.)	Intensidade Medida * (dB NPS)	Buffer (Ampl.)
70	74,3		74,4	

1.3 Ruído passa-alta 1KHz (RPA- faixa de frequência 1000- 8000 Hz)

Intensidade do Atenuador (Audiômetro) (dB NA)	Fone Direito		Fone esquerdo	
	Intensidade Medida * (dB NPS)	Buffer (Ampl.)	Intensidade Medida * (dB NPS)	Buffer (Ampl.)
70	73	4	74	4

1.4 Ruído passa-alta 2 KHz (RPA- faixa de frequência 2000- 8000 Hz)

• Intensidade do Atenuador (Audiômetro) (dB NA)	Fone Direito		Fone esquerdo	
	Intensidade Medida* (dB NPS)	Buffer (Ampl.)	Intensidade Medida* (dB NPS)	Buffer (Ampl.)
70	74	6	74,2	6

OBS: *Os níveis de intensidade referidos no experimento 1 foram considerados como múltiplos de 10 para todos os estímulos de teste. Por exemplo, a intensidade de 74 dB NPS medida no fone direito para o estímulo RPA 2 KHz, foi referida como 70 dB NPS.

Experimento 2

Data da calibração: 16/04/2015

Equipamento	
Medidor de Nível de Pressão Sonora	Larson Davies Tipo 834/n0494
Acoplador	DB0138

RMS (dB NPS)

Equipamento: Sistema MASTER/ Atenuador

Fones: Inserção ER-3A (50 ohms)

Número de série: Orelha Direita- 35806

Orelha Esquerda - 35805

1. Estímulos

1. 1 Ruído passa-baixa (RPB)

1.2 Ruído passa-alta 2 KHz (RPB 2 KHz)

1.1 Ruído passa-baixa (RPB – faixa de frequência 1- 1000 Hz)

Fones	Intensidade a ser medida (alvo) (dB NPS)	Intensidade Medida* (dB NPS)	Atenuador
Fone Direito	74,3	74,3	15
	74,3	71,6	19
Fone Esquerdo	74,4	74,6	15
	74,4	71,8	19

1.2 Ruído passa-alta 2 KHz (RPA- faixa de frequência 2000- 8000 Hz)

Fones	Intensidade a ser medida (alvo) (dB NPS)	Intensidade Medida* (dB NPS)	Atenuador
Fone Direito	74	74,1	19
Fone Esquerdo	74,2	74,1	19

OBS: *Os níveis de intensidade referidos no experimento 1 foram considerados como múltiplos de 10 para todos os estímulos de teste. Por exemplo, a intensidade de 74,1 dB NPS medida no fone direito para o estímulo RPA 2 KHz, foi referida como 70 dB NPS.

Configuração final do Experimento 2

Atenuador 1 – Orelha esquerda

RPB: 71,8 dB NPS

RPA: 74,1 dB NPS

Configuração Final	Atenuador: 39	Atenuador: 49	Atenuador: 59
RPB	51,8 dB NPS	41,8 dB NPS	31,8 dB NPS
RPA	54,1 dB NPS	44,1 dB NPS	34,1 dB NPS

Atenuador 2 – Orelha direita

RPB: 71,6 dB NPS

RPA: 74,1 dB NPS

Configuração Final	Atenuador: 39	Atenuador: 49	Atenuador: 59
RPB	51,6 dB NPS	41,6 dB NPS	31,6 dB NPS
RPA	54,1 dB NPS	44,1 dB NPS	34,1 dB NPS

OBS: Existe uma diferença de +/- 3 dB NPS entre os estímulos RPB e RPA nas duas orelhas. Esta diferença ocorreu porque não foi possível configurar os atenuadores com valores diferentes para cada um dos estímulos quando apresentados de forma combinada.

APÊNDICE D- Descrição dos parâmetros técnicos dos estímulos de ruído e ruído filtrado

1. Parâmetros do estímulo

1.1. Estímulo: Ruído Branco (RB)

Identificação	RB
Canal DA	Orelha esquerda: Canal 0 Orelha direita: Canal 1
Estímulo portador – Faixa de frequência	1-8000 Hz
Características do filtro	Filtro passa-baixa -8000 Hz
	Filtro passa-alta: 1 Hz
	Ordem #: 8
Modulação	Amplitude modulada (AM)
Envelope AM	2 (AM ²)
Frequência de modulação (Hz)	Orelha esquerda: 85 Orelha direita: 95
Porcentagem de AM	100
Porcentagem de FM	0
Fase da frequência de modulação	0

Amplitude (Buffer)	4
Ligado (1)/desligado (2)	Ligado (1)

1.2. Estímulo: Ruído Passa –Baixa (RPB)

Identificação	RPB
Canal DA	Orelha esquerda: Canal 0 Orelha direita: Canal 1
Estímulo portador – Faixa de frequência	1-1000 Hz
Características do filtro	Filtro passa-baixa -1000 Hz
	Filtro passa-alta: 1 Hz
	Ordem #: 8
Modulação	Amplitude modulada (AM)
Envelope AM	2 (AM ²)
Frequência de modulação (Hz)	Orelha esquerda: 84,6 Orelha direita: 83,01
Porcentagem de AM	100
Porcentagem de FM	0

Fase da frequência de modulação	0
Amplitude (Buffer)	7
Ligado (1)/desligado (2)	Ligado (1)

1.3 Estímulo: Ruído Passa –Alta 1 KHz (RPA 1 KHz)

Identificação	RPA 1 KHz
Canal DA	Orelha esquerda: Canal 0 Orelha direita: Canal 1
Estímulo portador – Faixa de frequência	1000-8000 Hz
Características do filtro	Filtro passa-baixa -8000 Hz
	Filtro passa-alta: 1000 Hz
	Ordem #: 8
Modulação	Amplitude modulada (AM)
Envelope AM	2 (AM ²)
Frequência de modulação (Hz)	Orelha esquerda: 89,84 Orelha direita: 86,81
Porcentagem de AM	100

Porcentagem de FM	0
Fase da frequência de modulação	0
Amplitude (Buffer)	4
Ligado (1)/desligado (2)	Ligado (1)

1.4 Estímulo: Ruído Passa –Alta 2 KHz (RPA 2 KHz)

Identificação	RPA 2 KHz
Canal DA	Orelha esquerda: Canal 0 Orelha direita: Canal 1
Estímulo portador – Faixa de frequência	2000-8000 Hz
Características do filtro	Filtro passa-baixa -8000 Hz
	Filtro passa-alta: 2000 Hz
	Ordem #: 8
Modulação	Amplitude modulada (AM)
Envelope AM	2 (AM ²)
Frequência de modulação	Orelha esquerda: 89,84 Orelha direita: 86,81

(Hz)	
Porcentagem de AM	100
Porcentagem de FM	0
Fase da frequência de modulação	0
Amplitude (Buffer)	6
Ligado (1)/desligado (2)	Ligado (1)

1.2 Parâmetros experimentais

1.2.1. Registro

Números de pontos AD	1.024
Taxa de conversão AD	1000
Fator DA	32
Tamanho do buffer DA	32768
Taxa de conversão DA	32000
Rejeição de artefatos	110
Pre-amplificação (a)	10000
Fator de calibração (b)	0.9580

Amplificação final (ab)	9500.00
Lview Onboard Amp	5.0
Números de varreduras	24
Épocas/Varreduras	16
Extensão da varredura (s)	16.3840
Duração do teste (m)	6.5536
Modo: acústico, calibração	- AM ruído
Tipo do estímulo portador	0 – Ruído

1.2.2. Promediação

Tipo do filtro	Passa-banda
Ordem	2
Faixa de frequência usada na promediação	Passa alta: 80
	Passa baixa: 110

ANEXOS

ANEXO A- Certificado de aprovação do projeto (UFPE)

		UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE / UFPE-	
---	---	---	---

PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: Respostas auditivas de estado estável através de estímulos acústicos não convencionais.

Pesquisador: Érika da Rocha Mahon

Área Temática:

Versão: 1

CAAE: 27249614.0.0000.5208

Instituição Proponente: CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 639.066

Data da Relatoria: 07/05/2014

Apresentação do Projeto:

O projeto "Respostas auditivas de estado estável através de estímulos acústicos não convencionais" (RAEEs) é uma proposta de tese do Programa de Pós-Graduação em Neuropsiquiatria e Ciências do Comportamento - nível doutorado, do Centro de Ciências da Saúde da Universidade Federal de Pernambuco. Apresenta como pesquisadora responsável Érika da Rocha Mahon, sob orientação do Profº Dr. Otávio Gomes Lins.

Objetivo da Pesquisa:

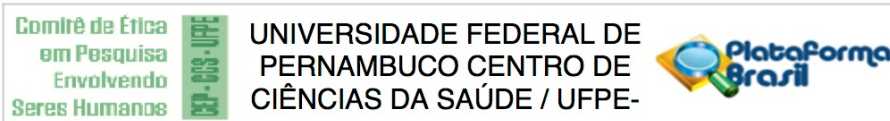
OBJETIVO PRINCIPAL:

- Avaliar a eficácia do uso do exame para observação das respostas auditivas de estado estável (RAEEs) com tons puros, com ruído branco e com ruído branco filtrado na triagem auditiva.

OBJETIVOS SECUNDÁRIOS:

- Verificar se o exame para observação das RAEEs com diferentes estímulos acústicos (tom puro, ruído branco e ruído branco filtrado) é capaz de identificar a presença da perda auditiva;
- Analisar o resultado do exame para observação das RAEEs com tom puro, com ruído branco e com ruído branco filtrado em indivíduos com diferentes configurações audiométricas e graus de perdas auditivas;
- Verificar e comparar o tempo mínimo necessário para identificação de uma RAEE significativa

Endereço: Av. da Engenharia s/nº - 1º andar, sala 4, Prédio do CCS
Bairro: Cidade Universitária **CEP:** 50.740-600
UF: PE **Município:** RECIFE
Telefone: (81)2126-8588 **Fax:** (81)2126-8588 **E-mail:** cepccs@ufpe.br



Continuação do Parecer: 639.066

com o tom puro, com ruído branco e com ruído branco filtrado.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

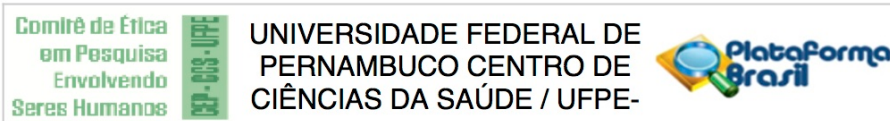
Apresenta como riscos e desconfortos previstos o fato de os exames de audiometria tonal, imitanciométrica, dos potenciais evocados auditivos de tronco encefálico e o exame das respostas auditivas de estável não refletirem em riscos diretos ao indivíduo, pois são procedimentos não invasivos. Entretanto, afirma que poderá apresentar algum desconforto, já que os participantes se submeterão a vários procedimentos no processo de coleta, investindo tempo. Além disso, os exames exigem condições específicas com, por exemplo, alocação em cabina acústica ou prontidão para responder ao estímulo exposto.

Os benefícios previstos consistem no fato de os sujeitos terem uma avaliação detalhada da da audição, bem como serem informados sobre os resultados de todos os exames realizados. Também receberão orientações específicas sobre o funcionamento auditivo, a importância da audição e o impacto da perda auditiva sobre a comunicação da pessoa e o que é possível fazer para diminuir estes danos. Nos casos em que for identificada perda auditiva, haverá encaminhamento e orientação sobre o uso de aparelhos auditivos (ASSI). Os participantes ainda serão informados sobre os resultados desta pesquisa.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Trata-se de um estudo de validação, cujo exame da audiometria tonal será o teste padrão e o exame para observação das RAEE com diferentes estímulos acústicos, o teste em validação. O estudo apresenta um desenho de caso controle com corte transversal no que se refere à temporalidade. O estudo será caracterizado pela investigação da possibilidade de utilizar o exame das respostas auditivas de estado estável instrumento para triagem auditiva. Assim como, pretende determinar qual o estímulo acústico mais eficaz para identificação da perda auditiva. Para tanto, em todos os participantes, serão realizados o exame de audiometria tonal e o exame das RAEEs. A coleta de dados acontecerá no ambulatório de Otorrinolaringologia dos Hospital das Clínicas da UFPE, com período previsto para os meses de junho a setembro próximos (com início condicionado a aprovação do projeto por este CEP). A população não está determinada, afirmando ser previsto uma amostra aproximada de 120 sujeitos - baseada na frequência de casos atendido no referido ambulatório. Serão considerados critérios de exclusão, indivíduos com perdas auditivas condutivas, mistas ou sensorineurais de origem neural.

Endereço: Av. da Engenharia s/nº - 1º andar, sala 4, Prédio do CCS
Bairro: Cidade Universitária **CEP:** 50.740-600
UF: PE **Município:** RECIFE
Telefone: (81)2126-8588 **Fax:** (81)2126-8588 **E-mail:** cepccs@ufpe.br



Continuação do Parecer: 639.066

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Apresenta de forma adequada todos os termos de apresentação obrigatória.

Recomendações:

Não há.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

O projeto em pauta atende à Resolução CNS nº466/12, sendo indicada sua aprovação para execução.

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

Considerações Finais a critério do CEP:

O Colegiado aprova o parecer do protocolo em questão e o pesquisador está autorizado para iniciar a coleta de dados.

Projeto foi avaliado e sua APROVAÇÃO definitiva será dada, após a entrega do relatório final, na PLATAFORMA BRASIL, através de "Notificação " e, após apreciação, será emitido Parecer Consubstanciado .

RECIFE, 07 de Maio de 2014

Assinador por:
GERALDO BOSCO LINDOSO COUTO
 (Coordenador)

Endereço: Av. da Engenharia s/nº - 1º andar, sala 4, Prédio do CCS
Bairro: Cidade Universitária **CEP:** 50.740-600
UF: PE **Município:** RECIFE
Telefone: (81)2126-8588 **Fax:** (81)2126-8588 **E-mail:** cepccs@ufpe.br

ANEXO B – Certificado de aprovação do projeto (UBC)



The University of British Columbia
Office of Research (Services) Ethics
Clinical Research Ethics Board – Room 210, 828 West 10th Avenue, Vancouver,
BC V5Z 1L8

ETHICS CERTIFICATE OF EXPEDITED APPROVAL

PRINCIPAL INVESTIGATOR: Susan A. Small	INSTITUTION / DEPARTMENT: UBC/Medicine, Faculty of/Audiology & Speech Sciences	UBC CREB NUMBER: H14-02775
INSTITUTION(S) WHERE RESEARCH WILL BE CARRIED OUT:		
Institution		Site
UBC		Vancouver (excludes UBC Hospital)
Vancouver Coastal Health (VCHRI/VCHA)		Richmond Health Services
Vancouver Coastal Health (VCHRI/VCHA)		Vancouver Community
Other locations where the research will be conducted: Data will be collected at UBC in the Pediatric Audiology Lab. Recruitment of child and adult subjects will take place in the community and in the Vancouver Coastal Health Unit.		
CO-INVESTIGATOR(S): Erika Da Rocha Mahon		
SPONSORING AGENCIES: - Natural Sciences and Engineering Research Council of Canada (NSERC) - "Maturation of hearing" - UBC Department of Audiology and Speech Sciences - "Audiology research fund" - UBC Department of Audiology and Speech Sciences - "New faculty start-up grant: Effective masking levels for bone-conduction auditory steady-state responses"		
PROJECT TITLE: Optimal stimulus parameters for hearing screening protocols using auditory steady-state responses.		

THE CURRENT UBC CREB APPROVAL FOR THIS STUDY EXPIRES: January 26, 2016

The UBC Clinical Research Ethics Board Chair or Associate Chair, has reviewed the above described research project, including associated documentation noted below, and finds the research project acceptable on ethical grounds for research involving human subjects and hereby grants approval.

This approval applies to research ethics issues only. The approval does not obligate an institution or any of its departments to proceed with activation of the study. The Principal Investigator for the study is responsible for identifying and ensuring that resource impacts from this study on any institution are properly negotiated, and that other institutional policies are followed. The REB assumes that investigators and the coordinating office of all trials continuously review new information for findings that indicate a change should be made to the protocol, consent documents or conduct of the trial and that such changes will be brought to the attention of the REB in a timely manner.

DOCUMENTS INCLUDED IN THIS APPROVAL:			APPROVAL DATE:
Document Name	Version	Date	
Protocol:			
Protocol	Version 2	January 9, 2015	
Consent Forms:			

Consent_Form_Adult_Child_V2_Jan9_2015	2	January 9, 2015	January 26, 2015
<u>Assent Forms:</u>			
Assent_form_child	Version 2	January 9, 2015	
<u>Advertisements:</u>			
Advertisement Adult	Version 2	January 9, 2015	
Advertisement Child	Version 2	January 9, 2015	
<u>Letter of Initial Contact:</u>			
Initial Contact Letter Adult	Version 2	January 9, 2015	
Initial Contact Letter Child	Version 2	January 9, 2015	
<u>Other Documents:</u>			
Attachment B -Recruitment Support Form VCHRI	N/A	November 6, 2014	
CERTIFICATION:			
In respect of clinical trials:			
1. <i>The membership of this Research Ethics Board complies with the membership requirements for Research Ethics Boards defined in Division 5 of the Food and Drug Regulations.</i>			
2. <i>The Research Ethics Board carries out its functions in a manner consistent with Good Clinical Practices.</i>			
3. <i>This Research Ethics Board has reviewed and approved the clinical trial protocol and informed consent form for the trial which is to be conducted by the qualified investigator named above at the specified clinical trial site. This approval and the views of this Research Ethics Board have been documented in writing.</i>			
The documentation included for the above-named project has been reviewed by the UBC CREB, and the research study, as presented in the documentation, was found to be acceptable on ethical grounds for research involving human subjects and was approved by the UBC CREB.			
<i>Approval of the Clinical Research Ethics Board by one of:</i>			
Dr. Stephen Hopton Cann, Co-Chair Dr. Christopher Nguan, Co-Chair			

ANEXO C – Certificado de aprovação do projeto (VCHRI)



VCH Research Institute
 Jim Pattison Pavilion North
 3665–910 West 10th Ave
 Vancouver, BC V5Z 1M9
www.vchri.ca

July 15, 2015

Susan A. Small
 School of Audiology and Speech Sciences
 Faculty of Medicine
 2177 Wesbrook Mall
 Vancouver, B.C.
 V6T 1Z3

Vancouver Coastal Health Authority Research Study # V14-02775

FINAL CERTIFICATE OF APPROVAL

TITLE: Optimal stimulus parameters for hearing screening protocols using auditory steady-state responses.
SPONSOR: Natural Sciences and Engineering Research Council of Canada (NSERC) - "Maturation of hearing"
 - UBC Department of Audiology and Speech Sciences - "Audiology research fund"
 - UBC Department of Audiology and Speech Sciences - "New faculty start-up grant:
 Effective masking levels for bone-conduction auditory steady-state responses"

This is to inform you that your project has been approved and can start immediately. Approval has been granted until **January 26, 2016** based on the following:

1. UBC Clinical Research Ethics Board Certificate of Approval # H14-02775
2. Vancouver Coastal Health approval

Yours sincerely,

W. Robert McMaster, D. Phil.
 Vice President Research, Vancouver Coastal Health
 Executive Director, Vancouver Coastal Health Research Institute

ANEXO D - Certificado de calibração do estímulo *HiLo CE-Chirp*®

Calibration and Test Report

Instrument	Titan	Headset Right	Type:	EAR3A ABR	SN	48022
SN	SN0927938	Headset Left	Type:	EAR3A ABR	SN	48021
Firmware version	1.08.08	Probe			SN	ID015871
Suite	3.2	PreAmplifier			SN	ID003262
Test stand	24	Extension cable			SN	

Electrode impedance are within 10% Pass

Test type	DPOAE				TEOAE		ABRIS								WBT		
	Att.	DPOAE Probe IPSI dB SPL	Att.	DPOAE Probe CH2 dB SPL	Att.	TEOAE level dB SPL	TEOAE Vpp. Eq.	Att.	Probe CH2 dB SPL	Probe CH2 Vpp Eq.	Headset Left Level dB SPL	Headset Left Vpp. Eq.	Headset Right Level dB SPL	Headset Right Vpp. Eq.	Att.	WBT RMS	WBT MAX RMS
125	85		85														
250	85		85														
500	85		85														
750	85		85														
1000	85		85														
1500	85		85														
2000	85		85														
3000	85		85														
4000	85		85														
6000	80		85														
8000	70		85														
1000 Hz THD %	95				95			95	0,6		0,2	0,2	0,2	0,2			
Ref 1000 Hz	95		95		95			95	95	0,864	0,864	0,864	0,864	0,864			
CE-Chirp, WB								95		0,864	0,864	0,864	0,864	0,864			
CE-Chirp, Low								95		0,864	0,864	0,864	0,864	0,864			
CE-Chirp, High								95		0,864	0,864	0,864	0,864	0,864			
CE-Click								95		0,864	0,864	0,864	0,864	0,864			
Click, low pass					95												
Click, Norm.					95												
Monitor Click (Shared)			95	0,864	95	0,864		95		0,864	0,864	0,864	0,864	0,864	95	0,864	
Long tube (Adult)																	
Short tube (Infant)																	

2015-02-02

Date (YYYY-MM-DD) and signature/initials

Sacramento

ANEXO E – Descrição dos parâmetros técnicos do estímulo *HiLo CE-Chirp®*

Titan Instruction for Use - US

Page 92

ABR Infant Screening		
Preamplifier	One Channel:	3 electrodes, 50 cm Switchable: Software will automatically switch mastoid and ground if mastoid montage is used. So the user does not need to replace electrode during testing.
	Gain:	64 dB
	Frequency response:	0.5 - 5000 Hz
	Noise:	<25 nV/√Hz
	CMR Ratio:	>90 dB.
	Max input offset voltage:	2.5 V
	Input impedance:	10 MΩ/ 170 pF
Electrical Impedance measurement	Power from main unit:	Isolated power supply
	Measurement frequency:	33 Hz
	Waveform:	Rectangular
	Measurement current:	11.25 µA
Stimulus	Range:	0.5 kΩ – 25 kΩ ± 10 %
	Stimuli:	Click range (200 Hz -11 kHz) CE-Chirp® range (200 Hz – 11 kHz) HiLo CE-Chirp® range (Lo – up to 1.5 kHz) & (Hi – above 1.5 kHz)
	Stimulus rate:	90 Hz
	Transducers: (Calibrated to Standards)	EARTone ABR insert phone EARTone ABR for EarCup TDH 39 or DD45 head phone (Static force: 4,5N ± 0,5N IOW Probe
Recording	Channels:	2
	Level:	30 dB nHL, 35 dB nHL, 40 dB nHL
	Bandwidth:	22.05 kHz
	Analysis time:	1-10 min or Residual noise 5-80 nV
Display	A/D resolution:	24 bit
	Artifact reject system:	Rejection level (Peak, Min RMS, Max RMS) & Clipping (Saturation)
Algorithmic Sensitivity	Stimulus level and type, Bar and Graph view	
	Basic and advanced view	
Specificity	CE-Chirp®:	99.9%
	CE-Chirp®:	> 96%