Ualace De Paula Campos

**Função da orelha média e das curvas de
crescimento nas respostas das emissões
otoacústicas**

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

Programa de Pós-Graduação em Ciências da
Reabilitação
Área de concentração: Comunicação Humana
Orientador: Prof. Dra. Renata Mota Mamede Carvalho

São Paulo

2011

Ualace De Paula Campos

**Função da orelha média e das curvas de
crescimento nas respostas das emissões
otoacústicas**

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

Programa de Pós-Graduação em Ciências da
Reabilitação
Área de concentração: Comunicação Humana
Orientador: Prof. Dra. Renata Mota Mamede Carvalho

São Paulo

2011

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)

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

©reprodução autorizada pelo autor

Campos, Ualace De Paula

Função da orelha média e das curvas de crescimento nas respostas das emissões
otoacústicas / Ualace De Paula Campos. -- São Paulo, 2011.

Tese(doutorado)--Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo.
Programa de Ciências da Reabilitação. Área de concentração: Comunicação
Humana.

Orientadora: Renata Mota Mamede Carvalho

Descritores: 1.Emissões otoacústicas espontâneas 2.Orelha média 3.Células
ciliadas auditiva

USP/FM/DBD-177/11

Dedicatória

A minha esposa Marta e a minha família.

Agradecimentos

A minha “mãe” acadêmica Renata Carvallo, orientadora correta e compreensiva, que é a grande influenciadora de minha carreira profissional.

À Tony Leroux et Martine Gendron que me acolheram na Université de Montréal, Canadá, onde fizemos pesquisas e amizades.

À Stavros Hatzopoulos que me acolheu em seu laboratório da Università degli Studi di Ferrara, Itália.

À Lará Carnerô, Gaby Sanches, Ivone Neves-Lobo, Nádia Vilela, Patrícia Almeida, Tathi Piccheli, Jordana, Ju Urosas, Kilza e todos os outros colegas de CDP e UdeM que compartilharam idéias, discutiram projetos e conviveram de maneira saudável e enriquecedora.

À Carmen Saldiva, estatística.

À Katia de Almeida, Iêda Russo e Carlos Taguchi, grande amigos e professores.

À Mirella Horiuti, colega compreensiva e atenciosa.

Aos sogros José Alfredo e Elizabeth Arêas pelo apoio e a disponibilidade em contribuir.

À Marta Arêas Campos, momor, que ouviu minhas reclamações, releu meus resumos, corrigiu meu português, francês, inglês, . . . ufa, trabalhou quase tanto quanto eu!

Aos professores de Fonoaudiologia do Centro de Docência e Pesquisa (CDP).

À FAPESP, pelo apoio à pesquisa e desenvolvimento do projeto.

À Banca examinadora.

Sumário

Lista de Abreviaturas	i
Lista de Figuras	iii
Lista de Tabelas	v
Resumo	01
Abstract	02
Résumé	03
Introdução	04
Objetivo	10
Revisão Bibliográfica	11
Fisiologia da Cóclea	11
Medidas de Imitância Acústica	18
Emissões Otoacústicas	26
Curvas de Crescimento das Emissões Otoacústicas por Produto de Distorção	32
Métodos	40
Local e período de realização do estudo	40
Casuística	41
Equipamentos	43
Procedimentos	44
Estatística	47
Resultados	50
Discussão	100
Considerações Finais	123
Conclusões	124
Referências Bibliográficas	125
Anexo I – Termo de Consentimento	133
Anexo II – Anamnese	136
Anexo III – Aprovação do Comitê de ética	137
Anexo IV – Tabelas	138

Lista de Abreviaturas

B – susceptância

c – velocidade do som

CCE – Células Ciliadas Externas

CCEOA – PD – Curvas de Crescimento das Emissões Otoacústicas por Produto de Distorção

CCI – Células Ciliadas Internas

daPa - decaPascal

dB - decibel

dBNA – decibel nível de audição

dBNPS – decibel nível de pressão sonora

EOA – Emissões Otoacústicas

EOA – PD – Emissões Otoacústicas – produto de distorção

EOA – T – Emissões Otoacústicas - transientes

f1 – frequência 1

f2 – frequência 2

FC – frequência característica

FMUSP – Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo

G - conductância

HC – Hospital das Clínicas

Hz - Hertz

K+ - potássio

kHz - kiloHertz

L1 – intensidade de f1

L2 – intensidade de f2

m – massa

ml - mililitros

mmho - milimho

OD – orelha direita

OE – orelha esquerda

PEATE – potenciais evocados auditivos de tronco encefálico

R – resistência

s – rigidez

V – volume

Y – admitância

Z - impedância

Z_m – impedância acústica

ρ – densidade

Lista de Figuras

- Figura 01 - Curva de crescimento das Emissões Otoacústicas por Produto de distorção (Registro do equipamento ILO 292 versão 6)
- Figura 02 - Curva de crescimento das Emissões Otoacústicas por Produto de distorção (Registro do equipamento ILO 292 versão 6)
- Figura 03 - *Box-plots* para o limiar audiométrico (dBNA) por antecedentes, sexo e orelha na frequência de 1000, 2000, 3000, 4000 e 6000 Hz.
- Figura 04 - *Box-plots* para o volume do MAE (ml), pressão (da Pa) e admitância estática (ml) por antecedentes, sexo e orelha em 226 Hz
- Figura 05 - *Box-plots* para a amplitude (dBNPS) das EOA – PD por antecedentes, sexo e orelha na frequência de 1000, 1500, 2000, 3000, 4000 e 6000 Hz
- Figura 06 - *Box-plots* para a amplitude (dBNPS) a cada intensidade por antecedentes, sexo e orelha – 1500 Hz (acima) e curvas ajustadas em cada combinação de antecedentes, sexo e orelha – 1500 Hz (abaixo)
- Figura 07 - *Box-plots* para a amplitude (dBNPS) a cada intensidade por antecedentes, sexo e orelha – 2000 Hz (acima) e curvas ajustadas em cada combinação de antecedentes, sexo e orelha – 2000 Hz (abaixo)
- Figura 8 - *Box-plots* para a amplitude (dBNPS) a cada intensidade por antecedentes, sexo e orelha – 3000 Hz (esquerda) e curvas ajustadas em cada combinação de antecedentes, sexo e orelha – 3000 Hz (direita)
- Figura 9 - *Box-plots* para a amplitude (dBNPS) a cada intensidade por antecedentes, sexo e orelha – 4000 Hz (esquerda) e curvas ajustadas em cada combinação de antecedentes, sexo e orelha – 4000 Hz (direita)
- Figura 10 - *Box-plots* para a amplitude (dBNPS) a cada intensidade por antecedentes, sexo e orelha (esquerda) e curvas ajustadas em cada combinação de antecedentes, sexo e orelha – 6000 Hz (direita)
- Figura 11 - *Box-plots* para o *slope* por antecedentes, sexo e orelha na frequência de 1500, 2000, 3000, 4000 e 6000 Hz

- Figura 12 - Diagramas de dispersão do limiar audiométrico (dBNA) e a amplitude (dBNPS) das EOA - PD nas orelhas direita e esquerda, por antecedentes e sexo – 1000, 2000, 3000, 4000 e 6000 Hz
- Figura 13 - Diagramas de dispersão do limiar audiométrico (dBNA) e o limiar das CCEOA - PD (dBNPS) nas orelhas direita e esquerda, por antecedentes e sexo – 2000, 3000, 4000 e 6000 Hz
- Figura 14 - Limiares audiométrico médios entre orelhas com pico duplo e único na timpanometria em admitância de 1000 Hz:
- Figura 15 - *Box-plots* para o limiar das CCEOA - PD (dBNPS) nos grupos com e sem pico duplo
- Figura 16 - *Box-plots* para o *slope* nos grupos com e sem pico duplo com antecedentes
- Figura 17 - *Box-plots* para o *slope* nos grupos com e sem pico duplo sem antecedentes
- Figura 18 - Diagramas de dispersão da amplitude das EOA - PD e o limiar das CCEOA - PD (dBNPS) nas orelhas direita e esquerda, por antecedentes e sexo – 1500, 2000, 3000, 4000 e 6000 Hz

Lista de Tabelas

Tabela 01 – Distribuição das orelhas de acordo com as variáveis antecedentes, sexo e orelha direita / esquerda.

Tabela 02 – Estimativas dos coeficientes linear e angular obtidas no ajuste do modelo de regressão em 2000 Hz

Tabela 03 – Estimativas dos coeficientes linear e angular obtidas no ajuste do modelo de regressão em 4000 Hz

Tabela 04 – Estimativas dos coeficientes linear e angular obtidas no ajuste do modelo de regressão em 6000 Hz

Tabela 05 – Estimativas dos coeficientes linear e angular obtidas no ajuste do modelo de regressão em 2000 Hz

Tabela 06 – Estimativas dos coeficientes linear e angular obtidas no ajuste do modelo de regressão em 4000 Hz

Tabela 07 – Média e p-valores do volume de MAE, pressão e admitância com frequência de sonda de 226 e 1000 Hz.

Tabela 08 – Distribuições do pico duplo nas duas orelhas.

Tabela 09 – Frequências e porcentagens de ocorrência de pico duplo em relação ao sexo e orelhas direita e esquerda

Tabela 10 – Frequências e porcentagens de ocorrência de pico duplo segundo antecedentes, nas orelhas direita e esquerda

Tabela 11 – Estimativas dos coeficientes linear e angular obtidas no ajuste do modelo de regressão em 1500 Hz

Tabela 12 – Estimativas dos coeficientes linear e angular obtidas no ajuste do modelo de regressão em 2000 Hz

Tabela 13 – Estimativas dos coeficientes linear e angular obtidas no ajuste do modelo de regressão em 3000 Hz

Resumo

Campos, UP - Função da orelha média e das curvas de crescimento nas respostas das emissões otoacústicas. São Paulo : Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo ; 2011. 138p.

INTRODUÇÃO: Dentre as medidas da função coclear, a curva de crescimento das Emissões Otoacústicas por produto de distorção (CCEOA – PD) permite o registro da amplitude da emissão em função do crescimento sistemático nos níveis de tons primários. A CCEOA – PD fornece parâmetros específicos sobre o limiar e o comportamento não-linear das EOA – PD, porém a variabilidade das respostas inter e intrasujeitos reduz a confiabilidade dessa medida na avaliação da robustez das respostas cocleares e a relação dessa robustez com os limiares auditivos. **OBJETIVOS:** Esta pesquisa estudou as interações entre as medidas timpanométricas da orelha média e as medidas de função coclear em adultos jovens sem queixas auditivas, de acordo com as variáveis: antecedentes de alterações de orelha média, sexo e orelha direita / esquerda. **MÉTODOS:** Participaram 69 indivíduos com audição normal e idades entre 18 e 34 anos, sendo 21 homens e 48 mulheres. A caracterização das condições de orelha média foi obtida pela anamnese, com a informação dos antecedentes de alterações de orelha média e pela timpanometria com sondas de admitância de 226 e 1000 Hz. A audiometria foi realizada com resolução de 01 dB NA, o que possibilitou comparações mais refinadas entre o limiar psicoacústico da audiometria tonal, a amplitude do *DP-Gram* e os limiares das CCEOA – PD. Além dessas variáveis, a interferência dos fatores sexo e orelha foram testadas em todas as análises. **RESULTADOS/DISCUSSÃO:** Os resultados apontaram que as curvas de crescimento sofreram influência significativa das variáveis sexo, antecedentes de alterações de orelha média e orelha direita \ esquerda, porém, apenas a interferência dos antecedentes foi constante e causou um padrão de modificação, ou seja, o grupo com antecedentes apresentou respostas aquém das respostas do grupo sem antecedentes. Os limiares audiométricos também apresentaram alta correlação com as amplitudes das EOA – PD e com os limiares das CCEOA – PD, quando identificadas as variáveis que interferiram nos resultados. Considerando que o ruído de fundo foi controlado nessa pesquisa, durante a avaliação das EOA – PD e CCEOA – PD, os resultados confirmaram a importância da consideração dessas variáveis na composição de grupos com audição normal em pesquisas com medidas de emissões otoacústicas. Ainda sobre os resultados, foi possível, por meio da medida da curva de crescimento (*slope* e limiar), demonstrar que o padrão de crescimento das CCEOA – PD é diferente nos casos de modificação nas condições de orelha média e isso foi verificado tanto pelos antecedentes de alterações de orelha média quanto pelas medidas timpanométricas com sonda de admitância de 1000 Hz. **CONCLUSÃO:** O limiar das CCEOA - PD estudado nessa pesquisa apresentou correlação positiva com valores audiométricos e negativa com o *DP-Gram*. A inclinação da curva de crescimento (*slope*) também apresentou alta correlação com os antecedentes de alterações de orelha média, apontando o potencial valor desta medida no estudo da função coclear saudável e alterada e, conseqüentemente, sua possível utilização nas medidas prescritivas de amplificação.

Descritores: Emissões Otoacústicas Espontâneas, Orelha Média, Células Ciliadas Auditivas

Abstract

Campos, UP - Middle-ear and growth functions on the responses of the otoacoustic emissions. São Paulo : Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo ; 2011. 138p.

INTRODUCTION: The Distortion Product Otoacoustic Emissions Input/Output function (DPOAE I/O function) is a subdivision of DPOAE, where the response amplitude is recorded such as a systematic growth function in the primary tones. The DPOAE I/O function provides specific parameters about the DPOAE's threshold and non-linearity. However, the response variability reduces the measure reliability to evaluate the cochlear robustness and the relationship between robustness and hearing thresholds. **OBJECTIVE:** This research studied the interaction between the tympanometric measures and cochlear functions measures in young adults without hearing complaints, considering the variables: middle-ear alteration antecedents, gender and right / left ear. **METHODS:** 69 normal hearing subjects, aged from 18 to 34 years participated of the study. From the total, 21 were men and 48 women. To reach the proposed objectives, the middle ear conditions were assessed by anamneses and 226 and 1000 Hz admittance probe-tone tympanometry. The audiometric thresholds were searched with 01 dBHL resolution to enable refined comparisons among pure-tone audiometry and *DP-Gram* amplitude and DPOAE I/O function thresholds. The gender and ear interference were also evaluated in all analyses. **RESULTS/DISCUSSION:** The results showed that the variables gender, antecedents and ear affected the I/O functions responses, but only the middle-ear alterations antecedents presented a constant modification pattern. In other words, the group with antecedents presented mainly reduced responses in comparison with no antecedents group. The audiometric thresholds also presented high correlation with DPOAE amplitudes and DPOAE I/O functions thresholds, after the detection of the variables affecting the results. As the background noise was controlled during this study, the results confirmed the importance of monitoring these variables in the normal hearing group compositions to perform researches with DPOAE. Regarding the DPOAE I/O functions (slope and threshold), the growth pattern was modified according the middle ear conditions, verified by the antecedents of middle ear alterations and 1000 Hz admittance probe-tone tympanometry. **CONCLUSION:** The DPOAE I/O function threshold studied presented positive correlation with audiometric thresholds and negative correlation with *DP-Gram*. The DPOAE I/O function's slope also showed high correlation with antecedents of middle ear alterations, denoting the potential value of this measure in the study of the healthy and damaged cochlear function and, hence, it possible application in amplification prescriptive measures.

Key words: Otoacoustic Emissions, Spontaneous; Ear, Middle; Hair Cells, Auditory.

Résumé

Campos UP – Fonction de l'oreille moyenne et des courbes de croissance sur les réponses des émissions otoacoustiques. São Paulo : Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo ; 2011. 138p.

INTRODUCTION : La courbe de croissance des émissions otoacoustiques par produit de distorsion (CCÉOA-PD) est une mesure possible de la fonction cochléaire. Son amplitude est enregistrée comme une fonction de croissance systématique aux niveaux de sons primaires. La CCÉOA-PD fournit des paramètres spécifiques sur le seuil et le comportement non-linéaire des ÉOA-PD, pourtant, la variabilité des réponses inter et intra-sujets réduit la fiabilité de cette mesure pour l'évaluation de la robustesse des réponses cochléaires et la relation de celle avec les seuils auditifs. **OBJECTIF :** Cette étude a évalué les interactions entre les mesures tympanométriques de l'oreille moyenne et les mesures de la fonction cochléaire chez les adultes sans plaintes auditives, selon les variables: antécédents des altérations de l'oreille moyenne, genre et oreille droite / gauche. **MÉTHODE :** Les sujets ont été 69 adultes âgés de 18 à 34 ans, 21 hommes et 48 femmes. Pour atteindre les buts proposés, une anamnèse et la tympanométrie avec une sonde d'admittance de 226 et 1000 Hz ont été faites pour caractériser les conditions de l'oreille moyenne et ses antécédents d'altérations. Pour permettre des comparaisons plus raffinées entre les seuils psycho-acoustique de l'audiométrie tonale, l'amplitude du *DP-Gram* et les seuils des CCÉOA-PD, l'audiométrie a été faite avec la résolution de 01 dBHL. Au-delà de ces variables, l'interférence des facteurs genre et oreille ont été testées dans toutes les analyses. **RÉSULTATS / DISCUSSION :** De façon générale, les résultats ont démontré que les courbes de croissance ont été influencées de façon significative par les variables genre, antécédents des altérations de l'oreille moyenne et oreille droite / gauche, pourtant, l'interférence des antécédents a été constante et elle a causé un patron de modification. En d'autres termes, le groupe avec antécédents ont eu des réponses toujours ci-dessous du groupe sans antécédents. Les seuils audiométriques ont présenté aussi haute corrélation avec les amplitudes des ÉOA-PD et avec les seuils des CCÉOA-PD, après l'identification des variables qui interféraient les résultats. Tandis que le bruit de fond a été contrôlé pendant l'évaluation des ÉOA-PD et CCÉOA-PD, les résultats ont démontré l'importance de considérer ces variables pour composer des groupes avec audition normale dans les études avec les émissions otoacoustiques. À travers la mesure des courbes de croissance (slope et seuils), on a pu démontrer que le patron de croissance des CCÉOA-PD est différent dans les cas de modification des conditions de l'oreille moyenne et cela a été vérifié par les antécédents d'altérations de l'oreille moyenne et par les mesures tympanométriques avec une sonde d'admittance de 1000 Hz. **CONCLUSION :** Les seuils des CCÉOA – PD ont présenté une corrélation positive avec les seuils audiométriques et négative avec le *DP-Gram*. L'inclination de la courbe de croissance a aussi présenté une haute corrélation avec les antécédents d'altérations d'oreille moyenne, en indiquant la valeur potentielle de cette mesure aux études de la fonction cochléaire normale et endommagée et, conséquemment, la possible utilisation dans les mesures prescriptives d'amplification.

Mots-clés : Émission Otoacoustique Spontanée, Oreille Moyenne, Cellules Ciliées Auditives

Introdução

A audição é a modalidade sensória que permite criar significados conceituais a partir de determinantes físicos. Os conceitos abstratos que ela pode gerar e a relação com diversas áreas cerebrais fazem da audição um sentido importante para o desenvolvimento natural da linguagem e fundamental para o desenvolvimento natural da fala.

Dentre os cinco sentidos, a audição tem uma nobreza peculiar, já que a comunicação humana ao longo da história foi prioritariamente oral. Mesmo Sócrates (470 – 399 a.C.) nunca escreveu uma linha sobre seu pensamento filosófico, utilizando apenas a comunicação oral tornou-se um “divisor de águas” e um dos maiores influenciadores do pensamento ocidental.

A faixa de frequência audível do ser humano encontra-se entre 20 e 20000 Hz e a de intensidade entre 0 e 120 dBNA. O fato de haver limites tão rígidos para a faixa de frequência e a de intensidade pode ser devido à adaptação e especialização do sistema auditivo para a comunicação. Infelizmente, esses limites reduzem o mundo de informações auditivas do ser humano (mas essa discussão delega-se aos filósofos), porém, o torna especializadíssimo e efficientíssimo na compreensão da comunicação oral.

No século 20, Scott (1908), Bekesy (1928), Gold (1948), Kemp (1978), entre outros, concentraram-se nesse sentido do ser humano de forma a entender os processos fisiológicos contidos em um órgão minúsculo, protegido pela porção petrosa do osso temporal (osso mais rígido do organismo) e suas regiões adjacentes, como a orelha média, a qual contém pequenos ossos e os menores músculos do corpo

humano. O legado principal de todos esses pesquisadores foi apresentar imagens e modelos da cóclea, primeiramente passiva, depois ativa, além da hidrodinâmica coclear, as ondas viajantes, a tonotopia, a eferência do sistema nervoso central, entre outras especialidades que a cóclea, órgão polivalente, realiza. A forma incrível como os processos cocleares acontecem, ainda hoje deslumbram e desafiam pesquisadores em todo o mundo.

Devido a todo envolvimento científico no conhecimento da audição, cada vez mais métodos objetivos são empregados para análise das funções auditivas. Os grandes avanços tecnológicos geram ferramentas cada vez mais específicas e pertinentes para análises fidedignas e não invasivas. Por esse fato, a compreensão das funções cocleares vem sendo desvendada muito rapidamente, sobretudo após o advento das emissões otoacústicas.

O entendimento dos processos cocleares (transdução mecano-elétrica das células ciliadas do órgão espiral, papel da membrana basilar nas funções de não-linearidade, compressão na amplificação coclear e precisão do órgão espiral em sensibilidade e seletividade de frequências) contribui para a determinação da sensibilidade auditiva, do processamento da informação sonora e das maneiras de atuar na melhoria desses padrões em alterações auditivas.

É difícil imaginar que, nos anos 30 do século 20, um biofísico, Georg Von Békésy, descrevia a tonotopia coclear de forma passiva, e que, em 1948, os astrofísicos Gold e Pumphrey sugeriram que a cóclea é um analisador ativo de frequências. Ainda nos anos 70, o físico David Kemp utilizaria o conhecimento dos “ecos” gerados pela cóclea ativa e saudável para criar uma forma de captação desses ecos a partir da tecnologia disponível, gerando uma avaliação fidedigna da

salubridade física da cóclea. Kemp (1978) nomeou os sons gerados pela cóclea de “emissões otoacústicas” (EOA).

Após o “advento” das emissões otoacústicas, houve uma revolução no estudo e pensamento das funções cocleares. Novos estímulos foram criados, técnicas de captação dos ecos foram testadas, e normatizações começaram a ser geradas. Nos últimos 30 anos, o conhecimento ainda sombrio das funções cocleares ganhou contornos cada vez mais claros e consistentes. A utilização clínica das EOA também modificou profundamente o diagnóstico neonatal e o diagnóstico diferencial de diversas patologias auditivas.

Um conhecimento que também modificou a forma de pensar a avaliação e o tratamento das alterações cocleares foi a possibilidade de se mensurar a não-linearidade coclear, ou mais especificamente, a compressão coclear. Considerando que as Emissões otoacústicas – produto de distorção (EOA – PD) são produzidas por mecanismos não-lineares na cóclea, podemos entender esses mecanismos por meio destas medidas, analisando especificamente como ocorre a compressão coclear (Gorga et al., 2002).

Dentre as medidas possíveis da função coclear por meio de EOA – PD, há a curva de crescimento das EOA – PD (CCEOA-PD)¹, sendo obtida por frequência. A amplitude da emissão é registrada como uma função de crescimento sistemático nos níveis de tons primários. A CCEOA – PD fornece parâmetros específicos sobre o

¹ As figuras 01 e 02 contidas nas páginas 38 e 39 da sessão “revisão bibliográfica” apresentam exemplos de respostas CCEOA-PD.

limiar e o comportamento não-linear das EOA – PD. A grande novidade das CCEOA – PD é a possibilidade de visualizar a não-linearidade criada na cóclea e de estudar os motivos para essa não-linearidade, criando-se medidas e ultrapassando-se os limites do conhecimento científico atual.

As EOA – PD, como descritas acima, pareciam uma solução de forma não invasiva para quase todos os problemas relacionados à mensuração da atividade coclear, porém, a variabilidade das respostas inter e intrasujeitos das EOA - PD dificulta o diagnóstico preciso de determinados objetivos, como a avaliação da robustez das respostas cocleares e a relação dessa robustez com os limiares auditivos. A robustez da resposta aqui pode ser chamada de relação sinal/ruído. A alta variabilidade ocorre também em indivíduos audiológicamente normais, devido a condições intrínsecas do indivíduo, do ambiente e do equipamento, entre outras. Cabe aos pesquisadores desvendar os geradores dessa alta variabilidade.

Dentre as condições intrínsecas, a orelha média, por ser responsável pela condução e amplificação da informação acústica, interfere diretamente na transmissão do estímulo e na captação das respostas das emissões otoacústicas, diminuindo a sensibilidade desta avaliação.

A orelha média e seu complexo e delicado sistema de alavancas, que amplificam o som antes da mudança de meio (aéreo para líquido), propiciam a amplificação adicional para compensação da perda de informação sonora gerada pela entrada do som no meio líquido da cóclea. A passagem do som pela orelha média é caracterizada por elementos passivos e ativos, e o sistema apresenta condições físico-acústicas convencionais e mensuráveis, ou seja, a resistência e impedância da orelha média são constantes e dependentes da frequência da estimulação.

Através da mobilidade da membrana timpânica (MT), é possível analisar a condição de funcionamento de uma orelha média. A forma clínica correntemente usada é a timpanometria. Ela é a medida da variação da mobilidade da orelha média, mais precisamente da membrana timpânica, em razão da variação de pressão introduzida no meato acústico externo.

A timpanometria com sonda de admitância de 226 Hz é normalmente utilizada para descartar a existência de um comprometimento de orelha média, na avaliação das EOA, mas a variabilidade das EOA continua alta mesmo em indivíduos com medidas timpanométricas com sonda de 226 Hz dentro da normalidade, indicando que essa medida tem se mostrado pouco eficiente na detecção de alterações discretas que interferem na captação de respostas das EOA – PD.

Apesar do uso clínico da timpanometria com sonda de admitância de 226 Hz na distinção de orelhas saudáveis e alteradas, a timpanometria com sonda de admitância de 1000 Hz tem sido considerada mais sensível às alterações discretas (Ferekidis et al., 1999; Abou-Elhamd et al., 2006). Essa sensibilidade pode gerar informações mais consistentes sobre o motivo da grande variação de amplitude das EOA – PD em indivíduos audiológicamente normais.

Aprimorar o conhecimento sobre a função da orelha média e da orelha interna ajudar-nos-á a obter respostas mais conclusivas das EOA – PD, possibilitando uma compreensão mais específica do estado da cóclea, inclusive quando houver lesões, ainda que discretas, das células ciliadas externas.

A hipótese desse trabalho é a de que haja uma relação de proporcionalidade entre a amplitude, o limiar e o *slope* das curvas de crescimento das EOA – PD e a

amplitude das EOA – PD, dependente dos fatores antecedentes de alterações de orelha média, sexo e orelha direita / esquerda. Em relação à função da orelha média, a hipótese é de que haja correspondência entre diferentes curvas timpanométricas encontradas com frequência de sonda de 1000 Hz e alterações discretas nas respostas de EOA – PD. O conhecimento da influência dessas duas variáveis poderá aumentar o grau de precisão na detecção da sensibilidade das CCE a estímulos de EOA - PD, gerando informações mais precisas sobre a função coclear e, consequentemente, ferramentas mais adequadas para a compensação da perda dessas funções.

Objetivo

Esta pesquisa estudou as interações entre as medidas timpanométricas da orelha média e as medidas de função coclear em adultos jovens sem queixas auditivas, de acordo com as variáveis: antecedentes de alterações de orelha média, sexo e orelha direita / esquerda.

Especificamente, os objetivos do estudo foram:

1. Verificar o efeito de antecedentes de alterações de orelha média sobre as medidas das EOA-PD e das CCEOA-PD.
2. Verificar a relação entre as medidas das EOA-PD e das CCEOA-PD e o limiar tonal audiométrico.
3. Verificar a relação entre as medidas das EOA-PD e das CCEOA-PD e as medidas timpanométricas com sonda de 1000 Hz.
4. Avaliar a relação entre as medidas obtidas nas curvas de crescimento das EOA – PD (amplitude, *slope* e limiar) e a medida da amplitude das EOA – PD.

Revisão de Literatura

Este capítulo foi organizado com ênfase de ideias dos autores, não privilegiando, necessariamente, a ordem cronológica dos trabalhos citados.

Fisiologia da Cóclea

Data-se de 1908, os primeiros trabalhos histológicos documentados e fotografados sobre a cóclea. Sidney Scott (1908) apresentou microfotografias de cortes histológicos da cóclea humana para discutirem as funções das estruturas presentes nela, como a membrana basilar, membrana tectória, a disposição espacial dos cílios, entre outras. Do início do século 20 até o fim da primeira década do século 21, muito se compreendeu sobre a cóclea, sua anatomia e funções.

A cóclea, órgão sensorial nobre do sistema auditivo, pode ser descrita como um analisador de frequências (Gold e Pumphrey, 1948). Ela é caracterizada por um conjunto de 3 canais justapostos em forma espiral. Está ligada à orelha média pela janela oval, por onde a energia mecânica é transmitida aos líquidos da cóclea. Cada frequência característica irá promover um padrão de deslocamento descrito como onda viajante (von Békésy, 1970), com capacidade de melhor estimular determinada região da cóclea. As células sensoriais localizadas na região estimulada são capazes de promover a transdução deste estímulo em sinal elétrico, o qual será propagado através das fibras que partem da região coclear. Quanto mais alta a frequência que atinge o sistema, mais restrita a estimulação à região basal da cóclea.

Disposto ao longo de seu eixo longitudinal, o Órgão de Corti abriga células sensoriais, denominadas como células ciliadas internas e externas (CCI e CCE). Elas são células ciliadas devido à presença de um feixe de estereocílios situados na sua superfície apical. As externas estão dispostas em 3 camadas, sendo, em número, o triplo (aproximadamente) das internas (Dallos, 1992). São basicamente efetoras, capazes de mudar o padrão da membrana basilar, independente da ação das ondas viajantes, alterando sua própria posição em relação à membrana tectória, ao longo das diferentes regiões de frequência da cóclea. As CCI recebem entre 90-95% da inervação aferente (Spoendlin, 1960), ou seja, são os receptores do Órgão de Corti.

Von Helmholtz, em 1954, foi o primeiro a sugerir que haveria dentro da cóclea elementos ressonantes espacialmente ordenados e específicos para cada frequência, porém, Von Békésy (1960) observou que diferentes regiões da cóclea estavam mecanicamente associadas. Estudando ossos temporais de cadáveres humanos, Von Békésy descreveu os movimentos oscilatórios da membrana basilar como uma “onda viajante”. Segundo suas observações, o estímulo sonoro produz uma onda hidrodinâmica no interior fluido da cóclea que se propaga da base ao ápice, produzindo movimentos oscilatórios da membrana basilar. Durante sua propagação, a onda viajante cresce em amplitude, atinge um pico e abruptamente decai. O local de vibração máxima depende da frequência do estímulo, de tal forma que sons de alta frequência produzem picos de vibração da membrana basilar próximo à base da cóclea, enquanto que sons de baixa frequência produzem picos mais próximos ao ápice.

Essas propriedades da membrana basilar são determinadas principalmente por suas características físicas: a base da cóclea é mais fina e rígida, o que propicia a

vibração a sons de alta frequência, enquanto que, no ápice, é mais espessa e flácida, facilitando a vibração a sons de frequências baixas. Von Békésy observou também que o comportamento da membrana basilar era linear, ou seja, a amplitude da vibração era proporcional à intensidade do estímulo.

Sabe-se atualmente que a cóclea, porém, é não-linear, e observa-se que os movimentos da membrana basilar são de alguma forma amplificados, especialmente sob baixos níveis de estimulação sonora. Esse é o processo de amplificação coclear, o qual propicia ao sistema auditivo uma extraordinária sensibilidade e capacidade de discriminação de frequências. Gold (1948) hipotetizou um processo ativo para compensar a perda de energia pelo atrito do meio fluido da cóclea com o objetivo de manter a discriminação e sensibilidade de frequências. Ele ainda afirmou que esse processo poderia gerar sons que poderiam ser captados no meato acústico externo.

Dallos (1992) ressaltou que o processo que propicia a amplificação coclear é fisiologicamente vulnerável e dependente do nível de estímulo. Este processo, nomeado como "amplificador coclear" tem a função de amplificar as vibrações da membrana basilar, envolvendo um processo "ativo ou motor" que adiciona energia mecânica à membrana basilar. A ação do amplificador coclear aumenta a vibração da membrana basilar (mecanismo ativo), mas somente próximo ao ponto da frequência característica do tom de entrada. Longe desta frequência característica, a vibração da membrana basilar é a mesma, tanto no mecanismo ativo, como no passivo.

Essa amplificação mecânica aprimora a sensibilidade auditiva e a seletividade de frequências, condições que ficam comprometidas quando há lesão de células ciliadas externas. Outra condição que pode interferir na ação do amplificador coclear

é a presença de uma alteração na rigidez da membrana basilar (Kolston, 2000), produzindo uma mudança na sintonia da mesma.

O processo de Amplificação Coclear tem início com a vibração do estribo na janela oval, a qual é propagada para a membrana basilar pelo deslocamento do volume dos líquidos cocleares. Este deslocamento de volume provoca um gradiente de pressão ao longo da membrana basilar. A deformação na membrana basilar produz um estreitamento entre a membrana tectória e a lâmina reticular, produzindo uma deflexão nos estereocílios. Tanto as células ciliadas externas, como as internas, possuem conexões de ponta que interligam os cílios adjacentes (Withnell et al., 2002). A deflexão dos estereocílios produz uma força nos canais de transdução por meio destas conexões, abrindo esses canais (Pickles, Comis e Osborne, 1984). Os íons de potássio fluem através dos canais de transdução abertos, aumentando o potencial intracelular e alterando a diferença através da parede basolateral, resultando, nas células ciliadas internas (CCI), em uma liberação de neurotransmissores nas sinapses aferentes. O fluxo de íons através destes canais de transdução, localizados no alto dos estereocílios, resultantes da deflexão dos cílios é chamado de transdução mecano-elétrica. O fluxo de íons pelos canais de transdução é constante e produto de forças eletromotivas, ou carga positiva que é mantida pela bomba de potássio através da estria vascular, e a carga intracelular negativa, ou potencial de repouso da membrana celular. Este constante fluxo de íons é chamado de "corrente estacionária". A deflexão dos estereocílios modula esta corrente estacionária com abertura de canais de potássio (K^+), de forma que o fluxo de corrente é aumentado quando o estereocílio é defletido para fora do modíolo (direção

excitatória), e o fluxo da corrente é diminuído quando o estereocílio é defletido na direção do modíolo (direção inibitória).

Ainda segundo Bray (1989), a descrição de um processo mecânico ativo não-linear dentro da cóclea, estimulou o surgimento de inúmeras pesquisas sobre a função das Células Ciliadas Externas da cóclea. As CCE, com sua inervação eferente, tornaram-se o foco das atenções como fonte de energia mecânica. Nesta época, já havia sido bem estabelecido que as células ciliadas externas fossem detectores de movimento no órgão de Corti, estimulando diretamente o nervo auditivo. Os filamentos de Actina e de Miosina, que eram frequentemente associados com a função contrátil, foram encontrados nas células ciliadas externas (Flock & Cheung, 1977).

As células ciliadas internas são consideradas as células primordialmente sensoriais da cóclea, enquanto que as sensoriais externas são efetoras, aplicando um “*input*” mecânico à movimentação da membrana timpânica. Acredita-se que as células ciliadas externas sejam capazes de fornecer energia para as ondas viajantes em sua propagação ao longo da membrana basilar, de forma a amplificar o deslocamento da membrana. Esta característica tende a aumentar a sensibilidade da cóclea à estimulação sonora. Além disso, este aumento na amplitude da movimentação ressalta o comportamento de modo-ressonante da membrana basilar, aumentando também a seletividade de frequência da orelha interna.

Nos mamíferos, as células ciliadas externas tiveram seu desenvolvimento posterior às células ciliadas internas. Este desenvolvimento mais tardio provavelmente representa uma progressão ontogenética de um sistema estritamente passivo, passando a ser um sistema que utiliza ambos os componentes não-lineares, o

passivo e o ativo (Dallos, 1992). Estas mudanças ontogenéticas parecem refletir um sistema refinado de sintonia de frequências e de limiar de sensibilidade. Um grande número de trabalhos demonstrou que tanto o processo ativo, como o passivo podem estar gravemente afetados se houver lesão ou falta de CCE, sugerindo, então, que tanto a sensibilidade, como a sintonia coclear, dependam da integridade das CCE (Sahley et al., 1997).

As CCE possuem uma inervação aferente menos densa que as CCI. Contudo, a visão atual é a de que as CCE funcionem como um efector mecânico ativo (Brownwell, 1990), proporcionando um "impulso" no mecanismo da membrana basilar para os primeiros 40 dB (Ashmore, 1988).

Este papel mecânico bidirecional parece adicionar energia mecânica de origem biológica às ondas viajantes, ciclo por ciclo, a estímulos de baixo nível de intensidade de dada frequência característica (FC) (Ashmore, 1988, Dallos, 1992). O aumento de deslocamento da membrana basilar é, então, transferido aos estereocílios das CCI como um aumento na transdução eletromecânica de forma ordenada (Dallos, 1992).

As alterações nas CCE causam alargamento e elevação dos limiares de curvas de sintonia nas fibras do nervo auditivo, enquanto que alterações nas CCI resultam apenas em elevação de curva de sintonia (Liberman e Dodds, 1984). Stenfelt (2008) propôs um modelo de cóclea para entendermos os mecanismos das perdas auditivas cocleares, de acordo com a interferência das células ciliadas externas ativas (amplificador coclear), células ciliadas internas, e do potencial endococlear na transmissão de um sinal sonoro (*driving voltage*). No modelo apresentado, diferentes lesões do órgão coclear alteram parâmetros de diferentes funções.

A resposta mecânica da cóclea dos mamíferos é não-linear. O crescimento se inicia de forma linear em baixas intensidades e começa a apresentar compressão conforme a intensidade aumenta. Essa não-linearidade ocorre primeiramente pela ação das células ciliadas externas e tem sido proposto que ela pode ser medida pelas emissões otoacústicas – produto de distorção. Quando avaliamos o crescimento das EOA – PD, uma estimativa da função das CCE é obtida (Nelly Et al, 2003, Oxenham e Bacon, 2004), ou seja, as emissões otoacústicas podem ser usadas para acessar o status das CCE, bem como da compressibilidade da cóclea. Esta medida pode ser usada para identificar parâmetros que diferenciem as CCE saudáveis e danificadas (Stenfelt, 2008). O autor ainda afirmou que o potencial endococlear também influencia nas funções não-lineares das células ciliadas internas e externas.

Medidas de imitância acústica

Imitância Acústica é um termo geral relacionado à transferência de uma energia acústica, independente da maneira pela qual esteja sendo medida essa transferência. A transferência de energia ocorre quando a onda sonora alcança o meato acústico externo e uma pressão sonora é aplicada na membrana timpânica. A passagem do fluxo de energia provoca a movimentação da membrana timpânica, da orelha média e da orelha interna. Esta transferência de energia pode ser analisada, medindo-se o fluxo de energia na altura da membrana timpânica. A orelha média não é um transdutor perfeito, de modo que somente parte da energia incidente consegue atravessar o sistema que, desta forma, oferece certa oposição à passagem do som.

O Sistema Auditivo Periférico é composto por determinadas características físicas cujos efeitos combinados possibilitam maior ou menor transferência de energia. Este sistema possui certa quantidade de massa e tem uma relativa elasticidade, a qual pode também ser enfocada como rigidez. Quando uma energia acústica de suficiente intensidade atinge este sistema, ele é posto em movimentação, transferindo boa parte da energia incidente e dissipando outra parte, através do próprio movimento de seus componentes e seus ligamentos. Pode-se dizer que sua energia foi dissipada pelo atrito do sistema. Estas três características MASSA, RIGIDEZ E ATRITO interagem entre si, governando a transferência de energia do meato acústico externo para a orelha interna. De certa forma, essas características exercem impedimento à passagem do som, sendo expresso pela impedância acústica (Z_a) do Sistema Auditivo. Entretanto, como o sistema é eficiente, grande parte da

energia é transmitida, sendo esta transmissão expressa pela admitância acústica (Y_a), governada também pela massa, pela rigidez e pelo atrito. Assim, a avaliação da admitância do sistema auditivo pode ser alcançada através de fórmulas que medem a impedância do sistema ou, ao contrário, fórmulas que medem a admitância desse mesmo sistema.

O efeito dos fatores massa (m), rigidez (s) e atrito (resistência r) relacionam-se para resultar na impedância final, cuja fórmula operacional é a seguinte:

$$Z_m = \sqrt{R^2 + \left(2\pi f.m - \frac{s}{2\pi}\right)^2}$$

onde:

Z_m = impedância mecânica

R = resistência

$2\pi f.m - \frac{s}{2\pi}$ = reactância (X)

$2\pi f.m$ = reactância de massa (X_m)

$\frac{s}{2\pi}$ = reactância de rigidez (X_s)

m = massa

s = rigidez

f = frequência

$$\pi = 2.1416$$

Como a reactância de massa diminui com o aumento da frequência, a adição de massa ao sistema tem um efeito maior nas frequências altas do que nas frequências baixas. Ao contrário, como a reactância de rigidez diminui com o aumento da frequência, a adição de rigidez em um sistema tem um maior efeito nas frequências baixas (Margolis e Hunter, 1999).

O equipamento que melhor avalia a função da orelha média é o imitanciômetro, o qual, por meio da timpanometria, avalia a medida da variação da imitância do sistema auditivo, seja a impedância ou a admitância, em razão da variação de pressão introduzida no meato acústico externo. Geralmente, é introduzida uma energia acústica em 226 Hz no meato acústico externo, por meio de um altofalante localizado na sonda. A intensidade do som é monitorada por um microfone também localizado na sonda. É necessária a vedação do meato acústico externo (Carvalho, 2004).

Um sistema de pressurização faz com que a membrana timpânica sofra modificações em sua compressão, em uma velocidade de 50 da Pa por segundo. Essa diferença de pressurização causa diferentes níveis de absorção de energia pela membrana timpânica. O objetivo do teste é encontrar qual a pressão onde há o maior pico de admitância sonora do sistema. Esse valor é considerado normal quando está entre -100 e +50 da Pa. Picos após 100 da Pa sugerem disfunção tubária (Carvalho, 2004).

O efeito de massa e rigidez do sistema, exercido pelo sistema tímpano-ossicular, é alterado de acordo com a frequência de incidência da sonda do

equipamento, por isso muitas pesquisas têm sido realizadas com outras frequências de sonda, como 678 e 1000 Hz. A frequência de 226 Hz, mais utilizada na clínica, é eficaz para avaliar o efeito de rigidez de um sistema. Para se avaliar o efeito de massa sobre esse sistema, é mais conveniente o uso de frequências de sonda mais altas (678 Hz ou 1000 Hz).

Os timpanogramas, que avaliam a condição global do sistema, fornecem informações suficientes quando se investiga uma orelha média normal, ou com a presença de alteração por aumento de rigidez ou de massa. Estas três condições são as mais frequentes na clínica audiológica. No entanto, se houver alteração simultânea de massa e de rigidez, por exemplo, em uma situação de aumento de rigidez por otosclerose com hiperflacidez de membrana timpânica, é possível que o timpanograma seja normal porque a rigidez da cadeia ossicular foi "mascarada" pela hiperflacidez da membrana. Nestes casos, o timpanograma em admitância com tom de alta frequência (1000 Hz) pode mostrar-se alterado, embora não tenha sido observada alteração no timpanograma convencional em admitância (Y) em 226 Hz.

O motivo da utilização clínica da sonda de admitância de 226 Hz foi simplesmente técnico. A admitância é a recíproca da impedância, ou seja, em um sistema de estruturas paralelas, a impedância é expressa como:

$$\frac{1}{Z} = \frac{1}{Z_{\text{canal}}} + \frac{1}{Z_{\text{orelha média}}}$$

Se a admitância, como mencionado acima, é expressa como a recíproca da impedância, ela pode ser descrita como $Y_{\text{total}} = Y_{\text{canal}} + Y_{\text{orelha média}}$, ou seja, para avaliarmos a admitância da orelha média, o cálculo é muito mais simples:

$$Y_{\text{orelha média}} = Y_{\text{total}} - Y_{\text{canal}};$$

a equação mais simples da admitância é a razão da utilização da sonda de admitância e não a de impedância.

Já a frequência de 226 Hz é utilizada, pois a susceptância de orelha média é definida pela fórmula:

$$B_c = 2\pi fV/\rho c^2,$$

onde f é a frequência, V é o volume, ρ é a densidade e c é a velocidade do som. Em 226 Hz, a equação $2\pi f/\rho c^2 = 0,001$, portanto, a susceptância em 226 Hz, pode ser descrita como: $B_c=0,001V$ mho, ou $B_c = V$ (in mmho). Essa relação conveniente simplificava a calibração dos equipamentos, principalmente considerando-se que todos os equipamentos eram analógicos (Margolis e Hunter, 1999).

Para avaliarmos as curvas timpanométricas, diversas métricas e metodologias foram estudadas e aplicadas. Na clínica moderna, a forma utilizada é a proposta por Jerger, em 1970, em que as curvas são divididas de acordo com o seu volume e sua pressão. Curvas com pico, volume adequado (entre 0,3 e 2 ml, porém essa medida pode variar interpopulações) e pressão próxima de zero são chamadas de curvas tipo A e são relacionadas ao funcionamento normal da orelha média, e curvas planas, relacionadas às alterações que geram aumento de massa (ex. otite média aguda), são chamadas curvas tipo B. Ainda há curvas tipo C, com pressão deslocada, tipo As, com volume abaixo de 0,3, e Ad, com volume acima de 2ml (dependendo da população).

Vanhuyse et al. (1975) criaram um modelo baseado nos formatos dos timpanogramas de resistência e reactância para investigar os tipos de curvas timpanométricas. Há quatro padrões baseados na susceptância e na condutância. Quando ambas apresentam pico único, o padrão é 1B1G. A susceptância com duplo pico, 3B1G. Ainda há os tipos 3B3G e 5B3G, que são susceptância e condutância com duplos picos, e susceptância com 3 picos e condutância com pico duplo, respectivamente.

Atualmente, com a digitalização dos equipamentos, a modificação do padrão da frequência da sonda foi facilitada e diversos estudos são desenhados de forma que haja comparações com a sonda de admitância de 226 Hz e de outras frequências. Parra et al. (2005) analisaram o padrão de reflexos acústicos com sondas de 226, 678 e 1000Hz obtidos em 30 adultos sem queixas auditivas, com idades variando de 20 a 26 anos. Todos foram submetidos à pesquisa dos reflexos acústicos ipsilaterais, coletados com estímulos pulsáteis de 500, 1000, 2000, 4000 Hz e ruído de faixa larga. A análise comparativa dos limiares de reflexos considerou as variáveis: frequência de sonda, frequência de estímulo, sexo e lado da orelha. Para todos os estímulos, a medição pela sonda de 678 Hz resultou em limiares mais elevados do que para as sondas de 226 Hz e 1000 Hz. A comparação entre as três sondas mostrou diferença estatisticamente significativa nos reflexos obtidos com estímulos de 500 Hz, 1000 Hz e ruído de faixa larga. As autoras concluíram que houve consistência entre os limiares obtidos com sonda de 226 Hz e 1000 Hz, sugerindo serem essas as melhores frequências de sonda para a pesquisa de reflexos acústicos.

Lyra e Silva et al. (2007) realizaram timpanometria com frequência de sonda de 226, 678 e 1000Hz em 110 neonatos com emissões otoacústicas presentes, e

concluíram que a timpanometria com frequência de sonda de 1000Hz foi a que apresentou mais curvas timpanométricas do tipo A, sendo considerada a mais apta para o tipo de população estudada.

Em um estudo das características da imitância acústica em 1000Hz em neonatos, Kei et al. (2003) encontraram que 92% dos participantes apresentaram curva tipo A, duplo pico em 1,2%, e curva plana (tipo B) em 5,7% dos participantes.

Shang, Ni e Liu (2006) usaram a frequência de sonda de 678Hz e 1000Hz para correlacionar a timpanometria com o potencial evocado auditivo de tronco encefálico (PEATE). O exame de timpanometria com a sonda de 1000Hz foi o de maior correlação com o PEATE, comprovando a importância da timpanometria com a sonda de 1000Hz, principalmente na avaliação em crianças com menos de 25 semanas de vida.

Diversos pesquisadores criaram protocolos e normatizações para a utilização da sonda com frequência de 1000Hz na timpanometria, e os novos equipamentos já vêm com essa opção de exame disponível. Um protocolo relacionado à idade foi proposto por Alaerts, Luts e Wouters (2007). Os pesquisadores avaliaram desde neonatos, a lactentes de 3 meses, 3 a 6 meses, 6 a 9 meses, e 9 a 32 meses, até adultos, e concluíram que até 3 meses a melhor frequência de sonda foi a de 1000Hz, e que após os 9 meses a melhor foi a de 226Hz. Nos bebês entre 3 e 9 meses de vida, não houve diferença entre as respostas com ambas as sondas. Ainda pensando na normatização das medidas imitanciométricas com frequência de sonda de 1000Hz, Swanepoel et al. (2007) realizaram imitanciometria com frequência de sonda de 1000Hz em 278 orelhas de neonatos, encontrando que o pico de admitância médio

era de 1,4 mmho, com pico de pressão entre 140 e 210 da Pa, e 90% dos reflexos entre 80-105 (média=93dB +/-9dB).

Ainda sobre estudos com timpanometria com sonda de admitância de 1000Hz, Huang et al. (2008) realizaram timpanometria, tomografia computadorizada do osso temporal, PEATE e EOA – PD em neonatos para identificação de otite média secretora, e concluíram que, após o procedimento por imagem, a timpanometria com sonda de admitância de 1000Hz foi a mais eficiente para a detecção das otites secretoras.

Nas otites médias, a melhor forma de avaliar as condições da orelha média é através da timpanometria multifrequencial. Abou-Elhamd et al. (2006) estudaram a frequência de ressonância em diversas patologias de orelha média, encontrando uma variação de 428 a 1336Hz na frequência de ressonância da orelha média com alterações. Ferekidis et al. (1999) também apontaram a necessidade de frequências de sonda mais altas para o estudo das alterações de orelha média, concluindo, em um estudo com otite média secretora, que a frequência de sonda de 226Hz foi inapta para detectar a patologia estudada. Carvallo (1997) encontrou que a frequência de ressonância média em indivíduos normo-ouvintes é de 941Hz com desvio padrão de 185Hz. Lechuga et al. (2000) chegaram a resultados similares, sendo que a frequência de ressonância média encontrada no estudo foi de 1132,33Hz.

Shahnaz e Polka (2002) estudaram o uso de frequências mais altas para obtenção de respostas timpanométricas mais apuradas em casos de otosclerose, concluindo que frequências mais altas são mais indicadas para detectar orelhas otoscleróticas. Os autores ainda sugeriram que a frequência de 630Hz foi a mais sensível nesses casos.

Emissões Otoacústicas

A hipótese de Gold (1948), de que a cóclea emitiria sons detectáveis pelo meato acústico externo, voltou a ser explorada nos anos 70. Esse fenômeno, atualmente descrito como “Emissões Otoacústicas”, foi amplamente estudado por David Kemp. EM 1978, Kemp publicou o artigo “*Stimulated acoustic emissions from within the human auditory system*”, no qual apresentou a captação de respostas cocleares (ecos) a partir de estimulação acústica. Essa “re”descoberta modificou profundamente a metodologia de estudo da cóclea humana.

As emissões otoacústicas (EOAs) são descritas como um subproduto da atividade das células sensoriais externas (CCE) do Órgão de Corti, que amplificam as ondas que atravessam a membrana basilar. Parte desta atividade escapa da cóclea, sendo retransmitida ao meato acústico externo através do sistema tímpano-ossicular. Estes sinais podem ser, portanto, captados por um microfone miniaturizado alojado no meato acústico externo. A justificativa de ocorrência das emissões otoacústicas baseia-se em um sistema similar ao descrito por Gold (1948) de ressonância da membrana basilar. O tom ressonante interferiria com o tom de entrada produzindo uma “resposta”, que aumenta ou diminui em função da frequência (Kemp, 1978).

O fenômeno do movimento das células ciliadas externas (CCE) chama-se eletromotilidade (Zenner et al., 1988). A eletromotilidade é um processo ativo, o qual permite uma discriminação refinada dos sons audíveis (Moller, 1994). Ela é resultante da ação da via auditiva eferente sobre as CCE (Sahley, 1997). Uma perda total das CCE resulta em cerca de 60dBNA de perda auditiva (Silva e Ysunza, 1998).

Uma das principais vantagens das EOA é a de que a sua presença indica que o mecanismo de recepção pré-neural (assim como o mecanismo da orelha média) é capaz de responder ao som de forma adequada (Kemp et al., 1990). As Emissões são específicas e seletivas por frequência e, portanto, torna-se possível a obtenção de informações sobre diferentes partes da cóclea simultaneamente.

As emissões são caracterizadas como espontâneas e evocadas, sendo a primeira de ocorrência independente de qualquer estímulo e a segunda dependente da presença de um estímulo (Probst et al., 1991).

Dentro das emissões evocadas, há ainda três subdivisões: Emissões Otoacústicas Transientes, por Estímulo-Frequência e por Produto de distorção. As Emissões Otoacústicas Evocadas Transientes captam sinais acústicos de curta duração, tais como clicks e tone burst. Essa avaliação é útil na detecção das alterações cocleares. As Emissões Otoacústicas Evocadas por Estímulo-Frequência são produzidas por tons puros contínuos e mostram características semelhantes às transientes. Contudo, são pouco utilizadas por dificuldades técnicas.

As Emissões Otoacústicas por Produto de Distorção são evocadas pela interação de dois tons puros (primários) de diferentes frequências (f_1 e f_2). Um terceiro tom de diferente frequência é emitido de volta para o conduto auditivo externo. O f_1 é um tom primário com frequência menor que f_2 , que também é um tom primário só que com uma frequência mais alta. A relação f_1/f_2 mais utilizada é 1,22 (Probst e Harris, 1993; Pialarissi e Gattaz, 1997; Bento, Miniti e Marone, 1998; Abissamra, 2001). Neely et al. (2009) definiram as EOA – PD como produto da interação não-linear de dois tons na cóclea, sendo que esta não-linearidade das CCE é essencial para a função auditiva normal, incluindo a sensibilidade auditiva.

O exame de Emissões Otoacústicas capta respostas de 98 a 100% das orelhas de indivíduos normais. Conforme há uma perda auditiva, esse valor decai, sendo que uma perda maior que 30 dB NA pode já não apresentar respostas (Bonfils, 1988; Kemp, 1990; Pialarissi e Gattaz, 1997; Carvallo, 1998; Abissamra, 2001). Já Collet (1992) encontrou que, em perdas auditivas a partir de 40dBNA, não são mais captadas as respostas das emissões otoacústicas.

As Emissões Otoacústicas sofrem influência de diversos fatores, tais como, vedamento do meato acústico externo, condições de orelha média e de orelha interna, e má formação de orelha externa (Kemp, 1990). A estabilidade e reprodutibilidade do estímulo sonoro, tipo de sonda utilizada e condições ambientais do local de realização do exame também são fatores que interferem as emissões.

As propriedades de transmissão da orelha média, em especial, influenciam diretamente as características das EOA (Akdogan e Ozkan, 2006). Os autores também concluíram, em uma pesquisa em crianças com otite média secretora, que as EOA – PD eram úteis na avaliação das condições de orelha média durante tratamentos médicos. Em 1998, Carvallo et al. estudaram os efeitos da orelha média na captação das EOA. A probabilidade de captação de EOA - PD é 78 vezes maior em sujeitos sem alteração de orelha média do que em sujeitos com alteração. Apesar da influência da orelha média na captação das EOA, segundo Couto e Carvallo (2008), as frequências de ressonância das orelhas externa e média isoladamente não interferem nessa captação.

Prieve et al. (2008) observaram as EOA – Transientes (EOA – T) em crianças e bebês com pico de pressão negativo na timpanometria com frequência de sonda de 226Hz. Os autores concluíram que, em crianças com timpanograma com pico de

pressão negativo, a amplitude das EOA – T foi aproximadamente 4dB menor que no grupo controle em todas as frequências testadas nas EOA-T (entre 1000 e 4000Hz). Apesar desses valores, essa diminuição interferiu na sensibilidade dos exames em apenas 5% a 6%.

Job e Nottet (2002) e Yilmaz et al. (2006) também estudaram a influência da orelha média através da relação entre histórico de otites médias e amplitudes das EOA – PD, encontrando “disfunções subclínicas” mensuráveis apenas pelas emissões otoacústicas, imperceptíveis aos exames psicoacústicos e imitanciométricos.

Estudando as EOA – PD em indivíduos com pico de pressão negativo na timpanometria, Sun e Shaver (2009) concluíram que as amplitudes das emissões foram menores em baixas frequências. Nas respostas de EOA – PD abaixo de 1000Hz, as amplitudes diminuíram entre 4 e 6dB para picos de pressão negativos de -100daPa. Nas respostas das EOA – PD em altas frequências, houve uma tendência de aumento das amplitudes das EOA – PD.

As emissões otoacústicas também são usadas clinicamente em programas de triagem auditiva. Em neonatos, as EOA – PD têm sido aplicadas como teste passa-falha (Yoshinaga-Itano, 2004), porém, também são aplicadas em algumas triagens escolares e em trabalhadores expostos a ruído.

Linares e Carvallo (2008) estudaram, em neonatos com EOA – T ausente, a associação entre falha nas EOA – T e respostas de orelha média detectadas pela imitanciometria com frequência de sonda de 226Hz, e encontraram uma redução significativa no gráfico timpanométrico, além de reflexos aumentados em lactentes

com ausência de EOA – T. Os dados sugeriram que alterações discretas na orelha média estão presentes nas crianças que falharam nas emissões e que passaram, posteriormente, no PEATE.

Em um estudo com 196 crianças com idade média de 8,7 anos, Georgalas et al. (2008) sugeriram que o uso das EOA em escolas seria viável se houvesse condições acústicas adequadas. As EOA apresentaram 100% de sensibilidade no diagnóstico das perdas auditivas maiores que 30 dB; e 90% de sensibilidade e 64% de especificidade no diagnóstico de perdas auditivas maiores que 25dB. Outras correntes de pesquisa, no entanto, colocam a triagem auditiva neonatal, por meio das EOA, em dúvida, devido à falta de especificidade e à ansiedade causada nos familiares nos casos de falso-negativo (Dauman, Roussey e Garabedian, 2009).

Segundo Dunckley e Dreisbach (2004), Azevedo e Carvallo (2003) e Campos e Carvallo (2005), as variáveis gênero e orelha direita e esquerda não influenciam na captação das emissões otoacústicas. Por outro lado, a interação entre idade x frequência x gênero influencia na robustez da resposta das EOA – PD (Vento et al., 2004). Em um estudo com 331 participantes com idades entre 41 e 82 anos, Uchida et al. (2008) avaliaram o efeito da idade nas EOA – PD e concluíram que as EOA – PD são deterioradas com a idade, independente da sensibilidade auditiva, sendo que esse efeito ocorreu mais em homens que em mulheres. As EOA – PD foram consideradas aptas a detectar indícios de danos cocleares causados pela idade em idosos com limiares audiométricos normais.

Além da amplitude das respostas, existem outras formas de estudo da função coclear através das emissões otoacústicas.

A latência das emissões otoacústicas fornece informações mais completas dos processos cocleares por meio do estudo da propagação da onda viajante. É uma ferramenta importante na investigação dos micromecanismos da cóclea (Namyslowski et al., 2001).

Campos e Carvalho (2005), concluíram, em um estudo prospectivo com 76 orelhas, que a latência das EOA – PD diminuem de acordo com o aumento da frequência, e que não há diferença entre gênero masculino e feminino. Anteriormente, Mahoney (1993) havia descrito o mesmo, baseando-se na hipótese de que a latência seja determinada pela progressão da onda viajante, relacionando-a com a teoria da seletividade coclear de frequência.

A função coclear também pode ser estudada pela curva de crescimento das emissões otoacústicas – produto de distorção (CCEOA – PD), que será discutida a seguir.

Curva de Crescimento das Emissões Otoacústicas por Produto de Distorção

A curva de crescimento das emissões otoacústicas – produtos de distorção é uma forma de EOA – PD obtida através de uma frequência específica, em que a amplitude da emissão é registrada como uma função de crescimento sistemático nos níveis de tons primários. A CCEOA – PD fornece informações sobre o limiar e o comportamento não-linear das EOA – PD. A CCEOA – PD gera considerável informação sobre e além dos limiares auditivos (Gates et al., 2002).

A estimulação gerada para obtenção das curvas de crescimento segue a relação $f_2/f_1=1,22$, porém, como a intensidade não é fixa, protocolos de geração da estimulação são necessários. O paradigma mais utilizado na clínica e na pesquisa é o proposto por Kummer et al. (1998): $L_1=0,4L_2+39$ dB. Outros paradigmas foram estudados e testados, como o de Johnson et al. (2010), porém, não obtendo a mesma efetividade de respostas.

A CCEOA – PD pode ser medida de três formas: Área, *slope* e limiar. A área é calculada como a diferença entre a amplitude do ruído de fundo e a amplitude do produto de distorção. Apenas as respostas acima do ruído de fundo são usadas para o cálculo. Um amplo valor de área pode indicar um produto de distorção mais robusto, e um pequeno valor de área pode indicar um produto de distorção diminuído. A medição em área aponta a potência do amplificador coclear (Gates, 2002).

Na análise das CCEOA – PD, diversas variáveis podem ser estudadas. O *slope* mede a inclinação das respostas do CCEOA – PD, informando sobre a não-

linearidade da cóclea. O *slope* começa a decrescer conforme a intensidade do estímulo aumenta. A taxa de redução do *slope* corresponde à região de compressão do CCEOA – PD e se estende até 80dBNPS. É a partir dessa medida, entre o limiar de respostas em sons fracos e a máxima inclinação em intensidades fortes, que se estimam as intensidades em que a compressão ocorreu (Dorn et al., 2001). Entretanto, segundo Janssen (2005), a compressão medida pelo *slope* diminui paralelamente ao aumento da severidade das lesões cocleares. Essa avaliação apresenta grande variabilidade, tornando a determinação do *slope* um método com alta especificidade e baixa sensibilidade.

Gehr et al. (2004) estudaram as CCEOA – PD em alterações de orelha média e interna em animais. Após a exposição ao ruído, o *slope* apresentava-se mais inclinado e com valores maiores, indicando a perda da compressão nas células ciliadas externas, ou seja, observou-se uma curva de crescimento mais acentuada nas disfunções cocleares. Nos casos de alterações de orelha média, pode-se assumir que o comportamento de crescimento das EOA – PD permanece inalterado. Conclui-se que o *slope* pode ser uma ferramenta para diferenciar perdas auditivas condutivas de perdas auditivas cocleares. Keefe e Abdala (2007), em um estudo de curvas de crescimento das EOA – PD, sugeriram que o eixo horizontal do gráfico das CCEOA – PD representa a influência da transmissão da orelha média e o eixo vertical representa a influência da transmissão reversa da orelha média. Esta influência é, em geral, preservada entre as categorias de perdas auditivas neurossensoriais, mas não na presença de alterações condutivas.

O limiar das CCEOA – PD é designado como o menor nível de intensidade de L_2 captado, associado à amplitude do produto de distorção. Altos valores de limiar podem estar relacionados à diminuição de EOA - PD (Gates, 2002).

Nas CCEOA – PD, observa-se o crescimento das respostas de acordo com o aumento da intensidade. A partir dessa análise, pode-se caracterizar a “compressão coclear”. A compressão varia de 1:1, próximo ao limiar, à 4:1 em 70dBNPS. Em perdas auditivas, a compressão também é próxima de 1:1 no limiar, porém, o crescimento da compressão é mais lento acima do limiar (Neelly, Gorga e Dorn, 2003). A partir da compressão de amplitude avaliada nas CCEOA – PD, pode-se avaliar a sensação de *loudness* (Nelly et al., 2009). O aumento da severidade do dano nas CCE causa maior diminuição da compressão, porém, a variabilidade é muito grande, interferindo na sensibilidade da resposta (Lichtenhan et al., 2005). Janssen (2005) indicou, ainda, que as CCEOA – PD avaliam frequências específicas quantitativamente, porém, esse exame está limitado às perdas auditivas até 50dBNA.

Sobre a aplicação das CCEOA – PD, Dorn et al. (2001) concluíram, em um estudo com indivíduos com idades entre 14 e 40 anos, que a cóclea entra em compressão em intensidades moderadas, e que tem amplificação linear em intensidades fracas e fortes. Indivíduos com perda auditiva são caracterizados por *slopes* muito inclinados com taxas de compressão muito menores, quando comparadas a indivíduos com audição normal. Sisto (2004) concluiu sua pesquisa com os mesmo achados e acrescentou que as CCEOA – PD são sensíveis a perdas auditivas leves, sendo importante verificar e comparar frequências para se entender melhor a dependência relacionada à sintonia coclear em frequência.

A não-linearidade das funções cocleares também foi estudada por Gorga et al. (2007), em que os autores compararam as CCEOA – PD em 500 e 4000Hz em 103 participantes com audição normal. Os resultados sugeriram que há uma faixa dinâmica mais larga e maior ação do amplificador coclear na frequência de 4000Hz, em comparação com 500Hz.

Kummer et al. (1998) também encontraram, em seu estudo com indivíduos com audição normal e com perdas auditivas neurosensoriais, que a compressão das CCEOA – PD foi maior em estímulos moderados, não tendo ocorrido nos indivíduos com perdas neurosensoriais. Os autores afirmaram que as CCEOA – PD refletem as características do amplificador coclear, detalhando não apenas as características fisiológicas, mas também as características patofisiológicas do amplificador coclear, quando avaliado em níveis de intensidades fracos. Outra consideração dos pesquisadores foi de que não há boa correlação entre limiares audiométricos e as curvas de crescimento das EOA – PD.

Tiradentes, Coube, Costa Filho (2002), ao contrário de Dorn et al. (2001) e Kummer et al. (1998), encontraram que as curvas de crescimento apresentam aspecto linear, sem plateau, sendo que essa inclinação é aumentada a partir da intensidade de 50dBNPS.

Ainda analisando a relação entre limiar auditivo e resposta das CCEOA – PD, Oswald e Janssen (2003) encontraram uma alta correlação entre limiares audiométricos e CCEOA – PD em casos de perdas auditivas sensoriais, correlação também encontrada no trabalho de Boege e Janssen (2002), que encontraram que o erro entre o achado objetivo e o psicofísico foi de 2,5dB.

Gorga et al. (2003) afirmaram, em um trabalho com 130 indivíduos com perdas auditivas, que essa predileção dos limiares auditivos a partir das CCEOA – PD só é fidedigna em médias e altas frequências, e se considerados alguns critérios de inclusão, como respostas de EOA – PD com pelo menos 6dBNPS de relação sinal-ruído e orelha média saudável.

O fato de se quantificar a perda de sensibilidade coclear e compressão, para Müller e Janssen (2004), ajuda na atuação do audiologista na protetização de indivíduos não-cooperativos, disponibilizando parâmetros mais específicos para o sucesso da adaptação.

Gates et al. (2002) concluíram que a idade causa maiores alterações nos limiares audiométricos do que nas CCEOA – PD, pois a diminuição do potencial endococlear (um dos efeitos da idade), segundo os autores, afeta mais as células ciliadas internas que as externas.

Hatzopoulos et al. (2009) tentaram estimar limiares audiométricos em adultos usando o *Cochlea-Scan* para medir as CCEOA – PD, e encontraram relação significativa entre as duas medidas, com correlação mais alta nas frequências baixas (1,5 e 2KHz), porém, a avaliação com o *Cochlea-Scan* apresentou uma superestimação dos limiares audiométricos em todas as frequências testadas. Apesar disso, as CCEOA – PD apresentaram valores mais acurados para sujeitos com perda auditiva leve. Probst (2010), em uma carta ao editor, criticou os resultados encontrados por Hatzopoulos et al. (2009) e reforçou os benefícios limitados das curvas de crescimento das EOA – PD.

A variabilidade das respostas de CCEOA – PD diminuem a sua especificidade para predição de limiares auditivos. Garner, Neely e Gorga (2008) estudaram as EOA – PD com o objetivo de compreenderem a variabilidade de respostas desse exame e as interferências que levavam a essa variabilidade. As maiores variabilidades que os autores encontraram foram em 500, 1000, 5656 e 8000Hz. Para as frequências baixas, a causa da variabilidade pode ter sido consequência do ruído, enquanto que a variabilidade para baixas e altas frequências pode ter sido consequência das características de orelha média nessas frequências. Com a manutenção de uma constância do ruído de fundo, a variabilidade foi diminuída.

Smurzynski e Probst (1999) estudaram o efeito de grandes amplitudes nas respostas das EOA – PD e das EOA – Espontâneas. Apesar das pesquisas até então não apresentarem evidências sobre a relação entre fracas respostas de EOA, e/ou ausência de EOA – Espontâneas e danos subclínicos na cóclea, os autores afirmaram que tarefas psicoacústicas, como detecção de *gap* e integração temporal, podem sofrer influência devido à diminuição das amplitudes das EOA – PD.

As figuras 01 e 02 apresentam três tipos de respostas de CCEOA – PD de três indivíduos do presente estudo:

Figura 01. Curva de crescimento das Emissões Otoacústicas por Produto de distorção (Registro do equipamento ILO 292 versão 6)

DPOAE growth

Ear canal frequency response

Test Summary

DPOAE=0 @ L2 = -8,0dBspl
 @ 80dBspl DP = 5,3dBspl
 Slope = 0,42

A figura 1 apresenta a resposta esperada de uma cóclea saudável. A curva de crescimento, representada pelas linhas e pontos azuis, é robusta e apresenta um crescimento não-linear, compressão entre 50 e 65 dB NPS e porções lineares nas extremidades. O *Slope*, calculado pelo próprio equipamento, apresenta um valor baixo (próximo a 1), e a grande área entre a curva de crescimento e o ruído de fundo aponta a potência das CCE em amplificar o som.

A figura 02 apresenta outros traçados de curvas de crescimento:

Figura 02. Curva de crescimento das Emissões Otoacústicas por Produto de distorção (Registro do equipamento ILO 292 versão 6)

Na figura 02-A, a curva de crescimento apresenta um limiar alto, 50 dB NPS, e *slope* também elevado. Esse tipo de traçado é relacionado com perda de células ciliadas externas. Intrigante é que esse traçado é encontrado também em indivíduos que ainda apresentam limiares audiométricos dentro da normalidade. A figura 02-B apresenta um traçado também alterado, porém, apenas o limiar está aumentado. O *slope* apresenta um valor normal, próximo a 01 dB/dB. O desenho da curva também se assemelha com o desenho da figura 01. Esse padrão de resposta, segundo Gehr (2004), pode estar associado à interferência da orelha média tanto na estimulação, quanto na captação das respostas, entretanto, ainda segundo Gehr (2004), essa hipótese precisa ser provada.

Método

Local e período de realização do estudo

O estudo foi realizado no Laboratório de Investigação Fonoaudiológica em Audição Humana do Centro de Docência e Pesquisa em Fisioterapia, Fonoaudiologia e Terapia Ocupacional da FMUSP no período entre março de 2008 a dezembro de 2009.

Casuística

A Casuística desta pesquisa foi formada por 69 indivíduos com idades entre 18 e 34 anos, sendo 21 homens e 48 mulheres. Os sujeitos da pesquisa foram todos voluntários, sem queixas auditivas, convidados para a pesquisa e atendidos no Laboratório de Investigação Fonoaudiológica em Audição Humana. Após esclarecimentos sobre os objetivos e as condições envolvidas, os indivíduos manifestaram sua concordância em participar do estudo, assinando o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, cujo modelo é apresentado no Anexo I. A pesquisa foi aprovada pela Comissão de Ética para Análise de Projetos de Pesquisa CAPPESq HC - FMUSP, conforme a Resolução 196/96 do Ministério da Saúde com o número de protocolo: 0086/08.

Todos os participantes apresentaram limiares médios de tons puros para as frequências de 500, 1000 e 2000Hz, menores ou iguais a 15 dBNA. Na imitanciometria, os participantes apresentaram timpanogramas com frequência de sonda de 226Hz, com picos de admitância acima de 0,2 e pico de pressão entre -60 e +60 da Pa. Os reflexos foram presentes em 1000Hz na intensidade de 100dB.

Todos apresentaram respostas nas EOA – PD com relação sinal/ruído $\geq$ 03 dB acima do segundo desvio padrão do ruído de fundo em, pelo menos, três frequências testadas. Três orelhas esquerdas do sexo feminino apresentaram a média dos limiares audiométricos acima de 15 dB e foram excluídas da pesquisa. Outros dois participantes do sexo feminino também foram excluídos da pesquisa por apresentarem alterações de orelha média ou interna. A amostra final contou com o

seguinte número de orelhas testadas (divididos em relação aos antecedentes de alterações de orelha média, sexo e orelha direita/esquerda):

Tabela 1. Distribuição das orelhas de acordo com as variáveis antecedentes, sexo e orelha direita / esquerda.

Antecedentes	Sexo	Orelha	N
Não	Feminino	Direita	33
Não	Feminino	Esquerda	31
Não	Masculino	Direita	15
Não	Masculino	Esquerda	15
Sim	Feminino	Direita	13
Sim	Feminino	Esquerda	12
Sim	Masculino	Direita	06
Sim	Masculino	Esquerda	06

Os critérios de exclusão foram: Uso persistente de salicilatos, de álcool ou outras drogas; presença de alterações metabólicas; ocorrência de alteração pigmentar do tipo vitiligo e otites nos últimos 12 meses. Os critérios de exclusão foram pesquisados durante a anamnese.

Equipamentos

- **Analizador de Emissões Cocleares ILO2 92 DP Echoport Versão 6 -**

Otodynamics, London, para a realização da pesquisa de Emissões Otoacústicas Evocadas Produto de Distorção (EOA - PD) e da Curva de Crescimento das Emissões Otoacústicas por Produto de Distorção (DPGrowth). Este equipamento foi instalado para uso em cabina acústica, em sala isolada.

- **Audiômetro GSI 61- Grason Stadler** - O equipamento permite a

realização de audiogramas nas frequências de 250 a 20000Hz, estando de acordo com os seguintes padrões: ANSI S3,6-1989; ANSI S3,43-1992; IEC 645-1(1992); IEC 645 - 2 (1993); ISO 389; UL 544. Possui dois canais independentes, com os devidos acessórios. Para audiometria convencional (250 a 8000Hz) foi utilizado um par de fones Telephonics TDH 50P.

- **Analizador de Orelha Média GSI 33 - Grason Stadler Versão 2-**

microprocessado e provido de três frequências de tom na sonda de imitação: 226Hz, 678Hz e 1000Hz. O equipamento realiza as medidas timpanométricas de forma automática, na velocidade de 50 decapascals por segundo (da Pa/s), sendo os resultados registrados em gráfico pela impressora acoplada ao sistema. Este analisador de orelha média está calibrado para as condições de altitude da cidade de São Paulo.

Procedimentos

Os procedimentos foram aplicados em uma única sessão, compreendendo aproximadamente uma hora de duração. O pesquisador inicialmente informou os participantes sobre os procedimentos e obteve a assinatura no Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

As avaliações realizadas foram:

- Anamnese para identificação dos critérios de exclusão, onde foram verificados os antecedentes de otites médias e outras alterações de orelha externa e média (Anexo II);
- Inspeção do meato acústico externo para identificação de alterações que impossibilitassem a realização dos testes;
- Imitanciometria pela qual foi obtido o traçado timpanométrico na modalidade de admitância compensada na altura da membrana timpânica (Y_{mt}), com registros nos tons de sonda de 226Hz e 1000Hz. A intensidade do tom da sonda foi de 85 dBNPS para 226Hz e de 70 dBNPS para a sonda de 1000Hz. Foi pré-estabelecida a sequência de aplicação de testes, para orelhas direita e esquerda, sendo o primeiro traçado em 226Hz e, em seguida, o traçado com sonda de 1000Hz. A altura timpanométrica foi estimada em variação de volume equivalente em mililitros (ml), quando empregada a sonda de 226Hz, e em milimho (mmho) para 1000Hz, em relação à variação de pressão em decapascals (da Pa) entre -200 a +400 daPa, com velocidade de 50 decapascals/segundo (daPa/s). As curvas timpanométricas obtidas foram

classificadas segundo Jerger (1975). O ponto de compliância máxima foi determinado automaticamente pelo equipamento nos timpanogramas em pico único, e não determinados nos timpanogramas em duplo-pico. Nos casos de curvas timpanométricas em 1000Hz, foi feita a classificação pela forma de curva (Margolis, 1999). A pesquisa de reflexos acústicos ipsilaterais foi realizada com sonda de 226Hz e estímulos de 1000Hz na intensidade pré-determinada de 100 dBNA. O equipamento dispõe de recurso *MULTIPLEX*, o qual suprime artefatos pela introdução de dois estímulos no Meato Acústico Externo, possibilitando a calibração dos estímulos em decibel nível de audição. O reflexo acústico foi considerado presente quando a diminuição de admitância foi maior ou igual a 0,02 ml;

- Audiometria tonal, nas frequências de 1000, 2000, 3000, 4000, 6000, 8000, 500 e 250Hz, sendo os limiares obtidos variando de intensidade em dBNA, em degraus de variação descendente de 10 dB e, ascendente de 05 dB. Após a determinação do limiar convencional, foi determinado o limiar em degraus de variação descendente de 02 dB e ascendente de 01 dB, a partir do limiar audiométrico encontrado com variação de 05 dBNA. Desta forma, os limiares audiométricos foram determinados com intervalo de 01 dBNA;
- Emissões Otoacústicas Evocadas – produto de distorção; foram realizadas com o paciente em cabina acústica, após a inserção no meato acústico externo de oliva adaptada à sonda do equipamento (B - type ILO OAE Otodynamics). O procedimento foi realizado nas duas orelhas, com o registro das EOA - PD (DP – GRAM) em 1000, 1500, 2000, 3000, 4000, 5000 e 6000Hz com dois níveis de estímulos para f1 e f2 de, respectivamente, L1=65 e L2=55 dBNPS.

Foram apresentadas frequências primárias pareadas em uma relação tal que $f_2/f_1=1.22$ (Kemp, 1979), e o paradigma utilizado foi “EOAPD= $2f_2-f_1$ ”. Os exames foram finalizados quando o ruído de fundo encontrava-se abaixo de 5 dB SPL após, no mínimo, três varreduras em todas as frequências testadas. A seguir, foi investigada a função de curva de crescimento de EOA - PD e feita a determinação do limiar de EOA - PD nas frequências de f_2 de 1500, 2000, 3000, 4000 e 6000Hz e ainda com o paradigma do estímulo proposto por Kummer et al. (1998) “ $L_1=(0,4 \times L_2)+39$ ”, iniciando-se o teste com $L_2=70$ dBNPS, decrescendo de 5 em 5 dBNPS até a intensidade de 30 dBNPS. Foram consideradas positivas as respostas com relação Sinal/Ruído maior que 03 dBNPS em relação ao segundo desvio padrão do ruído de fundo, nas frequências de f_2 de 1500, 2000, 3000, 4000, e 6000Hz. O grau de inclinação da curva foi avaliado pelo *slope* (dado gerado pelo equipamento) com o objetivo de verificar a compressão coclear² e o limiar das CCEOA – PD, foi considerado como a menor intensidade em que houve relação sinal/ruído ≥ 03 dB com as duas intensidades superiores seguintes apresentando maior ou igual relação sinal/ruído. Os exames foram finalizados quando o ruído de fundo encontrava-se entre 0 e 10 dB SPL após, no mínimo, três varreduras em todas as intensidades testadas.

² Informações adicionais e visualização às páginas 38 e 39

Estatística

A análise dos resultados da audiometria por frequência, considerando os efeitos de antecedentes, sexo e orelha nos limiares audiométricos, foi realizada por meio da técnica de análise de variância com medidas repetidas (Neter et al., 2005). As suposições para a aplicação da técnica foram avaliadas por meio da análise dos resíduos, teste de Box e teste de Bartlett ou Levene. Na presença de valores aberrantes, foi realizada uma análise de sensibilidade, isto é, a análise foi realizada com e sem esses valores. Quando necessário, o método de Tukey foi aplicado para localizar diferenças entre as médias.

As mesmas técnicas foram adotadas na análise das respostas da Timpanometria: volume do MAE (ml), pressão (da Pa), e admitância estática em 226Hz (ml) e em 1000Hz (ml); e também na análise da amplitude das EOA - PD, do limiar e do *slope* das CCEOA - PD nas diferentes frequências.

Para descrever a associação entre a amplitude das respostas (dBNPS) e a intensidade dos estímulos (dBNPS) nas CCEOA – PD, foram ajustados modelos de regressão polinomiais mistos (Pinheiro e Bates, 2004). Esta técnica permitiu ajustar modelos de regressão polinomiais de grau 3, levando em consideração a possível existência de correlação em medidas feitas em um mesmo indivíduo. A variável resposta foi a amplitude das CCEOA – PD, e como variáveis preditoras foram consideradas a intensidade, intensidade², intensidade³, e variáveis indicadoras para os efeitos de orelha, sexo e antecedentes, suas interações e suas interações com intensidade, intensidade², intensidade³. Na seleção do modelo final, foi adotado o método de seleção de variáveis *backward*.

No estudo da associação entre o limiar audiométrico e a amplitude das EOA - PD foram ajustados modelos de regressão múltipla mistos, devido à possível existência de correlação nas medidas feitas nas duas orelhas de um mesmo indivíduo. Foi considerada como variável resposta o limiar audiométrico e como variáveis preditoras a amplitude das EOA - PD, suas interações com sexo, antecedentes e orelha, e variáveis indicadoras de sexo, antecedentes e orelha e suas interações. Foi adotado o procedimento *backward* de seleção de variáveis. Os modelos finais ajustados são retas. A inclusão no modelo de variáveis representando as interações entre a amplitude e sexo, antecedentes e orelha permite avaliar se a associação entre o limiar e a amplitude depende desses fatores, ou seja, se o coeficiente de inclinação da reta que relaciona o limiar e a amplitude depende desses fatores. A inclusão de variáveis indicadoras de sexo, antecedentes e orelha no modelo permite avaliar se o coeficiente linear (intercepto) das retas depende desses fatores. O mesmo procedimento foi adotado no estudo da associação entre limiar audiométrico e limiar das EOA - PD, e entre o limiar das CCEOA - PD e limiar audiométrico.

As distribuições do pico duplo nas duas orelhas foram comparadas por meio do teste de McNemar (Fisher e van Belle, 1993). Para avaliar a associação do pico duplo com antecedentes e sexo foi aplicado o teste qui-quadrado, ou o teste exato de Fisher, quando este se mostrou não apropriado (Fisher e van Belle, 1993). Estas associações foram avaliadas para definir o modelo a ser adotado na comparação do limiar das CCEOA - PD e *slope* nos grupos com e sem pico duplo. Na comparação do limiar das CCEOA-PD nos dois grupos, foi adotado o teste de Mann-Whitney (Fisher e van Belle, 1993). O mesmo teste foi adotado na comparação do *slope* nos dois grupos, em cada categoria de antecedentes.

Na análise estatística, as respostas audiométricas nas frequências de 1000, 2000, 3000, 4000 e 6000Hz foram utilizadas. As frequências de 250, 500 e 8000Hz não foram incluídas nesta análise, pois não foram realizadas medidas de emissões otoacústicas nessas frequências. As comparações entre limiares audiométricos e o *DP-Gram* foram obtidas em 1000, 2000, 3000, 4000 e 6000Hz. e as comparações entre limiares audiométricos e o CCEOA - PD foram obtidas em 2000, 3000, 4000 e 6000Hz.

Para descrever a relação entre a amplitude das CCEOA – PD e a intensidade do estímulo, houve ajuste a um modelo de regressão polinomial de grau 3, ou seja:

$$\text{amplitude} = a + b * \text{intensidade} + c * \text{intensidade}^2 + d * \text{intensidade}^3 + e,$$

onde a , b , c e d são parâmetros a serem estimados, e e é um erro aleatório. Variáveis indicadoras de antecedentes, sexo e orelha e suas interações foram introduzidas no modelo, de forma a permitir que a , b , c e d não fossem os mesmos nas diferentes combinações dessas 3 variáveis. A técnica de ajuste de Modelos Mistos (Graybil, 1976) foi adotada, permitindo, desta forma, a existência de correlação entre medidas feitas em um mesmo indivíduo.

Nos testes de hipótese, foi fixado um nível de significância de 5% (0,05). Valores com significância marginal, entre 0,050 e 0,099, também foram considerados nas análises.

Resultados

Os resultados obtidos foram divididos em partes de acordo com o tipo de análise realizada, conforme se observa a seguir:

1. Análise dos efeitos de antecedentes de alterações de orelha média, sexo e orelha.

- a. Avaliação dos efeitos de antecedentes, sexo e orelha sobre o limiar audiométrico
- b. Avaliação dos efeitos de antecedentes, sexo e orelha nas medidas timpanométricas em admitância com sonda de 226Hz e 1000Hz
- c. Avaliação dos efeitos de antecedentes, sexo e orelha na amplitude das Emissões Otoacústicas – Produto de Distorção
- d. Avaliação dos efeitos de antecedentes, sexo e orelha nas curvas de crescimento das Emissões Otoacústicas – Produto de Distorção
 - i. Amplitude e limiar das curvas de crescimento das Emissões Otoacústicas – Produto de Distorção
 - ii. Avaliação dos efeitos de antecedentes, sexo e orelha no *slope* das curvas de crescimento das Emissões Otoacústicas – Produto de Distorção

2. Associação entre audiometria tonal e medidas de EOA-PD

- a. Estudo da associação entre o limiar audiométrico (dBNA) e a amplitude das Emissões Otoacústicas – Produto de Distorção
- b. Estudo da associação entre o limiar audiométrico (dBNA) e o limiar das curvas de crescimento das Emissões Otoacústicas – Produto de Distorção

3. Estudo da timpanometria em admitância de 1000Hz

- a. Características do duplo pico.
- b. Associação entre o limiar (dBNPS) e *slope* das curvas de crescimento das Emissões Otoacústicas – Produto de Distorção com a ocorrência de pico duplo na timpanometria com frequência de sonda de 1000Hz.

4. Estudo da relação entre a amplitude das Emissões Otoacústicas – Produto de Distorção e o limiar das curvas de crescimento das Emissões Otoacústicas – Produto de Distorção

A apresentação dos resultados foi feita por meio de figuras e tabelas, e a descrição contém os p-valores das comparações. Os dados numéricos referentes às figuras são apresentados em tabelas que constam no anexo IV.

1. Análise dos efeitos de antecedentes de alterações de orelha média, sexo e orelha.

Nessa etapa, são apresentados os valores de estatísticas descritivas para o limiar audiométrico (dBNA), timpanometria em admitância de 226Hz e 1000Hz, EOA-PD e CCEOA-PD por orelha, sexo e antecedentes de alterações de orelha média. O termo "antecedentes", usado isoladamente, significa sempre “antecedentes de alterações de orelha média” e essa forma simplificada foi utilizada para facilitar a leitura.

1.a Avaliação dos efeitos de antecedentes, sexo e orelha sobre o limiar audiométrico

As médias dos limiares observadas no grupo sem antecedentes foram menores que no grupo com antecedentes, tanto na orelha direita, quanto na esquerda, em todas as frequências. Os maiores limiares médios foram observados nos indivíduos do sexo masculino, com antecedentes.

As distribuições do limiar, nas cinco (5) frequências analisadas, podem ser visualizadas nos *Box-plots* apresentados na figura 3. Valores considerados discrepantes são representados por asteriscos.

Figura 3- *Box-plots* para o limiar audiométrico (dBNA) por antecedentes, sexo e orelha na frequência de **1000, 2000, 3000, 4000 e 6000Hz**.

No que concerne aos **antecedentes de alterações de orelha média**, as orelhas com antecedentes apresentaram limiares mais elevados nas frequências de 1000 e 2000Hz ($p=0,006$ e $0,041$, respectivamente). Esta conclusão não dependeu do sexo e/ou da orelha testada, ou seja, não houve efeito de interação entre antecedentes e sexo, nem entre antecedentes e orelha;

Em relação ao **efeito sexo**, o masculino apresentou limiares mais elevados nas frequências de 2000 e 4000Hz com diferença significativa ($p=0,032$ e $0,045$, respectivamente), e em 3000Hz com significância marginal ($p=0,070$).

Em respeito ao **efeito de orelha**, não houve diferença significativa entre os limiares de orelha direita e esquerda, porém, em 2000 e 4000Hz os limiares médios das orelhas direitas foram mais elevados que os da orelha esquerda com significância marginal, $p= 0,061$ e $0,081$.

1.b. - Avaliação dos efeitos de antecedentes, sexo e orelha nas medidas timpanométricas com sonda de 226Hz e 1000Hz

Valores de estatísticas descritivas e distribuições para o volume do MAE (ml), pressão (da Pa) e admitância estática (ml) em 226Hz são apresentados na figura 4.

Figura 4 - *Box-plots* para o volume do MAE (ml), pressão (da Pa) e admitância estática (ml) por antecedentes, sexo e orelha em **226Hz**

Os valores timpanométricos (226Hz) de volume do MAE, pico de pressão e pico de admitância estática não sofreram quaisquer alterações com os efeitos de antecedentes, sexo e orelha.

Os valores timpanométricos de admitância estática em 1000Hz não sofreram quaisquer alterações com os efeitos de antecedentes e sexo, porém, as orelhas esquerdas apresentaram admitância mais elevada, com significância marginal ($p=0,084$), independentemente do sexo ($p=0,427$) e de antecedentes ($p=0,879$). (Tabelas 9,10 e 11, ANEXO 4)

1.c -Avaliação dos efeitos de antecedentes, sexo e orelha na amplitude das Emissões Otoacústicas – Produto de Distorção

As distribuições da amplitude das EOA - PD por antecedentes, sexo e orelha podem ser visualizadas nos box-plots na figura 5.

Figura 5- *Box-plots* para a amplitude (dBNPS) das EOA – PD por antecedentes, sexo e orelha nas frequências de **1000, 1500, 2000, 3000, 4000 e 6000Hz**

No que concerne aos **antecedentes de alterações de orelha média**, as orelhas sem histórico apresentaram amplitudes mais elevadas em todas as frequências testadas, com diferença significativa em 2000 e 3000Hz ($p=0,018$, $0,018$, respectivamente), e significância marginal em 4000Hz ($p=0,062$), independente de sexo e orelha.

Em relação ao **efeito sexo**, o feminino apresentou amplitudes de EOA – PD mais elevadas com diferença significativa marginal na frequência de 1000Hz ($p=0,056$), independente de antecedentes e orelha.

Em respeito ao **efeito de orelha**, em 1500Hz, as amplitudes médias das orelhas direitas foram mais elevadas ($p=0,006$), independente do sexo, porém dependente de antecedentes de alterações de orelha média ($p=0,057$).

1.d – Avaliação dos efeitos de antecedentes, sexo e orelha nas curvas de crescimento das Emissões Otoacústicas – Produto de Distorção

1.d.i - Amplitudes e limiar das curvas de crescimento das Emissões Otoacústicas – Produto de Distorção

- 1500Hz

Na figura 07-acima são apresentadas as médias das amplitudes de resposta para cada intensidade (L2) das CCEOA – PD por antecedentes, sexo e orelha. Observa-se que as amplitudes tendem a serem maiores no grupo sem antecedentes de alterações de orelha média. No grupo com antecedentes, as amplitudes na orelha esquerda tendem a ser menores que na direita, e a diferença entre as orelhas é mais acentuada no sexo masculino. As curvas ajustadas estão representadas nos diagramas apresentados na figura 07 -abaixo. Nessa figura, observa-se que os menores valores previstos da amplitude das CCEOA – PD ocorrem nas orelhas de indivíduos com antecedentes.

Figura 06- *Box-plots* para a amplitude (dBNPS) a cada intensidade por antecedentes, sexo e orelha – 1500Hz (acima) e curvas ajustadas em cada combinação de antecedentes, sexo e orelha – 1500Hz (abaixo)

Obteve-se que, em 1500Hz, o coeficiente a é maior no sexo feminino ($p=0,021$) e não depende de antecedentes ($p=0,530$) ou orelha ($p=0,922$). Contudo, esse coeficiente é afetado pelos efeitos de interação entre orelha e sexo ($p<0,001$) e entre orelha e antecedentes ($p<0,001$). O coeficiente b é menor no sexo feminino do que no masculino ($p=0,007$), e menor nas orelhas com antecedentes do que nas sem antecedentes ($p=0,001$). O coeficiente c é menor nos com antecedentes ($p<0,001$) e o d é maior no sexo feminino ($p=0,088$ - marginal)

As estimativas de a , b , c e d obtidas nas combinações de antecedentes, sexo e orelha são apresentadas na tabela 19, ANEXO IV.

- 2000Hz

Na figura 08-acima, são apresentadas as médias das amplitudes de resposta a cada intensidade (L2) por antecedentes, sexo e orelha. Observa-se que as amplitudes foram maiores no grupo sem antecedentes. No grupo com antecedentes, as menores amplitudes foram observadas no sexo masculino, nas duas orelhas. As curvas ajustadas estão representadas nos diagramas apresentados na figura 07-abixo. Nessa figura, observa-se que os menores valores previstos da amplitude ocorrem nas duas orelhas de indivíduos com antecedentes do sexo masculino.

Figura 07- *Box-plots* para a amplitude (dBNPS) a cada intensidade por antecedentes, sexo e orelha – 2000Hz (acima) e curvas ajustadas em cada combinação de antecedentes, sexo e orelha – 2000Hz (abaixo)

Obteve-se que o coeficiente a não dependeu da orelha ($p=0,490$), sexo ($p=0,739$) e antecedentes ($p=0,366$). Esse coeficiente foi afetado pelos efeitos de interação entre orelha e sexo ($p=0,007$), sexo e antecedentes ($p=0,014$), e orelha, sexo e antecedentes ($p=0,001$). O coeficiente b foi diferente de zero ($p<0,001$) e dependeu da orelha ($p=0,032$) e de antecedentes ($p=0,015$), porém, não dependeu do sexo ($p=0,957$). O coeficiente c foi diferente de zero ($p<0,001$) e dependeu da orelha ($p=0,041$) e de antecedentes ($p=0,046$), mas não dependeu do sexo ($p=0,421$). O coeficiente d foi nulo ($p=0,288$).

As estimativas de a , b , c e d obtidas nas combinações de antecedentes, sexo e orelha são apresentadas na tabela 21, ANEXO IV.

- 3000Hz

Na figura 8-acima, são apresentadas as médias das amplitudes de resposta a cada intensidade (L2) por antecedentes, sexo e orelha. Observa-se padrão semelhante ao encontrado em 2000Hz. As menores médias de amplitude foram observadas em indivíduos do sexo masculino, com antecedentes. As amplitudes médias observadas na orelha esquerda foram menores que na direita, exceto no grupo do sexo feminino sem antecedentes. Na figura 9-abixo, encontram-se as curvas ajustadas em diagramas. Nessa figura, observa-se que os menores valores previstos da amplitude ocorrem nas duas orelhas de indivíduos com antecedentes do sexo masculino, e na orelha esquerda de indivíduos do sexo masculino sem antecedentes e do sexo feminino com antecedentes.

Figura 8- *Box-plots* para a amplitude (dBNPS) a cada intensidade por antecedentes, sexo e orelha – 3000Hz (esquerda) e curvas ajustadas em cada combinação de antecedentes, sexo e orelha – 3000Hz (direita)

Obteve-se que o coeficiente a não dependeu de antecedentes ($p=0,988$) e de orelha ($p=0,330$), porém, foi maior no sexo feminino ($p=0,084$). Houve efeito das interações entre orelha e sexo ($p<0,001$), e entre sexo, orelha e antecedentes

($p < 0,001$). O coeficiente b foi nulo no grupo formado por indivíduos do sexo masculino com antecedentes ($p = 0,467$). Nos outros grupos, coeficiente b foi diferente de zero ($p < 0,001$), menor no sexo feminino do que no masculino ($p = 0,048$) e menor na orelha esquerda do que na direita ($p < 0,001$). O coeficiente c foi diferente de zero ($p < 0,001$) e maior na orelha esquerda ($p < 0,001$) em todos os grupos, exceto o formado por indivíduos do sexo masculino com antecedentes, no qual não houve diferença entre os coeficientes b nas duas orelhas ($p = 0,570$). O coeficiente d só foi diferente de zero no grupo formado por indivíduos do sexo masculino, com antecedentes ($p = 0,024$). Nos demais grupos, ele foi nulo ($p = 0,228$).

As estimativas dos coeficientes obtidos nas combinações de antecedentes, sexo e orelha são apresentadas na tabela 23, ANEXO IV.

- 4000Hz

Na figura 10-acima, são apresentadas as médias das amplitudes de resposta a cada intensidade de L2 por antecedentes, sexo e orelha, e as curvas ajustadas estão representadas nos diagramas apresentados na figura 9-abixo. Nessa figura, observa-se que os valores previstos da amplitude em indivíduos com antecedentes são menores do que os valores previstos para indivíduos sem antecedentes.

Figura 9 - *Box-plots* para a amplitude (dBNPS) a cada intensidade por antecedentes, sexo e orelha – 4000Hz (esquerda) e curvas ajustadas em cada combinação de antecedentes, sexo e orelha –4000Hz (direita)

Obteve-se que o coeficiente a dependeu apenas do efeito orelha ($p=0,034$).

Houve efeito das interações entre orelha e antecedentes ($p=0,050$) e efeito marginal

de orelha, sexo e antecedentes ($p=0,081$). Não houve efeito interações de sexo e orelha ($p=0,851$), de sexo e antecedentes ($p=0,579$). O coeficiente b foi diferente de zero ($p<0,001$), não dependeu do sexo ($p=0,278$), foi menor na orelha esquerda ($p=0,004$) e menor em indivíduos com antecedentes ($p=0,006$). O coeficiente c foi diferente de zero ($p<0,001$), não dependeu da orelha ($p=0,604$), foi menor no sexo feminino ($p=0,003$) e maior nos com antecedentes ($p=0,019$). O coeficiente d foi nulo ($p=0,228$).

As estimativas de a , b , e c obtidas nas combinações de antecedentes, sexo e orelha são apresentadas na tabela 25, ANEXO IV.

- 6000Hz

As médias das amplitudes de resposta a cada intensidade (L2) por antecedentes, sexo e orelha são apresentadas na figura 10-acima. As curvas ajustadas estão representadas nos diagramas apresentados na figura 10-abaixo. Nessa figura, observa-se que foram diferenciadas apenas as curvas correspondentes às duas orelhas, sendo os valores previstos na orelha esquerda, menores que na direita.

Figura 10 - *Box-plots* para a amplitude (dB) a cada intensidade por antecedentes, sexo e orelha (esquerda), e curvas ajustadas em cada combinação de antecedentes, sexo e orelha – 6000Hz (direita)

O coeficiente a não dependeu de antecedentes ($p=0,894$), do sexo ($p=0,701$) e da orelha ($p=0,186$). O coeficiente b foi diferente de zero ($p<0,001$) e menor na orelha esquerda ($p<0,001$). O coeficiente c foi diferente de zero ($p<0,001$) e não

dependeu de orelha ($p=0,080$), de sexo ($p=0,306$) e de antecedentes ($p=0,599$). O coeficiente d foi igual à de zero ($p=0,811$), independentemente de sexo ($p=0,403$), orelha ($p=0,714$) e antecedentes ($p=0,599$).

As estimativas de a , b e c obtidas nas combinações de antecedentes, sexo e orelha são apresentadas na tabela 27, ANEXO IV.

Resumindo, foi encontrado que:

O limiar, avaliado em 1500, 2000, 3000, 4000 e 6000Hz, foi mais elevado em todas as frequências entre as orelhas com presença de antecedentes de alterações de orelha média, porém, não houve diferença significativa em nenhuma das comparações. O p -valor variou entre 0,111 a 0,827, em 2000 e 6000Hz, respectivamente.

Em relação ao sexo, apenas na frequência de 2000Hz o limiar foi diferente (0,017), sendo maior no sexo masculino, independente de antecedentes e orelha.

Em relação ao efeito de orelha, a orelha esquerda apresentou limiares mais elevados na frequência de 3000Hz ($p=0,039$), independente de antecedentes e sexo.

1.d.ii - Avaliação dos efeitos de antecedentes, sexo e orelha no *slope* das curvas de crescimento das Emissões Otoacústicas – Produto de Distorção

Na figura 11, são apresentados os valores de estatísticas descritivas para o *slope*, por categoria de antecedentes, sexo e orelha. A distribuição do *slope* também pode ser visualizada.

Figura 11 - *Box-plots* para o *slope* por antecedentes, sexo e orelha nas frequências de 1500, 2000, 3000, 4000 e 6000Hz

No que concerne **aos antecedentes**, as orelhas com antecedentes apresentaram *slope* menos inclinados em 2000, 3000 e 4000Hz com diferença significativa (0,012, 0,042 e 0,050, respectivamente). Não houve dependência dos fatores sexo e orelha direita / esquerda.

Em relação ao **efeito sexo**, apenas na frequência de 4000Hz o *slope* foi menos inclinado no sexo feminino ($p=0,025$), sem interferência dos fatores antecedentes e orelha.

Em relação ao **efeito de orelha**, não houve diferença entre os *slope* das orelhas direita e esquerda.

2. Associação entre audiometria tonal e medidas de EOA – PD

2.a - Estudo da associação entre o limiar audiométrico (dBNA) e a amplitude (dBNPS) das Emissões Otoacústicas – Produto de Distorção

Na figura 12, são apresentados diagramas de dispersão do limiar audiométrico e a amplitude das EOA - PD nas orelhas direita e esquerda em 1000, 2000, 3000, 4000 e 6000Hz.

Figura 12 - Diagramas de dispersão do limiar audiométrico (dBNA) e a amplitude (dBNPS) das EOA - PD nas orelhas direita e esquerda, por antecedentes e sexo – 1000, 2000, 3000, 4000 e 6000Hz

Em 1000Hz:

Os pontos são identificados segundo as combinações de antecedentes e sexo. Não foram observadas tendências nas nuvens de pontos. No ajuste do modelo de regressão, não houve associação entre o limiar audiométrico e a amplitude das EOA – PD ($p=0,5400$) em 1000Hz, independentemente de antecedentes ($p=0,951$), sexo ($p=0,3558$) e orelha ($p=0,196$).

Em 2000Hz:

Nos diagramas de dispersão apresentados na figura 12, notou-se que o limiar audiométrico tende a decrescer com o aumento da amplitude das EOA – PD, sugerindo a existência de uma relação inversa entre essas variáveis na orelha esquerda.

No ajuste do modelo de regressão em 2000Hz, observou-se uma correlação negativa entre o limiar e a amplitude na orelha esquerda ($p=0,023$); na orelha direita não houve correlação entre as duas variáveis ($p=0,116$); estes resultados não dependeram do sexo ($p=0,299$) ou de antecedentes ($p=0,414$). O coeficiente linear do modelo ajustado na orelha esquerda não dependeu do sexo ($p=0,081$), mas foi maior nos participantes com antecedentes ($p=0,045$). Os coeficientes linear e angular das retas ajustadas são apresentados na tabela 07. Os coeficientes angulares indicam que, com o aumento de 10 dB na amplitude, o limiar decresce, em média, 7,5 dB na orelha esquerda.

Tabela 02 – Estimativas dos coeficientes linear e angular obtidas no ajuste do modelo de regressão em 2000Hz

Antecedentes	Orelha	Coeficiente linear	Coeficiente angular
Não	Esquerda	-0,4	-0,12
Sim	Esquerda	2,21	-0,12

Em 3000Hz:

No ajuste do modelo de regressão, obteve-se que não houve associação entre o limiar audiométrico e a amplitude das EOA - PD ($p=0,712$), independentemente de antecedentes ($p=0,257$), sexo ($p=0,119$) e orelha ($p=0,252$).

Em 4000Hz:

Houve associação negativa entre o limiar audiométrico e a amplitude das EOA – PD ($p<0,001$), e a associação depende de sexo ($p<0,001$) e de antecedentes ($p=0,009$), mas não depende da orelha ($p=0,109$). O coeficiente linear foi menor no sexo feminino ($p<0,001$) e maior com antecedentes ($p=0,022$), mas não dependeu da orelha ($p=0,410$). Observou-se que a um aumento de 10 dB na amplitude é associado um decréscimo médio no limiar de 9,3 dB no grupo sem antecedentes do sexo feminino, 6 dB no grupo sem antecedentes do sexo masculino, 11,8 dB no grupo com antecedentes do sexo feminino, e 8,5 dB no grupo com antecedentes do sexo masculino. O ajuste do modelo de regressão pode ser visualizado na tabela 03:

Tabela 03 – Estimativas dos coeficientes linear e angular obtidas no ajuste do modelo de regressão em 4000Hz

Antecedentes	Sexo	Coeficiente linear	Coeficiente angular
Não	<i>Feminino</i>	0,4	-0,02
	Masculino	16,4	-0,68
Sim	<i>Feminino</i>	9,1	-0,51
	Masculino	25,1	-1,18

Em 6000Hz:

Na figura 12, são apresentados os diagramas de dispersão do limiar audiométrico e a amplitude das EOA – PD em 6000Hz. Observa-se uma tendência decrescente na nuvem de pontos, sugerindo que o limiar tende a decrescer com o aumento da amplitude, nas duas orelhas.

No ajuste do modelo de regressão, observou-se uma associação inversa entre o limiar e a amplitude ($p < 0,001$). A associação depende da orelha ($p = 0,009$), mas não depende de antecedentes ($p = 0,358$) e sexo ($p = 0,947$). O coeficiente linear foi diferente entre as duas orelhas ($p = 0,009$), mas foi o mesmo nas duas categorias de antecedentes ($p = 0,114$) e nos dois sexos ($p = 0,314$). Na tabela 9, são apresentadas as estimativas dos coeficientes lineares e angulares nas duas orelhas.

Tabela 04 – Estimativas dos coeficientes linear e angular obtidas no ajuste do modelo de regressão em 6000Hz

Orelha	Coeficiente linear	Coeficiente angular
Direita	9,6	-0,41
Esquerda	7,9	-0,33

Resumindo, foi encontrado que:

- houve correlação negativa em 2000Hz na orelha esquerda ($p=0,045$) dependente de antecedentes; em 4000Hz dependente de antecedentes e sexo; e em 6000Hz dependente de orelha.

- em 2000Hz, o limiar tonal decresceu 7,5 dB NA com o aumento de 10 dBNPS nas EOA - PD na orelha esquerda.

- em 4000Hz, o aumento de 10 dBNPS na amplitude do *DP-Gram* decresceu o limiar tonal em:

9,3 dBNA no grupo sem antecedentes do sexo feminino;

06 dBNA no grupo sem antecedentes do sexo masculino;

11,8 dBNA no grupo com antecedentes do sexo feminino; e

8,5 dBNA no grupo com antecedentes do sexo masculino.

2.b - Estudo da associação entre o limiar audiométrico (dBNA) e o limiar das curvas de crescimento das Emissões Otoacústicas – Produto de Distorção

Na figura 13, são apresentados os diagramas de dispersão do limiar audiométrico (dBNA) e o limiar das CCEOA - PD (dBNPS). Esse gráfico sugere haver correlação positiva entre as duas variáveis.

Figura 13 - Diagramas de dispersão do limiar audiométrico (dBNA) e o limiar das CCEOA - PD (dBNPS) nas orelhas direita e esquerda, por antecedentes e sexo – 2000, 3000, 4000 e 6000Hz

Em 2000Hz:

No ajuste do modelo de regressão, houve correlação positiva entre o limiar audiométrico e o limiar das CCEOA - PD ($p=0,006$), e a correlação não dependeu do sexo ($p=0,984$), antecedentes ($p=0,517$) e orelha ($p=0,580$). O coeficiente linear não

dependeu do sexo ($p=0,143$) e orelha ($p=0,113$), e foi maior nos indivíduos com antecedentes ($p=0,034$). Na tabela 10, encontram-se as estimativas dos coeficientes lineares e angulares nos grupos com e sem antecedentes.

Tabela 05 – Estimativas dos coeficientes linear e angular obtidas no ajuste do modelo de regressão em 2000Hz

Orelha	Coeficiente linear	Coeficiente angular
Sem antecedentes	-6,0	0,10
Com antecedentes	-3,3	0,10

Em 3000Hz:

Houve correlação positiva entre o limiar audiométrico e o limiar das CCEOA - PD ($p=0,036$), e a correlação não dependeu do sexo ($p=0,065$), antecedentes ($p=0,194$) e orelha ($p=0,301$). O coeficiente linear não dependeu do sexo ($p=0,103$) e orelha ($p=0,113$), nem de antecedentes ($p=0,266$). O modelo ajustado é dado por:

$$\text{Limiar (audio) previsto} = -3,9 + 0,09 \times \text{limiar das CCEOA - PD},$$

ou seja, as estimativas dos coeficientes linear e angular são $-3,9$ e $0,09$, respectivamente.

Em 4000Hz:

Houve correlação positiva entre o limiar audiométrico e o limiar das CCEOA - PD ($p=0,002$), e a correlação dependeu do sexo ($p=0,0095$) e da orelha ($p=0,033$), mas não dependeu de antecedentes ($p=0,314$). O coeficiente linear dependeu da orelha ($p=0,028$) e do sexo ($p=0,074$), mas também não dependeu de antecedentes

($p=0,742$). As estimativas dos coeficientes linear e angular obtidas no ajuste do modelo de regressão são apresentadas na tabela 06.

Tabela 06 – Estimativas dos coeficientes linear e angular obtidas no ajuste do modelo de regressão em 4000Hz

Orelha	Sexo	Coefficiente linear	Coefficiente angular
Direita	<i>Feminino</i>	-4,1	0,11
	Masculino	-4,1	0,20
Esquerda	<i>Feminino</i>	-11,3	0,29
	Masculino	-11,3	0,37

Em 6000Hz:

Houve correlação positiva entre o limiar audiométrico e o limiar das CCEOA - PD ($p<0,001$), e a correlação não dependeu do sexo ($p=0,984$), antecedentes ($p=0,326$) e orelha ($p=0,369$). O coeficiente linear não dependeu do sexo ($p=0,757$), da orelha ($p=0,406$), e de antecedentes ($p=0,733$). O modelo ajustado é dado por:

$$\text{Limiar (audio) previsto} = -9,0 + 0,26 \times \text{limiar}.$$

Resumidamente, foi encontrado:

- em 2000Hz, houve correlação positiva entre o limiar audiométrico e o limiar das CCEOA - PD ($p=0,006$), dependente de antecedentes:

$$\text{Limiar audio (sem antec.)} = -6,0 + 0,1 * \text{Limiar CCEOA - PD}$$

$$\text{Limiar audio (com antec.)} = -3,3 + 0,1 * \text{Limiar CCEOA - PD}$$

-em 3000Hz, houve correlação positiva entre o limiar audiométrico e o limiar das CCEOA - PD ($p=0,036$):

$$\text{Limiar audio} = -3,9 + 0,09 * \text{Limiar CCEOA - PD}$$

-em 4000Hz, houve correlação positiva entre o limiar audiométrico e o limiar das CCEOA - PD ($p=0,002$), dependente de sexo e orelha.

$$\text{Limiar audio (OD-Fem)} = -4,1 + 0,11$$

$$\text{Limiar audio (OD-Masc)} = -4,1 + 0,2$$

$$\text{Limiar audio (OE-Fem)} = -11,3 + 0,29$$

$$\text{Limiar audio (OE-Masc)} = -11,3 + 0,37$$

- em 6000Hz, houve correlação positiva entre o limiar audiométrico e o limiar das CCEOA - PD ($p=0,001$),

$$\text{limiar audio} = -9,0 + 0,26 * \text{Limiar CCEOAPD -}$$

3 – Estudo da timpanometria em admitância de 1000Hz

3.a – Características do duplo pico.

O pico duplo esteve presente em 37 das 131 orelhas inclusas nesse estudo. A figura 14 apresenta os valores médios dos limiares audiométricos separados em orelhas com e sem duplo pico na timpanometria em admitância de 1000Hz:

Figura 14. Limiares audiométricos médios entre orelhas com pico duplo e único na timpanometria em admitância de 1000Hz:

As orelhas com duplo pico de admitância apresentaram limiares audiométricos mais elevados que as orelhas com pico de admitância simples na timpanometria em admitância de 1000Hz. A diferença foi significativa em 2000, 3000, 4000 e 6000Hz

(p-valor= 0,02, 0,01, 0,05 e 0,04, respectivamente), e a diferença entre os limiares nos dois grupos variou de 2,5 a 3,5 dBNA.

Em relação às medidas imitanciométricas, a tabela 07 apresenta os valores médios e p-valores do volume do MAE, pressão de pico e volume de pico em admitância de 226 e 1000Hz:

Tabela 07. Média e p-valores do volume de MAE, pressão e admitância com frequência de sonda de 226 e 1000Hz.

	226 Hz				1000 Hz			
Pico	Vol (ml)	MAE	Pressão (da Pa)	Pico (ml)	Vol (ml)	MAE	Pressão (da Pa)	Pico (mmho)
Simples	1,08		-2,74	0,54	3,11		5,90	1,36
Duplo	1,19		-1,72	1,05	3,53		16,49	2,21
p-valor	0,04*		0,74	<0,01	0,12		<0,01	0,02*

- *Valores significantes

Nas orelhas que apresentaram traçado de pico duplo, houve mobilidade aumentada de membrana timpânica de forma significativa tanto em 226Hz, quanto em 1000Hz. Na avaliação com a sonda de admitância de 1000Hz, a pressão no pico também foi mais positiva para as orelhas com duplo pico com diferença significativa.

Nas medidas eletroacústicas envolvendo as Emissões Otoacústicas – Produto de distorção, as orelhas com duplo pico apresentaram valores mais elevados nas frequências mais baixas estudadas (1000 e 1500Hz), porém, amplitudes rebaixadas conforme o aumento da frequência. Apesar da diferença entre grupos, não houve diferença significativa. O mesmo ocorreu nas amplitudes das curvas de crescimento. Entretanto, o limiar das CCEOA-PD foi diferente entre os grupos com e sem pico

duplo, sempre com o grupo com pico duplo apresentando limiares mais elevados com diferença significativa em 6000Hz ($p=0,03$). Em relação ao *slope*, ambos os grupos apresentaram *slope* médio próximo a 1 dB/dB, sendo que a variação entre as orelhas com pico único foi de 0,87 a 1,43 dB/dB, e entre as orelhas com pico duplo foi de 0,87 a 1,23 dB/dB.

3.b – Associação entre o limiar (dBNPS) e *slope* das curvas de crescimento das Emissões Otoacústicas – Produto de Distorção com a ocorrência de pico duplo na timpanometria com frequência de sonda de 1000Hz

Para avaliar a existência de associação entre o limiar e o *slope* com a ocorrência de pico duplo, foi avaliada a associação do pico duplo com orelha, sexo e antecedentes.

Na tabela 08, são apresentadas as distribuições conjunta e marginais do pico duplo nas duas orelhas. Observou-se que 40 (63,5%) dos indivíduos não apresentaram pico duplo nas duas orelhas, enquanto que 14 (22,2%) apresentaram picos duplos nas duas orelhas.

Tabela 08 - Distribuições do pico duplo nas duas orelhas.

Orelha Direita	Orelha esquerda		Total
	não	sim	
não	40 63,5%	3 4,8%	43 68,3%
sim	6 9,5%	14 22,2%	20 31,7%
Total	46 73,0%	17 27,0%	63 100,0%

As distribuições do pico duplo nas duas orelhas foram comparadas (teste de McNemar), obtendo-se que não houve diferença entre elas ($p=0,508$). Portanto, não houve diferença entre as porcentagens de ocorrência de pico duplo nas orelhas direita e esquerda, podendo-se concluir que não depende da variável orelha direita / esquerda.

As frequências e porcentagens de ocorrência de pico duplo nos dois sexos, nas orelhas direita e esquerda, são apresentadas na tabela 09. Pelo teste Qui-quadrado, não houve diferença entre as porcentagens de ocorrência de pico duplo nos dois sexos, tanto na orelha direita ($p=0,584$), quanto na esquerda ($p=0,328$). Portanto, a ocorrência de pico duplo não foi associada ao sexo.

Tabela 09 - Frequências e porcentagens de ocorrência de pico duplo em relação ao sexo e orelhas direita e esquerda

Orelha	Sexo	Pico duplo		Total
		não	sim	
Direita	Feminino	33	13	46
		71,7%	28,3%	100,0%
	Masculino	13	7	20
		65,0%	35,0%	100,0%
	Total	46	20	66
Esquerda	Feminino	33	10	43
		76,7%	23,3%	100,0%
	Masculino	13	7	20
		65,0%	35,0%	100,0%
	Total	46	17	63
		73,0%	27,0%	100,0%

As frequências e porcentagens de ocorrência de pico duplo segundo antecedentes, nas orelhas direita e esquerda, são apresentadas na tabela 10. Pelo teste exato de Fisher obteve-se que a porcentagem de pico duplo nos participantes com antecedentes foi maior que nos sem antecedentes, tanto na orelha direita ($p=0,018$), quanto na esquerda ($p=0,0148$). Portanto, a ocorrência de pico duplo esteve associada a antecedentes.

Tabela 10 - Frequências e porcentagens de ocorrência de pico duplo segundo antecedentes, nas orelhas direita e esquerda

		Pico duplo		
Orelha	Antecedentes	Não	sim	Total
Direita	não	37	10	47
		78,7%	21,3%	100,0%
	sim	9	10	19
		47,4%	52,6%	100,0%
	Total	46	20	66
		69,7%	30,3%	100,0%
Esquerda	não	37	8	45
		82,2%	17,8%	100,0%
	sim	9	9	18
		50,0%	50,0%	100,0%
	Total	46	17	63
		73,0%	27,0%	100,0%

Na análise do limiar das CCEOA – PD, obteve-se que esta variável não foi associada a antecedentes em nenhuma das frequências. Ela foi associada ao sexo em 2000Hz, e a orelha, em 3000Hz, porém, sexo e orelha não estão associadas ao pico

duplo. Por esses motivos, os fatores antecedentes, sexo e orelha foram considerados no estudo da associação entre pico duplo e limiar.

Os valores observados de estatísticas descritivas para o limiar segundo a ocorrência de pico duplo, nas frequências consideradas neste estudo, são apresentados na figura 15. Os gráficos também sugerem que a distribuição do limiar nos grupos com e sem pico duplo não foi simétrica. As médias e medianas do limiar nos grupos com e sem pico duplo foram semelhantes.

Figura 15 - *Box-plots* para o limiar das CCEOA - PD (dBNPS) nos grupos com e sem pico duplo

Pelo teste de Mann-Whitney, não houve diferença entre as distribuições do limiar nos grupos com e sem pico duplo: $p=0,794$ em 1500Hz, $p=0,877$ em 2000Hz, $p=0,345$ em 3000Hz, $p=0,084$ em 4000Hz, e $p=0,255$ em 6000Hz. Em 4000Hz, o valor de p obtido no teste foi maior que 0,05, porém, inferior a 0,10, sugerindo haver uma tendência do limiar das CCEOA – PD ser maior nas orelhas com pico duplo.

No estudo da associação do *slope* com pico duplo, considerou-se que o *slope* está associado a antecedentes nas frequências de 2000Hz, 3000Hz, 4000Hz e 6000Hz. Como o pico duplo também está associado a antecedentes, a análise foi feita separadamente para os grupos com e sem antecedentes.

Box-plots do *slope* nos grupos com e sem pico duplo são apresentados nas figuras 16 (com antecedentes) e 17 (sem antecedentes). As médias observadas ora são maiores no grupo em que ocorre pico duplo, ora são menores, não apresentando um comportamento regular em todas as frequências.

Figura 16 - *Box-plots* para o *slope* nos grupos com e sem pico duplo com antecedentes

Figura 17 - *Box-plots* para o *slope* nos grupos com e sem pico duplo sem antecedentes

Pelo teste de Mann-Whitney, obteve-se, no grupo com antecedentes, que não houve diferença entre as distribuições do *slope* nos grupos com e sem pico duplo: $p=0,567$ em 1500Hz, $p=0,327$ em 2000Hz, $p=0,935$ em 3000Hz, $p=0,870$ em 4000Hz, e $p=0,253$ em 6000Hz. No grupo sem antecedentes foram obtidas as mesmas conclusões: $p=0,483$ em 1500Hz, $p=0,336$ em 2000Hz, $p=0,483$ em 3000Hz, $p=0,420$ em 4000Hz, e $p=0,857$ em 6000Hz.

4. Estudo da associação entre a amplitude das Emissões Otoacústicas – Produto de Distorção e o limiar das curvas de crescimento das Emissões Otoacústicas – Produto de Distorção

Diagramas de dispersão da amplitude (dBNPS) das EOA - PD e o limiar das CCEOA - PD (dBNPS), nas orelhas direita e esquerda, nas frequências de 1500Hz, 2000Hz, 3000Hz, 4000Hz e 6000Hz são apresentados, respectivamente, na figura 18. Os pontos nos gráficos são identificados segundo o sexo e antecedentes. Essas figuras sugerem uma correlação negativa entre a amplitude e o limiar.

Figura 18 - Diagramas de dispersão da amplitude das EOA - PD e o limiar das CCEOA - PD (dBNPS), nas orelhas direita e esquerda, por antecedentes e sexo – 1500, 2000, 3000, 4000 e 6000Hz

No ajuste dos modelos de regressão em 1500Hz, houve correlação negativa entre a amplitude das EOA - PD e o limiar das CCEOA - PD ($p < 0,001$), e a correlação não dependeu do sexo ($p = 0,193$), mas dependeu de antecedentes ($p = 0,005$) e orelha ($p = 0,002$). O coeficiente linear não dependeu do sexo ($p = 0,193$) e orelha ($p = 0,332$), mas dependeu de antecedentes ($p = 0,005$). As estimativas dos coeficientes linear e angular obtidas no ajuste do modelo de regressão são apresentadas na tabela 11.

Tabela 11 – Estimativas dos coeficientes linear e angular obtidas no ajuste do modelo de regressão em 1500Hz

Antecedentes	Orelha	Coeficiente linear	Coeficiente angular
Sim	<i>Direita</i>	27,47	-0,23
	Esquerda	27,47	-0,30
Não	<i>Direita</i>	39,90	-0,49
	Esquerda	39,90	-0,56

Em 2000Hz a correlação foi negativa entre a amplitude e o limiar das CCEOA - PD ($p < 0,001$), e a correlação não dependeu do sexo ($p = 0,600$) e orelha ($p = 0,861$), mas dependeu de antecedentes ($p = 0,035$). O coeficiente linear não dependeu do sexo ($p = 0,921$) e orelha ($p = 0,167$), mas dependeu de antecedentes ($p = 0,012$). As estimativas dos coeficientes linear e angular obtidas no ajuste do modelo de regressão são apresentadas na tabela 12.

Tabela 12 – Estimativas dos coeficientes linear e angular obtidas no ajuste do modelo de regressão em 2000Hz

Antecedentes	Coeficiente linear	Coeficiente angular
Sim	24,34	-0,21
Não	43,57	-0,58

Os resultados obtidos em 3000Hz foram similares aos obtidos em 2000Hz: houve correlação negativa entre a amplitude e o limiar ($p < 0,001$), e a correlação não dependeu do sexo ($p = 0,641$) e orelha ($p = 0,523$), mas dependeu de antecedentes ($p = 0,012$). O coeficiente linear não dependeu do sexo ($p = 0,594$) e orelha ($p = 0,076$), mas dependeu de antecedentes ($p = 0,001$). As estimativas dos coeficientes linear e angular obtidas no ajuste do modelo de regressão são apresentadas na tabela 13.

Tabela 13 – Estimativas dos coeficientes linear e angular obtidas no ajuste do modelo de regressão em 3000Hz

Antecedentes	Coeficiente linear	Coeficiente angular
Sim	23,99	-0,23
Não	36,30	-0,43

Em 4000Hz, os dois coeficientes não dependeram dos fatores sexo, antecedentes e orelha: houve correlação negativa entre a amplitude e o limiar das CCEOA - PD ($p = 0,003$), e a correlação não dependeu do sexo ($p = 0,768$), orelha ($p = 0,177$) e de antecedentes ($p = 0,186$). O coeficiente linear também não dependeu do sexo ($p = 0,678$), orelha ($p = 0,918$) e de antecedentes ($p = 0,240$). O modelo de regressão ajustado foi:

Amplitude prevista = $39,42 - 0,46 \times \text{limiar das CCEOA} - \text{PD}$.

Em 6000Hz, os resultados obtidos são similares aos obtidos em 4000Hz: houve correlação negativa entre a amplitude e o limiar ($p < 0,001$), e a correlação não dependeu do sexo ($p = 0,462$), orelha ($p = 0,206$) e de antecedentes ($p = 0,204$). O coeficiente linear também não dependeu do sexo ($p = 0,739$), orelha ($p = 0,163$) e de antecedentes ($p = 0,658$). O modelo de regressão ajustado foi:

Amplitude prevista = $53,29 - 0,76 \times \text{limiar das CCEOA} - \text{PD}$.

Resumindo, foi encontrado:

- 1500Hz - correlação negativa entre a amplitude das EOA - PD e o limiar das CCEOA - PD ($p < 0,001$), e a correlação depende de antecedentes ($p = 0,005$) e orelha ($p = 0,002$);
- 2000Hz - correlação negativa entre a amplitude e o limiar das CCEOA - PD ($p < 0,001$), e a correlação depende de antecedentes ($p = 0,035$);
- 3000Hz - correlação negativa entre a amplitude e o limiar ($p < 0,001$), e a correlação depende de antecedentes ($p = 0,012$);
- 4000Hz - correlação negativa entre a amplitude e o limiar das CCEOA - PD ($p = 0,003$);
- 6000Hz - correlação negativa entre a amplitude e o limiar ($p < 0,001$).

Discussão

Os objetivos principais desse estudo foram avaliar as interações das medidas de função da orelha média e interna, a interferência de fatores intrínsecos e extrínsecos e a associação entre diferentes tipos de avaliações psicoacústicas e eletroacústicas voltadas às limitações causadas pela alta variabilidade das Emissões Otoacústicas.

Para atingir os objetivos propostos, a caracterização das condições de orelha média foi obtida pela anamnese, com a informação dos antecedentes de alterações de orelha média, e pela timpanometria com sonda de admitância de 226 e 1000Hz. A audiometria realizada com resolução de 01 dBNA possibilitou comparações mais refinadas entre o limiar psicoacústico da audiometria tonal, a amplitude do *DP-Gram* e os limiares das CCEOA – PD. Além dessas variáveis, a interferência dos fatores sexo e orelha foram testadas em todas as análises.

De maneira geral, os resultados apontaram que as curvas de crescimento sofreram influência significativa das variáveis sexo, antecedentes de alterações de orelha média e orelhas direita \ esquerda, porém, apenas a interferência dos antecedentes foi constante e causou um padrão de modificação, ou seja, o grupo com antecedentes apresentou sempre respostas aquém das respostas do grupo sem antecedentes. As outras variáveis afetaram de forma desigual as respostas dos testes realizados nesse estudo, não sendo possível designar um padrão único de variabilidade. Os limiares audiométricos também apresentaram alta correlação com as amplitudes das EOA – PD e com os limiares das CCEOA – PD, quando identificadas as variáveis que interferiram nos resultados. Considerando que o ruído de fundo foi controlado nessa pesquisa, durante a avaliação das EOA – PD e CCEOA – PD, os resultados

confirmaram a importância da consideração dessas variáveis na composição de grupos com audição normal em pesquisas com medidas de emissões otoacústicas. Ainda sobre os resultados, foi possível, por meio da medida da curva de crescimento (*slope* e limiar), demonstrar que o padrão de crescimento das CCEOA – PD é diferente nos casos de modificação nas condições de orelha média, e isso foi verificado tanto pelos antecedentes de alterações de orelha média, quanto pelas medidas timpanométricas com sonda de admitância de 1000Hz. Ao final, o estudo do limiar das CCEOA – PD, segundo o critério proposto por Almeida et al. (2010), é apresentado e discutido, além de correlacionado com o limiar audiométrico e com os valores de amplitude das respostas das EOA – PD (*DP-Gram*).

Para facilitar a leitura e a organização das idéias, o capítulo foi organizado na seguinte ordem:

1. Relação entre as medidas das EOA-PD e das CCEOA-PD na presença de antecedentes de alterações de orelha média.
2. Relação entre as medidas das EOA-PD e das CCEOA-PD e o limiar tonal audiométrico.
3. Relação entre as medidas das EOA-PD e das CCEOA-PD e as medidas timpanométricas com sonda de 1000Hz.
4. Relação entre as medidas obtidas nas curvas de crescimento das EOA – PD e a medida da amplitude das EOA – PD (*DP-Gram*).

1 – Relação entre as medidas das EOA-PD e das CCEOA-PD na presença de antecedentes de alterações de orelha média.

Apesar de ser conhecida a interferência de alterações de orelha média na captação das emissões otoacústicas, ainda não está claro o impacto exato das sequelas de orelha média sobre as avaliações auditivas e sobre o próprio sistema auditivo. Os resultados demonstraram que as orelhas com antecedentes de alterações de orelha média nos últimos 10 anos apresentaram limiares audiométricos mais elevados do que o grupo sem os mesmos antecedentes, de forma significativa, em 1000 e 2000Hz. Nas EOA – PD, a diferença foi significativa em 2000, 3000 e 4000Hz, sendo que o grupo com antecedentes apresentou menor amplitude de respostas de EOA – PD em todas as frequências. Nas CCEOA – PD, as orelhas com antecedentes de alterações de orelha média apresentaram menores amplitudes de respostas em geral, porém, a diferença não foi significativa. Todavia, as curvas de crescimento foram menos inclinadas nas orelhas com antecedentes (*slope*). Os dados sugerem que a otite média pode deixar sequelas que interferem na captação de respostas cocleares, mesmo após 10 anos da última ocorrência.

Considerando os dados encontrados, a avaliação eletroacústica mais alterada pelos antecedentes de alterações de orelha média foi a de exame de Emissões Otoacústicas. As medidas imitanciométricas não sofreram interferência da variável antecedentes de alterações de orelha média. Em outras palavras, pode-se afirmar que as emissões otoacústicas por produto de distorção e as curvas de crescimento das EOA – PD,

através da medida da amplitude, do *slope* e do limiar, foram capazes de diferenciar orelhas com e sem antecedentes de alterações de orelha média.

Esse resultado encontrado corrobora os resultados de estudos prévios (Gehr et al., 2004; Akdogan e Ozkan, 2006; Carvallo et al., 2000; Yilmaz et al., 2006; Job e Nottet, 2002), os quais apontam que alterações mínimas de orelha média modificam a captação das EOA – PD, mesmo que não haja diferenças audiométricas ou imitanciométricas (métodos convencionais). Apenas as frequências de 1000, 1500 e 6000Hz não apresentaram diferenças significativas. Entretanto, as frequências baixas sofrem mais interferências do nível de ruído do ambiente (Gorga, 2003), e, adicionalmente, a curva de resposta de frequência não-linear da sonda do equipamento utilizado pode ter influenciado os resultados em 6000Hz (Manual ILO292, 1994).

O efeito de tubos ventilação nas EOA – PD, bem como a amplitude das EOA – PD e Transientes antes e após tratamentos de otites médias, já foram avaliados por diversos autores (Akdogan & Ozkan, 2006; Niedzielska & Katska, 2002; Charlier & Debruyne, 2004). O presente estudo concorda com os estudos anteriores, nos quais a determinação das EOA – PD facilita a avaliação de condições de orelha média, e, no presente estudo, mesmo que a alteração de orelha média tenha sido tratada e curada, ainda houve rebaixamento das amplitudes das EOA – PD.

Prieve et al. (2008) concluíram que as EOA – Transientes diminuíam em crianças com menos de 3 anos de idade na presença de pico timpanométrico negativo. A redução média foi de 4 dB, e não houve diferença entre frequências. No presente estudo, ao contrário de Prieve et al. (2008), foi mostrado que o aumento da

mobilidade afetou majoritariamente a captação das frequências altas, reduzindo as respostas das EOA-PD de acordo com o aumento da frequência (Resultado 3a).

Job e Nottet (2002) e Yilmaz et al. (2006) também estudaram a influência da orelha média na detecção das EOA – PD. Eles demonstraram que, em sujeitos com antecedentes de alterações orelha média e audiogramas dentro da normalidade ($\leq 20\text{dBNA}$), as amplitudes das EOA – PD eram rebaixadas. O mesmo resultado foi encontrado no presente estudo, porém, indo mais adiante, abrangendo as modificações do *slope* e da amplitude das CCEOA – PD. A redução na detecção das EOA – PD, segundo os autores, é devido à alteração ter modificado o mecanismo de amplificação da orelha média. Duplessis e Fothergill (2009) também afirmaram que a modificação no padrão de funcionamento da OM interfere diretamente na captação das EOA – PD.

No presente estudo, foi considerado que, apesar da modificação mecânica da OM interferir na captação das EOA – PD, ela também interferiu em todos os sons que foram transmitidos por ela em direção à cóclea. Por esse fato, ficou indefinida como a cóclea começou a processar sons que foram modificados após uma alteração pontual de orelha média. A partir dessa avaliação, não se pode afirmar que não houve alteração indireta na função coclear, e que as diferentes respostas foram frutos apenas da modificação na captação das mesmas.

Os *slopes* das CCEOA – PD nas orelhas com antecedentes foram menos inclinados quando comparados com os das orelhas sem antecedentes, com diferença significativa em 2000, 3000 e 4000Hz. Os resultados corroboram parcialmente estudos prévios. Gehr et al. (2004), em um estudo experimental com animais, avaliaram o *slope* em orelhas com alterações sensoriais e concluíram que o *slope* tornava-se mais inclinado

na presença de perda de células cocleares, porém, que não havia modificação do *slope* nas alterações de orelha média. Os autores ainda afirmaram que o *slope* poderia ser uma ferramenta para diagnóstico diferencial na detecção topográfica da alteração auditiva.

O presente estudo reforça a vantagem do cálculo e estudo do *slope* na diferenciação de orelhas com alterações médias e internas, proposto por Gehr et al., 2004. O *slope* foi menos inclinado ou, mais especificamente, mais horizontalizado nas orelhas com antecedentes de alterações de orelha média em relação às orelhas sem antecedentes. Esse dado pode enriquecer ainda mais a avaliação das funções cocleares através das CCEOA – PD.

Em contrapartida, a determinação do *slope* ainda gera incertezas, dadas as dificuldades de interpretação dessa medida (Gorga et al., 2007). Bartnik et al. (2009) estudaram as CCEOA – PD em indivíduos com zumbido e hiperacusia, e encontraram *slope* mais inclinados nas curvas de crescimento de indivíduos com zumbido e hiperacusia, quando comparados aos do grupo controle, em todas as frequências testadas (1000, 2000, 4000 e 6000Hz). Entretanto, em um estudo sobre EOA – PD em indivíduos com zumbido, Sanches et al. (2010) encontraram que indivíduos com audição normal e presença de zumbido apresentaram *slope* menos inclinados que nos do grupo controle do estudo. Eles sugeriram que medidas de *slope* menos inclinadas e respostas reduzidas na intensidade em que tenha sido feita uma projeção para a intensidade de 80 dB (@80dB) nas CCEOA – PD poderiam estar associadas com alterações subclínicas de orelha interna que não são detectadas na audiometria por tons puros.

No presente estudo, a medida das CCEOA – PD foi o teste mais capaz de detectar alterações mínimas de orelha média, seja pela amplitude, pelo limiar ou pelo *slope*. É necessário investigar a influência dos mecanismos periféricos, acessados pelas amplitudes das CCEOA – PD, sobre as informações enviadas às áreas corticais. Smurzynski e Probst (1999) demonstraram que há um aspecto fisiológico que altera o desempenho de tarefas de discriminação, interação temporal e detecção de intervalos (gap detection), especialmente para componentes espectrais de baixa intensidade, os quais podem ser detectados pelas medidas de EOA.

Dentre as análises realizadas, ainda não foi possível determinar se os padrões de CCEOA – PD, no grupo com antecedentes de alterações de orelha média, foram causados por uma sequela de OM, uma disfunção coclear, ou ambos. Gunnardson e Finitzo (1991) relataram que diferenças eletrofisiológicas entre três grupos de crianças (5 a 7 anos de idade) com audição normal, perdas condutivas intermitentes, e perdas condutivas severas e frequentes eram relacionadas a perdas auditivas transitórias precoces, e apresentavam um efeito central maior que o periférico. Os autores sugeriram que respostas fisiológicas são afetadas se as estruturas periféricas não transmitem estimulação adequada ao sistema nervoso central. Apesar dessa afirmação, eles também não esclareceram se a alteração era um simples problema de detecção, ou se havia também modificações fisiológicas centrais dadas à modificação da informação sonora padrão recebida.

Outra consideração a ser feita é o conceito de alteração de orelha média. Os dados mais importantes que temos que buscar na avaliação dessas alterações é se e/ou como ela modifica o sistema de transmissão da orelha média. É conhecido (Margolis e Hunter, 1999) que alterações de orelha média geram padrões de transmissão

variados, ora aumentando a rigidez, ora aumentando a mobilidade do sistema. Em futuros estudos, que considerem a variabilidade ocasionada pelo histórico de orelha média, sugere-se a composição de grupos considerando-se as diferentes modificações do padrão de transmissão sonora pela OM.

2 – Relação entre as medidas das EOA-PD e das CCEOA-PD e o limiar tonal audiométrico.

O segundo objetivo desse estudo foi verificar se limiares audiométricos em indivíduos com audição normal estariam correlacionados aos limiares de emissões otoacústicas - produto de distorção (*DP-Gram* e CCEOA – PD), considerando os efeitos de orelha direita e esquerda, sexo e antecedentes. Os resultados sugeriram alta correlação entre o limiar audiométrico e o *DP-Gram* com p-valor significativo em 2000 e 4000Hz (Resultado 2a). Em relação aos fatores que poderiam influenciar os testes, apenas nas frequências de 2000 e 4000Hz ocorreram interferências, de forma significativa, das variáveis antecedentes de alterações de orelha média (em 2000Hz) e sexo e orelha (em 4000Hz). Em relação ao limiar audiométrico e ao limiar das CCEOA – PD, houve correlação positiva em todas as frequências em que houve comparações, 2000, 3000, 4000 e 6000Hz (Resultado 2b).

A variabilidade dos limiares audiométricos para um mesmo limiar das curvas de crescimento das EOA-PD foi de até 30 dBNA (em 4000Hz), quando não consideradas as variáveis sexo, orelha e antecedentes de alterações de orelha média nos últimos 10 anos. Essa alta variabilidade compromete o uso do procedimento para estimação dos limiares audiométricos.

Schmuziger et al. (2006) afirmaram que a estimação dos limiares audiométricos pelas EOA-PD apresenta uma variação intersujeitos de até 40 dB, apesar da diferença média entre limiar audiométrico e das CCEOA – PD ser de 2 dB e, segundo os autores, essa variação provavelmente limita os benefícios clínicos para esse método. No presente estudo, porém, quando consideradas as variáveis sexo, orelha e

anteriores foi observada de 05 a 14 dBNA a redução da variabilidade dos limiares audiométricos. A variabilidade foi de 16 dBNA em 2000Hz, e de 25 dBNA em 6000Hz. A realização da pesquisa dos limiares audiométricos (audiometria tonal) com resolução de 01 dBNA também contribuiu para a redução dessa variabilidade.

Gorga et al. (2007) estudaram a não-linearidade da cóclea humana em 500 e 4000Hz, e sugeriram que há uma faixa dinâmica mais ampla e maior ganho do amplificador coclear em 4000Hz, quando comparado com 500Hz. No presente estudo, a variação dos limiares das curvas de crescimento das emissões otoacústicas foi maior nas frequências de 4000 e 6000Hz, quando comparada com a frequência de 2000Hz. A maior variação em frequências altas pode ser interpretada de duas formas: Primeiro, o melhor funcionamento em altas frequências sugerido por Gorga et al. (2007) pode ter sido influenciado pelas sequelas dos antecedentes de otite média aguda. Considerando-se que a sequela de otite média aguda pode gerar aumento da mobilidade da orelha média, a mobilidade aumentada afetará, principalmente, as frequências altas (Margolis et al., 1999). A ação do amplificador coclear, portanto, pode também ser afetada de forma indireta, e constituir um dos fatores que geram maior variabilidade nas frequências altas. A segunda interpretação é pertinente apenas para a variabilidade em 6000Hz. A não-linearidade da curva de respostas de frequência da sonda do equipamento utilizado neste estudo, acima de 5000Hz, pode ser o gerador principal de variabilidade na captação das respostas em 6000Hz.

Gorga et al. (2007) também utilizaram regras para o encerramento do exame baseadas na estabilização do ruído de fundo para aumentar a confiabilidade dos resultados. No presente estudo, a manutenção da estabilidade do ruído de fundo em 10 dBNPS (incluída como critério de encerramento do exame) e a determinação dos

limiares das CCEOA-PD como o menor valor de L2 com relação $S/R \geq 3$ dBNPS, com os dois níveis de L2 subsequentes mantendo, no mínimo, a mesma relação S/R (conforme descrito nos métodos), contribuíram para a alta correlação entre as duas medidas. A correlação entre esse limiar e os limiares audiométricos foi significativa em todas as frequências comparadas. Infelizmente, devido à interferência do ruído de fundo em 500 e 1000Hz, não foi possível correlacionar as frequências baixas, porém, isso é recorrente em trabalhos que utilizam medidas de emissões otoacústicas.

Johnson et al. (2007) captaram as curvas de crescimento das EOA – PD de 205 orelhas, apresentando simultaneamente um supressor ipsilateral com o objetivo de reduzir o efeito da interação entre a distorção e a reflexão das respostas. Os resultados demonstraram que a tentativa de controle desse gerador de variabilidade não produziu melhora na precisão da resposta. Os autores concluíram, ainda, que o controle através do supressor não é indicado, devido ao risco de redução do desempenho da avaliação.

A alta variabilidade de respostas pode causar um considerável risco de respostas falso-positivas, diminuindo a confiabilidade das CCEOA – PD. Boege e Janssen (2002) argumentaram que o fato das curvas de crescimento não apresentarem alta correspondência com os limiares audiométricos pode ser devido a modificações ou alterações que não têm relações com os limiares audiométricos, ou que não são detectáveis por eles; e afirmaram, ainda, que esses fatores deveriam ser investigados. Gorga et al. (2003) também discutiram sobre a alta variabilidade das curvas de crescimento das EOA – PD, assumindo que alguns critérios devem ser incluídos nos estudos, como ausência de alterações de orelha média e presença de resposta nas EOA-PD com $L2=65$ dBNPS. O presente estudo concorda com a necessidade de se

aumentar o controle dos critérios na detecção das respostas das EOA – PD, e de se considerar os fatores que podem causar aumento da variabilidade (Gorga et al., 2003; Gorga et al., 2007; Janssen, 2005). A inclusão das variáveis sexo, orelha e, principalmente, antecedentes de alterações de orelha média, aumentou a homogeneidade da amostra por subgrupo e, conseqüentemente, reduziu a variabilidade na estimação dos limiares tonais, permitindo a identificação de discretas diferenças entre os comportamentos de cada subgrupo.

Um outro fator que pode aumentar a variabilidade das EOA consiste nas ondas estacionárias da orelha média (Roger, 2010). Scheperle, 2008 verificou uma redução de até 20 dBNPS em altas frequências, em orelhas que apresentavam altos índices de ondas estacionárias no momento da realização das EOA. Por outro lado, um estudo recente de Rogers et al. (2010), com o objetivo de calibrar o estímulo evitando as interferências das ondas estacionárias, constatou que as curvas de crescimento das EOA – PD sofreram poucas alterações após a realização da calibração, e a realização do procedimento não diminuiu a variabilidade da utilização da extrapolação das curvas de crescimento das EOA – PD na estimação de limiares psicoacústicos.

O presente estudo não resolveu a questão da variabilidade na detecção das curvas de crescimento das EOA – PD, porém, apresentou uma forma de redução das mesmas. Ainda assim, a variabilidade foi muito alta, chegando a 25 dBNA, porém, menor que em estudos que utilizaram apenas o menor valor positivo da curvas de crescimento (Schmuzigher et al., 2006; Johnson et al., 2007), ou que os valores coletados no *DP-Gram* (Job et Nottet, 2002; Yilmaz et al., 2006).

Houve correlação alta e significativa entre os limiares audiométricos e a menor intensidade de respostas das EOA – PD, na qual a relação sinal ruído foi de, no mínimo, 03 dBNPS com as duas intensidades acima apresentando a mesma relação. A pesquisa dos limiares audiométricos com resolução de 1 dBNA e a separação em subgrupos dos participantes considerando as variáveis sexo, antecedentes e orelha direita / esquerda contribuiu diretamente para a alta correlação entre os limiares audiométricos e das curvas de crescimento das EOA – PD. Sugerimos que essas variáveis devam ser consideradas nos estudos futuros de estimação dos limiares por meio das CCEOA – PD.

Apesar dessas conclusões, as curvas de crescimento das EOA PD não substituem o exame audiométrico tanto pela variabilidade, quanto pelas estruturas que são avaliadas. As CCEOA – PD podem contribuir no aumento da precisão diagnóstica, prognóstica e nas decisões clínicas relacionadas ao sistema auditivo, mas não podem estimar com precisão os limiares audiométricos.

3 – Relação entre as medidas das EOA-PD e das CCEOA-PD e as medidas timpanométricas com sonda de 1000Hz.

O motivo principal da utilização da timpanometria com sonda de admitância de 1000Hz foi o fato desta sonda apresentar maior sensibilidade a pequenas alterações ou alteração mínima. A ocorrência de timpanogramas em duplo pico foi significativamente relacionada ao aumento da mobilidade da orelha média, observada pela elevação do pico de admitância (em ml) na timpanometria com sonda de admitância de 226Hz. Em um estudo piloto, Campos e Carvallo (2011) encontraram essa mesma relação.

O aumento de mobilidade, nesse estudo, foi sugerido como devido a patologias de alta impedância, como otites médias agudas, que podem reduzir o padrão de rigidez ou aumentar o efeito de massa da orelha média (Margolis e Hunter, 1999). Ambas as condições alteram a admitância, principalmente, em altas frequências. Orelhas com pico duplo na timpanometria, com admitância de 1000Hz, apresentaram maiores limiares audiométricos e menores amplitudes de *DP-Gram* e CCEOA-PD em altas frequências testadas (resultado 3a).

No presente estudo, os limiares audiométricos com resolução de 1 dBNA, a partir da frequência de 2000Hz, foram mais elevados entre as orelhas que apresentaram duplo pico (figura 14). A elevação dos limiares audiométricos foi estatisticamente significativa, ou seja, mesmo nas respostas psicoacústicas, houve interferência da condição de orelha média, gerando o duplo pico. Esses achados corroboram com outros estudos como o de Olusesi (2008), que estudou os tipos de otites médias mais

recorrentes na população nigeriana, encontrando limiares audiométricos mais elevados em altas frequências em orelhas com otite média crônica supurativa e limiares audiométricos mais elevados em baixas frequências em orelhas com otite média aguda, ou seja, condições de orelha média que geram impedâncias distintas.

Vallejo et al. (2010) estudaram a impedância da orelha média para avaliar o funcionamento ativo da mesma. Os autores sugeriram que a orelha média pode, através da contração dos músculos timpânicos, modificar sua própria ressonância para aumentar a admitância em altas frequências, principalmente em ambientes ruidosos. Da mesma forma, a redução da percepção de altas frequências pode modificar esse padrão de funcionamento, deteriorando estas funções em relação à compreensão de fala.

O presente estudo também concorda com Job e Nottet (2002) que estudaram o *DP-Gram* e o histórico de otite média. Os pesquisadores encontraram que, no grupo com antecedentes de alterações de orelha média, os limiares audiométricos eram menos elevados que no grupo controle, para a frequência de 500Hz, porém, que os limiares audiométricos do grupo com os antecedentes aumentava conforme o aumento da frequência.

As amplitudes das respostas das EOA – PD foram maiores em 1000 e 1500Hz entre as orelhas com pico duplo, porém, as orelhas com duplo pico apresentaram amplitudes de resposta menores para as frequências mais altas, a partir de 2000Hz. Apesar de não ter havido diferença significativa, foi clara a redução das amplitudes das EOA – PD conforme o aumento da frequência. Campos e Carvallo (2011) compararam 31 orelhas com picos duplo e único máximo na timpanometria com frequência de sonda de admitância de 1000Hz. Os resultados chegaram a conclusões

muito parecidas, sugerindo que o duplo pico, apesar de ser recorrente quando a frequência de ressonância é próxima de 1000Hz, foi ocasionado devido ao aumento da mobilidade do sistema de transmissão da orelha média. Como o efeito de massa é dependente de frequência, o aumento da mobilidade do sistema de condução da orelha média causou redução das respostas das EOA - PD nas frequências altas.

Garner et al. (2008) estudaram os geradores de variabilidade das EOA – PD e referiram alta variabilidade em baixas e altas frequências (500 e 100Hz; 5656 e 8000Hz, respectivamente). Os autores sugeriram que as frequências baixas sofrem os efeitos do ruído de fundo, enquanto a variabilidade em altas frequências poderia ser uma consequência das características de transmissão de orelha média. O presente estudo, com o controle do ruído de fundo, confirma a sugestão de Garner et al. (2008), pois as altas frequências, no grupo com duplo pico, foram mais prejudicadas com o aumento da mobilidade do sistema, ou seja, a modificação de características de transmissão de orelha média. A amplitude de resposta das curvas de crescimento das EOA – PD apresentou o mesmo padrão da amplitude das EOA – PD, de forma mais evidente. Apesar de não ter havido diferença significativa, os limiares das CCEOA – PD foram mais elevados nas orelhas que apresentaram duplo pico. A diferença não ter sido significativa pode ser resultante da captação das CCEOA – PD com intensidade de estímulos que variavam de 05 em 05 dBNPS. A variação de 03 em 03 dBNPS poderia fornecer um limiar de CCEOA – PD mais preciso, e diminuir o risco de variabilidade não-intrínseca na comparação com os limiares audiométricos.

O grau de inclinação da curva (*slope*) das CCEOA – PD não apresentou diferenças significativas entre grupos na comparação de orelhas com e sem duplo pico. Gehr et al. (2004) sugeriram que o *slope* sofre modificações apenas nos casos de alterações cocleares (é aumentado) onde há diminuição ou perda da não-linearidade coclear. O presente estudo concorda com a sugestão de Gehr (2004), em que o *slope*, por apresentar essa característica, pode ser um dado adicional para o diagnóstico diferencial entre as alterações de orelha média e interna. Houve um impasse na determinação do *slope* nessa etapa do estudo; o *slope* foi “horizontalizado” entre as orelhas com antecedentes de alterações de orelha média, porém, nos casos de duplo pico, não foi observada qualquer diferença entre grupos. De qualquer forma, as variáveis antecedentes e duplo pico foram relacionadas ao aumento de mobilidade da orelha média.

Sun e Shaver (2009) estudaram o efeito da pressão negativa nas DPOAE e concluíram que o pico de pressão negativo diminui as amplitudes das EOA – PD em baixas frequências, e que tende a aumentar as amplitudes em altas frequências. O presente estudo também corrobora com Sun e Shaver. Os autores testaram uma condição oposta, o aumento de rigidez, e encontraram exatamente a resposta oposta à do presente estudo.

Diversos autores estudaram as timpanometrias com sonda de admitância de 1000Hz, e sugeriram que o duplo pico estaria correlacionado à frequência de ressonância da orelha média (Margolis e Hunter, 1999, Carvallo, 1997). O presente estudo sugere que, mesmo estando relacionado à ressonância da orelha média, o duplo pico pode também ser a resposta de um aumento anormal da mobilidade da orelha média, podendo influenciar na captação das respostas das EOA - PD. Para a criação de

grupos-controle mais rígidos, é importante considerar o histórico de antecedentes de alterações de orelha média, valores timpanométricos com sonda de admitância de 1000Hz e amplitudes robustas de EOA – PD.

A presença de aumento de mobilidade com presença de duplo pico causou alterações nas amplitudes e limiares das CCEOA – PD. Portanto, essa condição deve ser considerada, afim de se reduzir a variabilidade das respostas de CCEOA – PD, principalmente no uso da extrapolação das CCEOA – PD para estimação de limiares auditivos. Gorga et al. (2003) incluíram, ainda, que a estimação dos limiares auditivos só é possível com o controle do ruído de fundo no registro das respostas, com presença de amplitudes robustas em $L_1/L_2 = 65/65$ DBNPS e com integridade da orelha média. O aumento do efeito de massa aumentou a reactância para altas frequências, em outras palavras, a presença do duplo pico pode estar relacionada com uma subcaptação das respostas das CCEOA – PD em altas frequências.

O Duplo pico nos timpanogramas com frequência de 1000Hz e sua relação com o aumento da mobilidade da transmissão sonora da orelha média deixa algumas questões em aberto: Quando o duplo pico é uma resposta natural da orelha média, e quando ele ocorre por causa de uma alteração de orelha média, induzindo um aumento de mobilidade da orelha média. Se a alteração de orelha média for sanada, mesmo assim as sequelas podem persistir, gerando uma mudança na ressonância de orelha média?

Outros estudos são necessários considerando a frequência ressonância da orelha média e com outras formas de análise dos timpanogramas, como o modelo de Vanhuyse et al (1975), para verificar se as diferenças entre grupos, encontradas nesse

estudo, foram causadas por uma variabilidade normal do exame ou por uma modificação no funcionamento da orelha média e da cóclea.

4 – Relação entre as medidas obtidas nas curvas de crescimento das EOA – PD e a medida da amplitude das EOA – PD.

Considerando que as curvas de crescimento medem as respostas cocleares segundo a variação da intensidade do estímulo, é perfeitamente esperado que houvesse relação entre as duas medidas de emissões. Porém, o limiar das CCEOA – PD é uma medida criada a partir de conceitos pré-estabelecidos. A determinação do limiar das curvas de crescimento das EOA – PD, proposta por Almeida e Carvallo (2010), apresentaram alta correlação com as amplitudes das EOA – PD. O encontro dos limiares e a relação de proporcionalidade inversa com as amplitudes das EOA – PD, confirmaram a relevância do limiar das EOA – PD na percepção da robustez e da preservação das células ciliadas externas.

Em todas as frequências comparadas, houve correlação negativa entre as EOA – PD e CCEOA – PD de forma significativa, ou seja, quanto maior a amplitude das EOA – PD, menor o limiar das CCEOA – PD. Apesar da expectativa desse valor, alguns fatores interferiram na maior ou menor correlação entre as duas variáveis. Em 1500Hz, a correlação dependeu de antecedentes e orelha, em 2000 e 3000Hz, a correlação dependeu de antecedentes, e em 4000 e 6000Hz, as correlações não dependeram de nenhum fator. Esse dado é mais uma confirmação da necessidade da consideração, pelo menos, dos antecedentes de alterações de orelha média para o controle da variabilidade das EOA – PD e das CCEOA – PD.

No estudo de Almeida et al. (2010), os autores analisaram os limiares das CCEOA – PD em recém nascidos, com o objetivo, entre outros, de correlacionar os limiares das CCEOA – PD com as EOA - T. Os autores encontraram alta correlação entre as duas medidas, sem interferência do sexo e da orelha. O presente estudo também encontrou alta correlação, porém, em comparação às EOA – PD, que apresentam maior especificidade de frequência.

Estudando EOA – T, Aidan et al. (1997) e Durante et al. (2005) encontraram que as orelhas direitas do sexo feminino eram as que apresentavam as respostas mais robustas. Esses dois estudos discordam dos estudos de Almeida e Carvallo (2010) e Soares e Carvallo (2009), os quais, apesar de encontrarem melhores respostas de EOA – T no sexo feminino, não obtiveram significância estatística. No presente estudo, as variáveis sexo e orelha não foram fatores de geração constante de variabilidade.

Como já dito anteriormente, os limiares das CCEOA – PD poderiam ter sido mais exatos se realizados com resolução de L2 menor que 5 dBNPS. Por outro lado, Sanches et al. (2010) utilizaram o intervalo de 3 dBNPS e reconheceram que esse intervalo gerava dificuldades técnicas no desenho e cálculo do *slope*, devido ao aumento da variação na curva de crescimento.

A variabilidade ainda foi alta, apesar de menor do que em estudos anteriores (Lichtenhan et al, 2005; Schmuziger et al, 2006). Mesmo a consideração dos antecedentes de alterações de orelha média não foi um agente de redução definitiva da variabilidade. Apesar dos avanços e diminuição da variação de respostas, as CCEOA – PD e EOA – PD ainda apresentaram um espectro muito amplo de respostas interindivíduos, limitando a utilização dessas ferramentas para fins de

estimação de limiares. Alguns pesquisadores, como Schmuziger et al. (2006), não acreditam nas curvas de crescimento como procedimento clínico, dado à alta variabilidade interindivíduos. Por outro lado, novas pesquisas (Johnson et al., 2010, Hatzopoulos et al., 2009) continuam a investigar formas mais seguras de utilização das curvas de crescimento. O presente estudo considera que só com a diminuição dos geradores de variabilidade que as CCEOA – PD terão a confiança do clínico em sua rotina de trabalho.

Por outro lado, a aplicação das curvas de crescimento das EOA – PD, aliada às medidas convencionais (audiometria tonal e imitancometria), pode gerar informações mais precisas sobre os processos reais e as condições de funcionamento do sistema auditivo periférico. O estudo da curva de crescimento das EOA – PD através do *slope* e do limiar cria novas visões sobre alterações relacionadas à audição até então desconhecidas, como a mudança da inclinação do *slope* em casos de hiperacusia ou zumbido (Sanches et al., 2010 e Bartnik et al., 2009), mesmo na presença de normalidade auditiva nos testes preliminares (audiometria, imitanciometria, *DP-Gram*). O *slope* pode ser útil ainda na decisão do fonoaudiólogo no emprego da compressão e outros algoritmos de tratamento de som em aparelhos auditivos para perdas auditivas em graus leve a moderado. O limiar, apesar da variabilidade ainda estar presente, torna-se cada vez mais uma ferramenta de diagnóstico diferencial na aferição dos limiares auditivos.

O presente estudo procurou verificar relações que causavam aumento da variabilidade nas EOA – PD. Com os resultados encontrados, pode-se considerar que mais um passo foi dado em busca da precisão das EOA – PD na avaliação funcional da cóclea. É grande a expectativa de que novas pesquisas possibilitem a redução da

variabilidade e tragam maior conhecimento sobre respostas cocleares e suas inter-relações: os limiares audiométricos, o padrão timpanométrico e o histórico de transtornos auditivos.

Considerações finais

O presente estudo demonstrou a importância do aprimoramento dos métodos avaliativos da adição, porém, ainda ficou incerta a influência dos antecedentes de alterações de orelha média sobre as EOA – PD. Um estudo que considerasse diferentes prognósticos de patologias de orelha média poderia esclarecer essa questão.

Ao que se refere ao duplo pico na timpanometria em 1000 Hz, o estudo da ressonância da orelha média nesses pacientes poderia ter eliminado a dúvida sobre a interferência da ressonância nas respostas timpanométricas dos sujeitos estudados.

A avaliação do *slope* e limiar das CCEOA – PD pode contribuir para as decisões audiológicas nas adaptações de aparelhos auditivos. A inclinação da curva e o limiar das CCEA – PD proporcionam informações preciosas para a regulação da razão e do ponto de joelho da compressão, além de viabilizar o estudo e a aplicação de compressões curvilineares. Estudos futuros com usuários de aparelhos auditivos são fundamentais para precisar a utilização dessa medida.

Conclusões

A partir dos resultados pode-se concluir que:

A variável “antecedentes de alterações de orelha média” prejudicou as respostas das avaliações audiométricas e de emissões otoacústicas.

A presença de timpanogramas em duplo pico foi relacionada ao aumento anormal da mobilidade da orelha média.

O limiar das curvas de crescimento das emissões otoacústicas por produto de distorção apresentou correlação positiva com valores audiométricos e negativa com os valores de *DP-Gram*.

A inclinação da curva de crescimento (*slope*) apresentou alta correlação com os antecedentes de alterações de orelha média, apontando o potencial valor desta medida no estudo da função coclear saudável e alterada, e, conseqüentemente, sua utilização nas medidas prescritivas de amplificação.

Referências Bibliográficas

Abissamra RGC – Latência das emissões otoacústicas da orelha normal de portadores de perda auditiva sensorial unilateral [dissertação]. São Paulo: Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, 2001.

Abou-Elhamd KEA, Abd-Ellatif AM, Sultan MA – The role of multifrequency tympanometry in otitis media. *Saudi Med J*. 27(3):357-360, 2006.

Aidan D, Lestang P, Avan P, Bonfils P – Characteristics of transient-evoked otoacoustic emissions (TEOES) in neonates. *Acta Otolaryngol*. 117(1):25-30, 1997.

Akdogan O, Ozkan S – Otoacoustic emissions in children with otitis media with effusion. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol*, 70(11):1941-4, 2006.

Alaerts J, Luts H, Wouters J – Evaluation of middle ear function in young children: clinical guidelines for the use of 226 and 1000Hz tympanometry. *Otol Neurotol*, 28(6):727-32, 2007.

Almeida PP, Sanches SGG, Carvalho RMM. – Limiar da Função de Crescimento das Emissões Otoacústicas-Produto de Distorção em Neonatos. *Pró-Fono*, 22:409-414, 2010.

Almeida PP. Crescimento das emissões otoacústicas evocadas -produto de distorção: estudo em neonatos. Dissertação (Mestrado em Ciências da Reabilitação) - Universidade de São Paulo, 2010. *Orientador*: Renata Mota Mamede Carvalho.

Ashmore JF – Ionic Mechanisms in hair cells of the mammalian cochlea. In W. Hamann e W. Iggo (Eds). *Progress in Brain Research*, 74:3-9, New Yorker, Elsevier Science, 1988.

Azevedo RF, Carvalho RMM. Medidas da latência das emissões otoacústicas – produto de distorção em neonatos. *Rev Br ORL*, 69(6):691-96, 2003

Bartnik G, Hawley M, Rogowski M, Raj-Koziak D, Fabijanska A, Formby C – Distortion product otoacoustic emission levels and input/output-growth functions in normal-hearing individuals with tinnitus and/or hyperacusis. *Otolaryngol Pol*. 63(2):171-81, 2009.

Békésy Gy – On the theory of hearing, and the mode shape of the basilar membrane. *Phys. Z*. 1928

Bento RF, Miniti A, Marone SAM – Tratado de otologia. São Paulo: Edusp, 1998.

Boege P, Janssen T – Pure-tone threshold estimation from extrapolated distortion product otoacoustic emission I/O-functions in normal and cochlear hearing loss. *Journal Acoustic Society America* 111(4):1810;18, 2002.

Bonfils P, Uziel A, Pujol R – Evoked otoacoustic emissions: A fundamental and clinical survey. *ORL* 50:212-8, 1988.

Bray PJ – Click Evoked Otoacoustic Emissions and the Development of a Clinical Otoacoustic Hearing Test Instrument. London. (Doctor Thesis). University College and Middlesex School of Medicine, 1989.

Brownell WE – Outer hair cell electromotility and otoacoustic emissions. *Ear Hear*, 11(2),82-93,1990.

Campos UP, Carvallo RMM – DPOAE on 1000 Hz on double-peak tympanograms with 1000 Hz probe-tone. Apresentado na American Academy of Audiology, Chicago, abril de 2011.

Campos UP, Carvallo, RMM – Latência das EOAPD em milissegundos e número de ondas. *Revista Brasileira de Otorrinolaringologia*, 71(6) :784-790, 2005.

Carvallo RMM – Imitanciometria. IN: Ferreira LP, Befi-Lopes DM, Limongi SCO – Tratado de Fonoaudiologia. 1Ed. Editor Roca, 2004.

Carvallo RMM – Ressonância da orelha média através de timpanometria em multifrequências. *Rbm ORL*, 4(4):132-137, 1997.

Carvallo RMM – Ressonância da orelha média através de timpanometria em multifrequências. *Rev Bras ORL*, 4(4):132-37, 1997.

Carvallo RMM, Azevedo RF – Latência das emissões otoacústicas – produto de distorção em neonatos. *Rev Br ORL*, 69(5):691:5, 2003.

Carvallo RMM, Sanches SGG, Ravagnani MP – Different tympanometric patterns and acoustic emission register. American Academy of Audiology. Los Angeles, USA, 1998.

Charlier K, Debruyne F - The effect of ventilation tubes on otoacoustic emissions. A study of 106 ears in 62 children. *Acta Otorhinolaryngol Belg*, 58(1).67-71, 2004.

Couto CM e Carvallo RM – The effect external and middle eras have in otoacoustic emissions. *Revista Brasileira de Otorrinolaringologia*, 75(1):15-23, 2009.

Dallos P – The Active Cochlea. *The Journal of Neuroscience*. 12(12): 4575-4585,1992.

Dauman R, Roussey M, Garabedian N – La surdté permanente de l'enfant relève-t-elle du dépistage neonatal? *Pratiques et Organization des Soins*. 40(3):207-12, 2009.

Davis H, Silverman SR – Hearing and deafness. Holt, Rinehart and Winston. New York; 1970.

Dorn PA, Konrad-Martin, Neely ST, Keefe DH, Cyr E, Gorga MP – Distortion product otoacoustic emission input/output functions in normal hearing and hearing-impaired human ears. *Journal Acoustic Society of America* 110(6):3119-31, 2001.

Dunckley KT, Dreisbach LE – Gender effects on high frequency distortion product otoacoustic emission in humans. *Ear and Hearing* 25:554-64, 2004.

Duplessis C, Fothergill D - Exploiting otoacoustic emission testing to identify clinical and subclinical inner ear barotrauma in divers: potential risk factor for sensorineural hearing loss. *J Otolaryngol Head Neck Surg*, 38(1).67-76, 2009.

Durante AS, Carvallo RMM, Costa FS, Soares JC – Characteristics of transient evoked otoacoustic emissions in newborn hearing screening program. *Pró-Fono, Carapicuíba*, v. 17, n. 2, p. 133-140, 2005.

Ferekidis E, Vlachou S, Douniadakis D, Apostolopoulos N, Adamopoulos G – Multiple frequency tympanometry in children with acute otitis media. *Otolaryngol Head Neck Surg*, 121: 797–801, 1999.

Fisher LD, van Belle G – *Biostatistics*. John Wiley & Sons, New York, 1993.

Flock A, Cheung H – Actin filaments in sensory hairs of inner ear receptor cells. *J. Cell. Biol.* 75: 339-343 ;1977.

Garner CA, Neely ST, Gorga MP – Sources of variability in distortion product otoacoustic emissions. *Journal Acoustical Society of America*. 124(2):1054-67, 2008.

Gates GA, Mills D, Nam B, D'Agostino R, Rubel E – Effects of age on the distortion product otoacoustic emission growth functions. *Hearing Research* 163:53-60, 2002.

Gehr DD, Janssen T, Michaelis CE, Deingruber K, Lamm K – Middle era and cochlear disorders result in different DPOAE growth behaviour: implications for the differentiation of sound conductive and cochlear hearing loss. *Hearing Research* 193:9-19, 2004.

Georgalas C, Xenellis J, Davilis D, Tzangaroulakis A, Ferekidis E – Screening for hearing loss and middle-ear effusion in school-age children, using transient evoked otoacoustic emissions: a feasibility study. *The Journal of Laryngology & Otology*, 1-6, 2008.

Gold T – Hearing II – The physical basis of the action of the cochlea. *Proc. Roy. Soc. Lond., B. Biol. Sci.* 135:492-98, 1948.

Gold T, Pumphrey RJ – Hearing I. The Cochlea as a Frequency Analyzer. *Proc. Royal Soc., B* 135, 462, 1948.

Gorga MP, Neely ST, Dierking DM, Kopun J, Jolkowski K, Groenenboom K, Tan H, Stiegemann B – Low frequency and high-frequency cochlear nonlinearity in humans. *Journal Acoustic Society of America*. 122(3):1671, 2007).

Gorga MP, Neely ST, Dorn PA – Distortion product otoacoustic emissions in relation to hearing loss. In: Robinette RM, Glatke T(eds). *Otoacoustic emissions – Clinical applications (second edition)* New York: Thieme, 243-72, 2002.

Gorga MP, Neely ST, Dorn PA, Hoover BM – Further efforts to predict pure-tone thresholds from distortion product otoacoustic emission input/output functions. *Journal Acoustic Society of America* 113(6):3275:84, 2003.

Graybil FA – *Theory and application of the linear model*. Duxbury, North State, 1976.

Gunnarson AD, Finitzo T – Conductive hearing loss during infancy: effects on later auditory brain stem electrophysiology. *J Speech Hear Res.* 34(5):1207-15, 1991.

Hatzopoulos S, Ciorba A, Petruccelli J, Grasso D, Sliwa L, Kochanek K, Skarzynski H, Martini A – Estimation of pure-tone thresholds in adults using

extrapolated distortion product otoacoustic emission input/output and auditory steady state responses. *International Journal of Audiology*. 48(9):625-31, 2009.

Huang LH, MaXR, Wang S, Mo LY, Liu H, Tang XR, Yang YL, Tang XQ, Guo LS, Han DM – Comparison of sensitivity of audiological tests to identify otitis media with effusion in newborn infants. *Zhonghua Er Bi Yan Hou Tou Jing Ke Za Zhi*, 43(12):886-90, 2008.

Janssen T – Diagnostics of the cochlear amplifier by means of DPOAE growth functions. *HNO* 53(2):121-33, 2005.

Jergers J – Handbook of clinical impedance audiometry. American Electromedics Corporation, 1975

Jergers JF – Clinical experience with impedance audiometry. *Archives of Otolaryngology*, 92, 311-324, 1970.

Job A, Nottet JB – DPOAEs in young normal-hearing subjects with histories of otitis media: evidence of sub-clinical impairments. *Hearing Research* 167:28-32, 2002.

Johnson TA, Neely ST, Kopun JG, Dierking DM, Tan H, Converse C, Kennedy E, Gorga MP – Distortion product otoacoustic emissions: cochlear-source contributions and clinical test performance. *J Acoust Soc Am*. 122(6):3539-53, 2007.

Johnson TA, Neely ST, Kopun JG, Dierking DM, Tan H, Gorga MP - Clinical Test Performance of Distortion-Product Otoacoustic Emissions Using New Stimulus Conditions. *Ear Hear*, 31(1), 74-83, 2010.

Keefe DH, Abdala C – Theory of forward and reverse middle-ear transmission applied to otoacoustic emissions in infants and adult ears. *J Acoust Soc Am*. 121:978-93, 2007.

Kei J, Allison-Levick J, Dockray J, Kirkegard C, Wong J, Maurer M, Hegarty J, Young J, Tudehope D – High-frequency (1000Hz) tympanometry in normal neonates. *Journal American Academy of Audiology* 14(1):20-8, 2003.

Kemp DT – Stimulated acoustic emissions from the human auditory system. *J Acoust Soc Am* 64:1386-91, 1978.

Kemp DT – The evoked cochlear mechanical response and the auditory microstructure - evidence for a new element in cochlear mechanics. *Scand Audiol Suppl.* (9):35-47, 1979.

Kemp DT, Ryan S, Bray P – A guide to effective use of otoacoustic emission. *Ear Hear* 11:93-105, 1990.

Kolston PJ – The importance of phase data and model dimensionality to cochlear mechanics. *Hear Res* 145(1-2):25-36, 2000.

Kummer P, Janssen T, Arnold W – The level and growth behavior of the 2 f1-f2 distortion product otoacoustic emission and its relationship to auditory sensitivity in normal hearing and cochlear hearing loss. *J Acoust Soc Am* 103(6):3431-44, 1998.

Lechuga R, Frade C, Soto A, Labella T – Parameters of normality in multifrequency tympanometry. *Acta Otorrinolaringol Esp*. 51(3):207-10, 2000.

Liberman MC, Dodds LW – Single-neuron labeling and chronic cochlear pathology. II: Stereocilia damage and alterations of spontaneous discharge rates. *Hearing Research*. 16:43-53, 1984.

Lichtenhan JT, Chertoff ME, Smittkamp SE, Durham D, Girod DA – Predicting severity of cochlear hair cell damage in adult chickens using DPOAE input-output functions. *Hear Res* 201(1-2):109-20, 2005.

Linares AE, Carvallo RM – Acoustic immittance in children without otoacoustic emissions. *Rev Bras ORL*, 74(3):410-6, 2008.

Lyra e Silva KA, Novaes BA, Lewis DR, Carvallo RMM – Tympanometry in neonates with normal otoacoustic emissions: measurements and interpretation. *Rev Bras de ORL*, 73(5):633-9, 2007.

Mahoney CO – Investigating the latency of the 2f1-f2 distortion product otoacoustic emissions in normal and pathological ears using the phase gradient methods. Masters Science of the University of London, 89p., 1993.

Margolis RH, Hunter LL. Tympanometry: Basic Principles and Clinical Applications. IN: Musiek FE, Rintelmann WF. *Perspectivas Atuais em Avaliação Auditiva*. Ed. Allyn and Bacon, 1999.

Moller AR – Physiology of the ear and auditory nervous system. In: Jackler R, Brackmann D. *Neurotology*. Mosby, 19-39, 1994.

Müller J, Janssen T – Similarity in loudness and distortion product otoacoustic emission input/output functions: Implications for and objective hearing aid adjustment. *J Acoust Soc Am* 115(6):3081-91, 2004.

Namylowski G, Morawski K, Trybalska G, Urbaniec P – Latencies of the 2f1-f2 distortion product otoacoustic emissions measured using a phase-gradient method in young adults and workers chronically exposed to noise. *Scandinavian Audiology Supplement*, 52:121-5, 2001.

Neely ST, Gorga MP, Dorn PA – Cochlear compression estimates from measurements of distortion-product otoacoustic emission. *J Acoust Soc Am* 114(3):1499-1507, 2003.

Neely ST, Johnson TA, Kopun J, Dierking DM, Gorga M – Distortion-product otoacoustic emissions input/output in normal hearing and hearing-impaired human ears. *J Acoust Soc Am*. 126(2):728-38, 2009.

Neter J, Kutner MH, Nachtsheim CJ, Li W – *Applied Linear Statistical Models*. 5th ed, Irwin, Chicago, 2005.

Niedzielska G, Katska E - TEOAE after treatment of otitis media with effusion. *Ann Univ Mariae Curie Sklodowska*, 57(2).58-61, 2002.

Olusesi AD – Otitis media as a cause of significant hearing loss among Nigerians. *Int Journal of Ped Otorhin*, 72,787-792, 2008.

Oswald JA, Janssen T – Weighted DPOAE input/output – functions: a tool for automatic assessment of hearing loss in clinical application. *Z Med Phys*. 13(2):93-8, 2003.

Otodynamics – The Otodynamics ILO92 DPOAE software research manual. Versão 1.35. 2ª Edição, 1994.

Oxenham AJ, Bacon SP – Psychophysical manifestations of compression: Normal-hearing listeners. In: Bacon SP, Fay RR, Popper AN, editors. *Compression: From Cochlea to Cochlear Implants*. New York: Springer-Verlag; pp. 62–106, 2004.

Parra GF, Carvalho RMM, Nakagawa L – Reflexos acústicos eliciados com sonda de 678 e de 1000Hz em adultos sem queixa auditiva. *Arq. Otorrinolaringol*, São Paulo, v. 9, n. 1, p. 27-36, 2005.

Pialarissi PR, Gattaz G – Emissões otoacústicas: conceitos básicos e aplicações clínicas. <http://www.hcnet.usp.br/otorrino/arq2/emissoes.htm>, 1997.

Pickles JO, Comis SD, Osborne MP – Cross-links between stereocilia in the guinea pig organ of Corti, and their possible relation to sensory transduction. *Hear. Res.*, 15:103-112, 1984.

Pinheiro JC, Bates DM – *Mixed-Effects Models in S and S-PLUS*. Springer, NY, 2004.

Prieve BA, Calandruccio L, Fitzgerald T, Mazevski A, Georgantas LM – Changes in transient-evoked otoacoustic emission levels with negative tympanometric peak pressure in infants and toddlers. *Ear and Hearing*, 29(4):533-42, 2008.

Probst R, Harris FP – Transiently evoked and distortion product otoacoustic emissions. Comparison of results from normally hearing and hearing-impaired human ears. *Arch Otolaryngol Head-Neck-Surg*. 119:858–60, 1993.

Probst R, Lonsbury-Martin BL, Martin GK – A review of Otoacoustic Emissions. *J Acoust Soc Am*, 89(5): 2027-2062, 1991.

Rogers AR, Burke SR, Kopun JG, Tan H, Neely ST, Gorga MP. Influence of calibration method on distortion-product otoacoustic emission measurements: II. Threshold prediction. *Ear Hear*. 31(4):546-54, 2010.

Sahley TL, Nodar RH, Musiek FE – *Efferent Auditory System: structure and function*. San Diego, Singular Publishing Group, 1997.

Sanches SGG, Sanchez T, Carvalho RMM – Influence of Cochlear Function on Auditory Temporal Resolution in Tinnitus Patients. *Audiology and Neurotology*, 15(5), 273-281, 2010.

Scheperle RA, Neely ST, Kopun JG, Gorga MP – Influence of in situ, sound-level calibration on distortion-product otoacoustic emission variability. *J Acoust Soc Am*. 124(1):288-300, 2008.

Schmuziger N, Patscheke J, Probst R – Automated pure-tone threshold estimations from extrapolated distortion product otoacoustic emission (DPOAE) input/output functions. *J Acoust Soc Am*, 119: 1937–39, 2006.

Scott S. Histological preparations of the human cochlea. *Otological Section*. February, 1908.

Shahnaz N, Polka L – Distinguishing healthy from otosclerotic ears: effect of probe-tone frequency on static immittance. *Journal American Academy of Audiology* 13(7):345-55, 2002.

Shang YY, Ni DF, Liu SL – Comparison of the low and high frequency tympanometries as diagnostic tests of middle ear function in infants. *Zhonghua Er Bi Yan Hou Tou Jing Wai Ke Za Zhi* 41(5):326-30, 2006.

Silva A, Ysunza A – Effect of contralateral masking on the latency of otoacoustic emission elicited by acoustic distortion product. *Int J Ped Otorhin*, 44:125-32, 1998.

Sisto R – Modeling the growth rate of distortion product otoacoustic emissions by active nonlinear oscillators. *J Acoust Soc Am* 116(3):1632-38, 2004.

Smurzynski J, Probst R – Intensity discrimination, temporal integration and gap detection by normally-hearing subjects with weak and strong otoacoustic emissions. *Audiology*, 38(5):251-6, 1999.

Soares JC, Carvalho RMM – Tone burst evoked otoacoustic emissions in neonates. *Brazilian Journal of Otorhinolaryngology (Impresso)*, v. 75, p. 441-448, 2009.

Stenfelt, S – Towards understanding the specifics of cochlear hearing loss: A modeling approach. *International Journal of Audiology*, 47(1):10-15, 2008.

Sun XM, Shaver MD – Effects of negative middle ear pressure on distortion product otoacoustic emissions and application of a compensation procedure in humans. *Ear Hear*, 30(2):191-202, 2009.

Swanepoel W, Werner S, Hugo R, Louw B, Swanepoel A – High frequency immittance for neonates: a normative study. *Acta ORL*, 127(1):49-56, 2007.

Tiradentes JB, Coube CZV, Costa Filho OA – Estudo do padrão de respostas das curvas de crescimento (dp growth rate) das emissões otoacústicas – produto de distorção em indivíduos com audição normal. *Rev Br ORL*, 68(1):21-26, 2002.

Uchida Y, Ando F, Shimokata H, Sugiura S, Ueda H, Nakashima T – The effects of aging on distortion-product otoacoustic emissions in adults with normal hearing. *Ear Hear*, 29(2):176-84, 2008.

Vallejo LA, Hidalgo A, Lobo F, Tesorero MA, Gil-Garcedo E et al. - ¿Es el oído medio el primer filtro de selección frecuencial? *Acta Otorrinolaringol Esp*, 61(2):118-12, 2010.

VanHuyse VJ, Creten WL, Van Camp KJ. On the W-notching of tympanograms. *Scand. Audiol.* 4:45-50, 1975.

Vento BA, Durrant JD, Sabo DL, Boston JR – Development of f1/f2 ratio functions in humans. *J Acoust Soc Am*, 115(5pt1):2138-47, 2004.

Von Békésy G. Travelling waves as frequency analysers in the cochlea. *Nature*. 225(5239):1207-9, 1970.

Whitnell RH, Shafer LA, Lilly DJ – What Drives Mechanical Amplification in the Mammalian Cochlea? *Ear Hear*. 23(1): 49-57, 2002.

Yilmaz S, Karalihoglu AR, Tas A, Yagiz R, Tas M – Otoacoustic emissions in Young adults with a history of otitis media. *The Journal of Laryngology & Otology* 120:103-107, 2006.

Yoshinaga-Itano C – Levels of evidence: universal newborn hearing screening (UNHS) and early hearing detection and intervention systems (EHDI). *J Commun Disord.* 37(5):451-65, 2004.

Zenner HP, Arnold W, Gitter AH. Outer Hair Cells as Fast and Slow Cochlear Amplifiers with a Bidirectional Transduction Cycle. *Acta Oto-laryngologica* , 105(5-6):457-462, 1988.

HOSPITAL DAS CLÍNICAS
DA FACULDADE DE MEDICINA DA UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
CAIXA POSTAL, 8091 – SÃO PAULO - BRASIL

Anexo I

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

(Instruções para preenchimento no verso)

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

1. NOME DO PACIENTE :.....
DOCUMENTO DE IDENTIDADE Nº : SEXO : .M F
DATA NASCIMENTO:/...../.....
ENDEREÇO Nº APTO:
BAIRRO: CIDADE
CEP:..... TELEFONE: DDD (.....)

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

II - DADOS SOBRE A PESQUISA CIENTÍFICA

1. TÍTULO DO PROTOCOLO DE PESQUISA **Efeito da função da orelha média e da curva de crescimento nas respostas das emissões otoacústicas**

PESQUISADOR: **Renata Mota Mamede Carvalho**

CARGO/FUNÇÃO: **Docente FMUSP** INSCRIÇÃO CONSELHO REGIONAL Nº **4027**

UNIDADE DO HCFMUSP:

3. AVALIAÇÃO DO RISCO DA PESQUISA:

SEM RISCO

RISCO MÍNIMO **X**

RISCO MÉDIO

RISCO BAIXO

RISCO MAIOR

(probabilidade de que o indivíduo sofra algum dano como consequência imediata ou tardia do estudo)

4.DURAÇÃO DA PESQUISA : 36 meses

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

O Sr (a Sra.) está convidado a participar de uma pesquisa sobre a audição em pessoas sem queixas auditivas. Para que uma pessoa tenha boa audição é necessário que ela seja capaz de perceber sons de muito baixa intensidade e capaz de perceber pequenas diferenças entre os diferentes sons. O sistema auditivo é dividido em orelha externa, média e interna, sendo estas estruturas as responsáveis por receber o som e transformar este som em impulso nervoso, para que possa ser enviado ao cérebro que finalmente irá processar as informações contidas nos sons. Uma pessoa pode ter basicamente dois tipos de dificuldade para processar os sons: ou a orelha (média ou interna) não capta bem sons de baixa intensidade ou, o cérebro não é eficiente em processar as informações que recebe.

Esta pesquisa vai investigar se diferentes condições de função da orelha média podem modificar a função da orelha interna.

No seu caso, você está sendo convidado a participar porque tem não tem queixas auditivas. Queremos investigar a forma de sua orelha interna responder para sons de diferentes níveis de intensidade e a relação destas respostas com a função da sua orelha média. Para isso hoje vamos testar sua audição para sons que variam de 250 a 8000 Hz. Você vai ouvir esses sons através de fones e terá que levantar a mão sempre que ouvi-los. Eles parecem apitos curtos que ficam cada vez mais “baixinhos”, por isso você tem que prestar atenção para ouvi-los. Vamos ainda verificar as respostas, tanto da sua orelha média como da sua orelha interna, a sons de diferentes frequências. Estas respostas são internas, e para esses sons você não precisa levantar as mãos, porque o aparelho mede as respostas sozinho. Os sons que você vai ouvir não são em volume alto, eles não incomodam. O único desconforto da avaliação é uma leve sensação de ouvido “tapado” durante o exame da sua orelha média (semelhante a uma situação de descida ou subida de serra em uma viagem). A duração total dos exames é mais ou menos 60 minutos. Caso seja identificada qualquer alteração, o senhor(a) será notificado(a) e orientado(a) quanto à conduta necessária relacionada à alteração auditiva.

IV - ESCLARECIMENTOS DADOS PELO PESQUISADOR SOBRE GARANTIAS DO SUJEITO DA PESQUISA CONSIGNANDO:

Estaremos a sua disposição para o fornecimento de informações sobre os procedimentos, os riscos e os benefícios relacionados à pesquisa.

Quando a avaliação acabar você deverá aguardar mais uns minutos para receber a cópia dos exames. Mesmo depois dos exames realizados, ou a qualquer momento, se você preferir que os seus dados não sejam utilizados para a pesquisa, sua vontade será respeitada.

Como pesquisador responsável pelo projeto, asseguro-lhe que sua identidade não será revelada em nenhum momento.

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

Profa. Dra Renata Mota Mamede Carvalho
Rua Cipotânea 51 Cidade Universitária São Paulo CEP: 04532000 Tel- 30917453
e-mail: renamaca@usp.br

Ualace De Paula Campos
Rua Cipotânea 51 Cidade Universitária São Paulo CEP: 04532000 Tel- 30917453
e-mail: ualafonocamps@yahoo.com.br

VI. OBSERVAÇÕES COMPLEMENTARES:

VII - CONSENTIMENTO PÓS-ESCLARECIDO

Declaro que, após convenientemente esclarecido pelo pesquisador e ter entendido o que me foi explicado, consinto em participar do presente Protocolo de Pesquisa

São Paulo, de de 200 .

assinatura do sujeito da pesquisa ou responsável legal

assinatura do pesquisador
Renata Mota Mamede Carvalho CRFa 4027

Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo
Departamento de Fisioterapia, Fonoaudiologia e Terapia Ocupacional
Curso de Fonoaudiologia – Audiologia Clínica

ANAMNESE ADULTO

Nome: _____ DN: _____ Sexo: _____ RG: _____
Profissão: _____ Enc() Externo _____ () LIF _____ Escolaridade: _____
End.: _____ Cidade: _____ CEP: _____
Fone: _____ Comunidade USP SIM () NÃO () Nº USP/Unidade: _____
Nº CDP: _____ Data do Exame: _____ Estagiária: _____

QUEIXA E HISTÓRIA DA QUEIXA – (motivo pelo qual médico pediu o exame)

ANTECEDENTES PESSOAIS

() Acidentes () Diabetes () Meningite
() Alergia? A que? () Hipertensão () Pneumonia
() Bronquite () Infecção de garganta () Problema renal
() Câncer () Malária () Sarampo
() Catapora () Resfriados frequentes () HIV
() Caxumba () Sífilis () Outra. Qual?

Teve alguma complicação? Sim () Não () Em qual?

Precisou ficar hospitalizado? Sim () Não () Motivo:

MEDICAMENTOS

Usa ou usou medicamento durante período prolongado? Sim () Não () Quais?

Especificar a causa, o tipo e o tempo de tratamento realizado

ESTADO DE SAÚDE ATUAL

Está fazendo algum tratamento ou acompanhamento com algum especialista? _____

Qual? (causa/tipo/tempo)

AUDICÃO : ASSINALE AS OCORRÊNCIAS

() Coceira () Infecção () Tontura Frequência _____ Início _____
() Dor de ouvido () Otite () Zumbido. Tipo _____ Frequência _____ Início _____
() Eczema () Supuração

Está em Tratamento? Sim () Não ()

Já realizou alguma cirurgia de ouvido, nariz e/ou garganta? Sim () Não () Especifique:

Alguém na família tem problema de audição? Sim () Não () É congênita ou adquirida?

Observações:

ASSINALE OS COMPORTAMENTOS MAIS COMUNS

() Desorganizado () Fala baixo () Perturbação em ambiente ruidoso
() Desastrado () Fala alto () Reclama do barulho
() Desatento () Ouve mal () Dificuldade para ouvir ao telefone
() Distráido () Aumenta o volume da TV () Dificuldade para entender conversa no ruído
() Esquecido () Pede para repetir o que foi falado () Dificuldade para entender conversa no silêncio
() Outros. Especifique

OCUPAÇÃO

Exposição ao ruído Sim () Não () Por quanto tempo?

Usa protetor auricular? Sim () Não () Qual?

Quantas horas ao dia?

APARELHO DE AMPLIFICAÇÃO SONORA

Fabricante: _____ Modelo: _____ há quanto tempo? _____

Adaptação: () Binaural () Monoaural. Qual orelha? _____ Quem indicou? _____

APROVAÇÃO

A Comissão de Ética para Análise de Projetos de Pesquisa - CAPPesq da Diretoria Clínica do Hospital das Clínicas e da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, em sessão de 12/03/2008, **APROVOU** o Protocolo de Pesquisa nº **0086/08**, intitulado: **"FUNÇÃO DA ORELHA MÉDIA E DA CURVA DE CRESCIMENTO NAS RESPOSTAS DAS EMISSÕES OTOACÚSTICAS"** apresentado pelo Departamento de **FISIOTERAPIA, FONOAUDIOLOGIA E TERAPIA OCUPACIONAL**, inclusive o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

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

Pesquisador (a) Responsável: **Profa. Dra. Renata Mota Mamede Carvalho**

Pesquisador (a) Executante: **Ualace de Paula Campos**

CAPPesq, 18 de Março de 2008

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

Anexo IV - Tabelas

Tabela 1- Valores observados de estatísticas descritivas para o limiar audiométrico (dB) por antecedentes, sexo e orelha na frequência de **1000 Hz**

Antec.	sexo	orelha	N	Média	dp	Mínimo	Mediana	Máximo
Não	F	OD	33	0,7	4,8	-8	1	10
		OE	31	0,0	3,8	-6	0	6
		Total	64	0,3	4,3	-8	1	10
	M	OD	15	0,5	3,9	-6	1	5
		OE	15	0,7	3,8	-6	1	6
		Total	30	0,6	3,8	-6	1	6
	Total	OD	48	0,6	4,5	-8	1	10
		OE	46	0,2	3,8	-6	1	6
		Total	94	0,4	4,1	-8	1	10
Sim	F	OD	13	3,0	3,0	-2	3	10
		OE	12	3,3	4,3	-6	3,5	10
		Total	25	3,2	3,6	-6	3	10
	M	OD	6	2,0	6,3	-9	5	8
		OE	6	5,2	6,7	-4	7,5	11
		Total	12	3,6	6,4	-9	5	11
	Total	OD	19	2,7	4,2	-9	3	10
		OE	18	3,9	5,1	-6	4	11
		Total	37	3,3	4,6	-9	4	11
Total	F	OD	46	1,3	4,4	-8	2	10
		OE	43	0,9	4,2	-6	2	10
		Total	89	1,1	4,3	-8	2	10
	M	OD	21	0,9	4,6	-9	2	8
		OE	21	2,0	5,1	-6	2	11
		Total	42	1,4	4,8	-9	2	11
	Total	OD	67	1,2	4,4	-9	2	10
		OE	64	1,3	4,5	-6	2	11
	Total		131	1,2	4,5	-9	2	11

Tabela 2- Valores observados de estatísticas descritivas para o limiar audiométrico (dB) por antecedentes, sexo e orelha na frequência de **2000 Hz**

Antec	sexo	orelha	N	Média	dp	Mínimo	Mediana	Máximo
Não	F	OD	33	-1,8	5,2	-10	-3	12
		OE	31	-3,5	4,1	-10	-5	7
		Total	64	-2,6	4,7	-10	-3	12
	M	OD	15	-1,0	4,9	-8	-2	10
		OE	15	-0,5	4,9	-7	-1	12
		Total	30	-0,7	4,8	-8	-1,5	12
	Total	OD	48	-1,6	5,1	-10	-2	12
		OE	46	-2,5	4,6	-10	-3	12
		Total	94	-2,0	4,8	-10	-2,5	12
Sim	F	OD	13	0,5	3,3	-5	0	7
		OE	12	-1,0	7,7	-8	-4,5	16
		Total	25	-0,2	5,8	-8	-2	16
	M	OD	6	4,2	8,2	-7	4	16
		OE	6	2,7	10,2	-10	3	17
		Total	12	3,4	8,9	-10	4	17
	Total	OD	19	1,6	5,4	-7	1	16
		OE	18	0,2	8,5	-10	-3	17
		Total	37	0,9	7,0	-10	-1	17
<hr/>								
Total	F	OD	46	-1,2	4,8	-10	-1	12
		OE	43	-2,8	5,4	-10	-5	16
		Total	89	-2,0	5,1	-10	-3	16
	M	OD	21	0,5	6,3	-8	0	16
		OE	21	0,4	6,7	-10	-1	17
		Total	42	0,5	6,4	-10	-1	17
	Total	OD	67	-0,7	5,3	-10	-1	16
		OE	64	-1,7	6,0	-10	-3	17
		Total	131	-1,2	5,7	-10	-2	17

Tabela 3- Valores observados de estatísticas descritivas para o limiar audiométrico (dB) por antecedentes, sexo e orelha na frequência de **3000 Hz**

Antec	sexo	orelha	N	Média	dp	Mínimo	Mediana	Máximo
Não	F	OD	33	-0,3	6,0	-10	-1	11
		OE	31	-1,8	5,7	-10	-3	10
		Total	64	-1,0	5,9	-10	-3	11
	M	OD	15	-1,0	5,2	-8	-2	13
		OE	15	0,7	6,3	-7	0	18
		Total	30	-0,2	5,7	-8	-0,5	18
	Total	OD	48	-0,5	5,7	-10	-1,5	13
		OE	46	-1,0	6,0	-10	-2	18
		Total	94	-0,7	5,8	-10	-1,5	18
Sim	F	OD	13	-0,1	4,5	-7	0	9
		OE	12	-2,3	5,2	-9	-4	10
		Total	25	-1,1	4,9	-9	-2	10
	M	OD	6	4,2	11,9	-7	0	20
		OE	6	3,7	12,8	-10	1	25
		Total	12	3,9	11,8	-10	0	25
	Total	OD	19	1,3	7,6	-7	0	20
		OE	18	-0,3	8,6	-10	-3,5	25
		Total	37	0,5	8,0	-10	-2	25
Total	F	OD	46	-0,2	5,6	-10	-1	11
		OE	43	-1,9	5,5	-10	-3	10
		Total	89	-1,0	5,6	-10	-3	11
	M	OD	21	0,5	7,8	-8	-2	20
		OE	21	1,5	8,4	-10	0	25
		Total	42	1,0	8,0	-10	-0,5	25
	Total	OD	67	0,0	6,3	-10	-1	20
		OE	64	-0,8	6,7	-10	-3	25
	Total		131	-0,4	6,5	-10	-2	25

Tabela 4- Valores observados de estatísticas descritivas para o limiar audiométrico (dB) por antecedentes, sexo e orelha na frequência de **4000 Hz**

antecedentes	sexo	orelha	N	Média	dp	Mínimo	Mediana	Máximo
Não	F	OD	33	1,2	7,5	-10	0	15
		OE	31	-0,8	5,0	-10	-1	7
		Total	64	0,2	6,5	-10	-0,5	15
	M	OD	15	1,5	5,4	-10	1	10
		OE	15	1,7	9,4	-6	0	30
		Total	30	1,6	7,5	-10	1	30
	Total	OD	48	1,3	6,9	-10	1	15
		OE	46	0,0	6,7	-10	-0,5	30
		Total	94	0,6	6,8	-10	0	30
Sim	F	OD	13	-1,4	3,3	-6	-1	5
		OE	12	-0,8	6,1	-10	-1,5	12
		Total	25	-1,1	4,7	-10	-1	12
	M	OD	6	8,5	12,6	-5	6,5	25
		OE	6	6,8	14,0	-7	3	25
		Total	12	7,7	12,7	-7	3	25
	Total	OD	19	1,7	8,6	-6	-1	25
		OE	18	1,8	9,8	-10	-1	25
		Total	37	1,8	9,0	-10	-1	25
<hr/>								
Total	F	OD	46	0,5	6,7	-10	-1	15
		OE	43	-0,8	5,2	-10	-1	12
		Total	89	-0,2	6,0	-10	-1	15
	M	OD	21	3,5	8,4	-10	1	25
		OE	21	3,1	10,8	-7	1	30
		Total	42	3,3	9,6	-10	1	30
	Total	OD	67	1,4	7,3	-10	0	25
		OE	64	0,5	7,7	-10	-1	30
		Total	131	1,0	7,5	-10	0	30

Tabela 5- Valores observados de estatísticas descritivas para o limiar audiométrico (dB) por antecedentes, sexo e orelha na frequência de 6000 Hz

antecedentes	sexo	orelha	N	Média	Desvio padrão	Mínimo	Mediana	Máximo	
Não	F	OD	33	2,8	6,3	-10	2	15	
		OE	31	2,0	7,0	-10	2	15	
		Total	64	2,4	6,6	-10	2	15	
	M	OD	15	3,9	7,2	-6	3	20	
		OE	15	4,8	5,7	-7	5	16	
		Total	30	4,4	6,4	-7	5	20	
	Total	OD	48	3,1	6,5	-10	2	20	
		OE	46	2,9	6,7	-10	3,5	16	
		Total	94	3,0	6,6	-10	3	20	
	Sim	F	OD	13	3,4	7,7	-6	2	20
			OE	12	2,8	7,0	-10	2,5	19
			Total	25	3,1	7,2	-10	2	20
		M	OD	6	5,2	9,4	-8	6,5	15
			OE	6	5,5	11,0	-7	5	20
			Total	12	5,3	9,7	-8	6,5	20
Total		OD	19	3,9	8,0	-8	3	20	
		OE	18	3,7	8,3	-10	2,5	20	
		Total	37	3,8	8,1	-10	3	20	
Total	F	OD	46	2,9	6,6	-10	2	20	
		OE	43	2,2	7,0	-10	2	19	
		Total	89	2,6	6,8	-10	2	20	
	M	OD	21	4,3	7,7	-8	3	20	
		OE	21	5,0	7,3	-7	5	20	
		Total	42	4,6	7,4	-8	5	20	
	Total	OD	67	3,4	6,9	-10	2	20	
		OE	64	3,1	7,1	-10	3	20	
	Total		131	3,2	7,0	-10	3	20	

Tabela 6- Valores observados de estatísticas descritivas para o **volume do MAE (ml)** por antecedentes, sexo e orelha em **226 Hz**

antecedentes	sexo	orelha	N	Média	Desvio padrão	Mínimo	Mediana	Máximo	
Não	F	Direita	33	1,06	0,32	0,6	1,00	2,0	
		Esquerda	31	1,10	0,28	0,7	1,00	1,8	
		Total	64	1,08	0,30	0,6	1,00	2,0	
	M	Direita	15	1,13	0,24	0,7	1,10	1,6	
		Esquerda	15	1,11	0,28	0,7	1,00	1,7	
		Total	30	1,12	0,26	0,7	1,03	1,7	
	Total	Direita	48	1,08	0,30	0,6	1,00	2,0	
		Esquerda	46	1,10	0,28	0,7	1,00	1,8	
		Total	94	1,09	0,29	0,6	1,00	2,0	
	Sim	F	Direita	13	1,20	0,32	0,5	1,10	1,7
			Esquerda	12	1,23	0,28	0,7	1,30	1,6
			Total	25	1,21	0,30	0,5	1,20	1,7
		M	Direita	6	1,04	0,25	0,7	1,10	1,4
			Esquerda	6	1,14	0,09	1,0	1,15	1,3
			Total	12	1,09	0,19	0,7	1,10	1,4
Total		Direita	19	1,15	0,30	0,5	1,10	1,7	
		Esquerda	18	1,20	0,24	0,7	1,20	1,6	
		Total	37	1,17	0,27	0,5	1,10	1,7	
<hr/>									
Total	F	Direita	46	1,10	0,33	0,5	1,10	2,0	
		Esquerda	43	1,13	0,28	0,7	1,09	1,8	
		Total	89	1,12	0,31	0,5	1,10	2,0	
	M	Direita	21	1,11	0,24	0,7	1,10	1,6	
		Esquerda	21	1,12	0,24	0,7	1,08	1,7	
		Total	42	1,11	0,24	0,7	1,10	1,7	
	Total	Direita	67	1,10	0,30	0,5	1,10	2,0	
		Esquerda	64	1,13	0,27	0,7	1,09	1,8	
			Total	131	1,12	0,28	0,5	1,10	2,0

Tabela 7- Valores observados de estatísticas descritivas para a pressão (daPa) por antecedentes, sexo e orelha em 226 Hz

antecedentes	sexo	orelha	N	Média	Desvio padrão	Mínimo	Mediana	Máximo
Não	F	Direita	33	0,1	14,4	-34	5	30
		Esquerda	31	-0,8	15,1	-50	5	30
		Total	64	-0,3	14,7	-50	5	30
	M	Direita	15	-9,3	25,3	-60	5	15
		Esquerda	15	-13,9	23,4	-55	-15	15
		Total	30	-11,6	24,0	-60	5	15
	Total	Direita	48	-2,8	18,7	-60	5	30
		Esquerda	46	-5,1	19,0	-55	2,5	30
		Total	94	-3,9	18,8	-60	5	30
Sim	F	Direita	13	3,9	14,1	-34	5	20
		Esquerda	12	3,4	11,7	-29	5	20
		Total	25	3,7	12,7	-34	5	20
	M	Direita	6	-3,3	11,3	-20	2,5	5
		Esquerda	6	-3,7	10,0	-22	-2,5	5
		Total	12	-3,5	10,2	-22	0	5
	Total	Direita	19	1,6	13,4	-34	5	20
		Esquerda	18	1,1	11,4	-29	5	20
		Total	37	1,4	12,3	-34	5	20
<hr/>								
Total	F	Direita	46	1,2	14,3	-34	5	30
		Esquerda	43	0,4	14,2	-50	5	30
		Total	89	0,8	14,2	-50	5	30
	M	Direita	21	-7,6	22,1	-60	5	15
		Esquerda	21	-11,0	20,7	-55	-5	15
		Total	42	-9,3	21,2	-60	2,5	15
	Total	Direita	67	-1,6	17,4	-60	5	30
		Esquerda	64	-3,4	17,3	-55	5	30
	Total		131	-2,4	17,3	-60	5	30

Tabela 8- Valores observados de estatísticas descritivas para o **admitância (ml)** por antecedentes, sexo e orelha em **226 Hz**

antecedentes	sexo	orelha	N	Média	Desvio padrão	Mínimo	Mediana	Máximo
Não	F	Direita	33	0,70	0,63	0,2	0,50	2,9
		Esquerda	31	0,66	0,52	0,1	0,56	2,7
		Total	64	0,68	0,57	0,1	0,50	2,9
	M	Direita	15	0,63	0,26	0,2	0,60	1,1
		Esquerda	15	0,71	0,44	0,2	0,69	2
		Total	30	0,67	0,36	0,2	0,66	2
	Total	Direita	48	0,68	0,54	0,2	0,56	2,9
		Esquerda	46	0,68	0,49	0,1	0,60	2,7
		Total	94	0,68	0,51	0,1	0,60	2,9
Sim	F	Direita	13	0,72	0,60	0,3	0,50	2,5
		Esquerda	12	0,75	0,77	0,2	0,45	2,8
		Total	25	0,74	0,67	0,2	0,50	2,8
	M	Direita	6	0,67	0,39	0,3	0,50	1,4
		Esquerda	6	0,81	0,53	0,2	0,74	1,5
		Total	12	0,74	0,45	0,2	0,50	1,5
	Total	Direita	19	0,70	0,53	0,3	0,50	2,5
		Esquerda	18	0,77	0,68	0,2	0,49	2,8
		Total	37	0,74	0,60	0,2	0,50	2,8
<hr/>								
Total	F	Direita	46	0,71	0,62	0,2	0,50	2,9
		Esquerda	43	0,68	0,59	0,1	0,50	2,8
		Total	89	0,70	0,60	0,1	0,50	2,9
	M	Direita	21	0,64	0,30	0,2	0,60	1,4
		Esquerda	21	0,74	0,46	0,2	0,69	2
		Total	42	0,69	0,38	0,2	0,61	2
	Total	Direita	67	0,69	0,53	0,2	0,55	2,9
		Esquerda	64	0,70	0,55	0,1	0,58	2,8
			Total	131	0,69	0,54	0,1	0,55

Tabela 9- Valores observados de estatísticas descritivas para o **volume do MAE (ml)** por antecedentes, sexo e orelha em **1000 Hz**

antecedentes	sexo	orelha	N	Média	Desvio padrão	Mínimo	Mediana	Máximo
Não	F	Direita	33	2,97	1,37	0,6	3,20	6
		Esquerda	30	3,00	1,37	0,6	3,40	6,6
		Total	63	2,98	1,36	0,6	3,40	6,6
	M	Direita	14	2,84	1,42	0,7	2,80	5,4
		Esquerda	14	3,01	1,70	0,8	2,60	6
		Total	28	2,92	1,54	0,7	2,75	6
	Total	Direita	47	2,93	1,37	0,6	2,90	6
		Esquerda	44	3,00	1,46	0,6	3,15	6,6
		Total	91	2,96	1,41	0,6	2,90	6,6
Sim	F	Direita	13	3,69	1,30	1,7	4,00	5,8
		Esquerda	12	3,92	1,43	1,1	4,50	5,6
		Total	25	3,80	1,34	1,1	4,00	5,8
	M	Direita	6	3,93	0,38	3,4	3,85	4,5
		Esquerda	6	4,17	0,74	3,2	4,45	5
		Total	12	4,05	0,57	3,2	4,05	5
	Total	Direita	19	3,77	1,08	1,7	3,90	5,8
		Esquerda	18	4,01	1,22	1,1	4,50	5,6
		Total	37	3,88	1,14	1,1	4,00	5,8
Total	F	Direita	46	3,17	1,38	0,6	3,40	6
		Esquerda	42	3,26	1,44	0,6	3,45	6,6
		Total	88	3,22	1,40	0,6	3,40	6,6
	M	Direita	20	3,17	1,30	0,7	3,15	5,4
		Esquerda	20	3,36	1,56	0,8	3,26	6
		Total	40	3,26	1,42	0,7	3,26	6
	Total	Direita	66	3,17	1,34	0,6	3,40	6
		Esquerda	62	3,29	1,46	0,6	3,40	6,6
	Total		128	3,23	1,40	0,6	3,40	6,6

Tabela 10- Valores observados de estatísticas descritivas para a **pressão (daPa)** por antecedentes, sexo e orelha em **1000 Hz**

antecedentes	sexo	orelha	N	Média	Desvio padrão	Mínimo	Mediana	Máximo
Não	F	Direita	33	10,9	12,0	-15	10	40
		Esquerda	31	8,3	15,8	-35	10	50
		Total	64	9,6	13,9	-35	10	50
	M	Direita	14	7,2	16,3	-45	10	20
		Esquerda	14	-3,5	22,5	-50	5	21
		Total	28	1,9	20,1	-50	5	21
	Total	Direita	47	9,8	13,4	-45	10	40
		Esquerda	45	4,6	18,7	-50	7	50
		Total	92	7,3	16,3	-50	9,5	50
Sim	F	Direita	13	12,1	15,2	-10	10	45
		Esquerda	12	11,5	12,7	-7	10	40
		Total	25	11,8	13,8	-10	10	45
	M	Direita	6	15,0	20,7	0	10	55
		Esquerda	6	16,7	17,8	0	12,5	50
		Total	12	15,8	18,4	0	12,5	55
	Total	Direita	19	13,0	16,6	-10	10	55
		Esquerda	18	13,2	14,3	-7	10	50
		Total	37	13,1	15,3	-10	10	55
<hr/>								
Total	F	Direita	46	11,2	12,8	-15	10	45
		Esquerda	43	9,2	15,0	-35	10	50
		Total	89	10,2	13,9	-35	10	50
	M	Direita	20	9,6	17,6	-45	10	55
		Esquerda	20	2,6	22,8	-50	5	50
		Total	40	6,1	20,4	-50	6	55
	Total	Direita	66	10,7	14,3	-45	10	55
		Esquerda	63	7,1	17,9	-50	9	50
<hr/>								
		Total	129	8,9	16,2	-50	10	55

Tabela 11- Valores observados de estatísticas descritivas para a admitância (**mmho**) por antecedentes, sexo e orelha em **1000 Hz**

antecedentes	sexo	orelha	N	Média	Desvio padrão	Mínimo	Mediana	Máximo
Não	F	Direita	33	1,95	2,69	0,1	1,32	15
		Esquerda	31	1,37	1,15	0,1	1,14	5,8
		Total	64	1,66	2,09	0,1	1,23	15
	M	Direita	14	1,57	2,03	-4	1,47	5,3
		Esquerda	14	1,74	1,20	0,1	1,45	4,3
		Total	28	1,66	1,64	-4	1,45	5,3
	Total	Direita	47	1,83	2,50	-4	1,32	15
		Esquerda	45	1,48	1,16	0,1	1,14	5,8
		Total	92	1,66	1,96	-4	1,31	15
Sim	F	Direita	13	1,41	0,84	0,2	1,21	2,9
		Esquerda	12	1,53	2,18	-0,1	0,91	8,1
		Total	25	1,47	1,59	-0,1	1,17	8,1
	M	Direita	6	1,45	1,11	0,3	1,28	3,4
		Esquerda	6	1,48	1,15	0,2	1,10	3,6
		Total	12	1,46	1,08	0,2	1,13	3,6
	Total	Direita	19	1,42	0,90	0,2	1,21	3,4
		Esquerda	18	1,51	1,86	-0,1	1,05	8,1
		Total	37	1,46	1,43	-0,1	1,14	8,1
Total	F	Direita	46	1,79	2,32	0,1	1,32	15
		Esquerda	43	1,41	1,48	-0,1	1,01	8,1
		Total	89	1,61	1,96	-0,1	1,17	15
	M	Direita	20	1,54	1,77	-4	1,37	5,3
		Esquerda	20	1,66	1,16	0,1	1,29	4,3
		Total	40	1,60	1,48	-4	1,37	5,3
	Total	Direita	66	1,72	2,16	-4	1,32	15
		Esquerda	63	1,49	1,38	-0,1	1,14	8,1
		Total	129	1,61	1,82	-4	1,25	15

Tabela 12- Valores observados de estatísticas descritivas para a amplitude das EOA – PD (dB) por antecedentes, sexo e orelha na frequência de **1000 Hz**

antecedentes	sexo	orelha	N	Média	Desvio padrão	Mínimo	Mediana	Máximo	
Não	F	Direita	33	8,21	11,04	-17,9	11,1	25,4	
		Esquerda	31	8,29	13,25	-21,7	9,4	28,5	
		Total	64	8,25	12,06	-21,7	10,8	28,5	
	M	Direita	15	12,25	9,68	-2	9,6	30,6	
		Esquerda	15	11,18	12,39	-16,4	12,9	28,1	
		Total	30	11,71	10,94	-16,4	11,7	30,6	
	Total	Direita	48	9,47	10,70	-17,9	10,8	30,6	
		Esquerda	46	9,23	12,91	-21,7	11,7	28,5	
		Total	94	9,35	11,77	-21,7	10,8	30,6	
	Sim	F	Direita	13	6,39	13,17	-19,9	5,7	30,3
			Esquerda	12	3,01	12,41	-30	5,2	14
			Total	25	4,77	12,66	-30	5,7	30,3
M		Direita	6	13,65	10,50	-4,8	17,7	22,7	
		Esquerda	6	13,45	8,30	5,3	10,9	28,9	
		Total	12	13,55	9,02	-4,8	13,3	28,9	
Total		Direita	19	8,68	12,58	-19,9	8,6	30,3	
		Esquerda	18	6,49	12,06	-30	9,0	28,9	
		Total	37	7,62	12,21	-30	9,0	30,3	
<hr/>									
Total	F	Direita	46	7,69	11,56	-19,9	9,8	30,3	
		Esquerda	43	6,82	13,10	-30	8,2	28,5	
		Total	89	7,27	12,26	-30	9,0	30,3	
	M	Direita	21	12,65	9,68	-4,8	13,7	30,6	
		Esquerda	21	11,83	11,22	-16,4	11,7	28,9	
		Total	42	12,24	10,35	-16,4	12,3	30,6	
	Total	Direita	67	9,25	11,17	-19,9	10,5	30,6	
		Esquerda	64	8,46	12,64	-30	9,8	28,9	
		Total	131	8,86	11,87	-30	10,1	30,6	

Tabela 13- Valores observados de estatísticas descritivas para a amplitude das EOA – PD (dB) por antecedentes, sexo e orelha na frequência de **1500 Hz**

antecedentes	sexo	orelha	N	Média	Desvio padrão	Mínimo	Mediana	Máximo
Não	F	Direita	33	17,77	9,47	-1,3	19,6	31,2
		Esquerda	31	17,39	11,70	-10,6	21,0	32,9
		Total	64	17,58	10,53	-10,6	20,5	32,9
	M	Direita	15	18,51	10,40	-14,5	21,2	27,1
		Esquerda	15	16,99	13,68	-26,2	19,2	31,3
		Total	30	17,75	11,97	-26,2	21,2	31,3
	Total	Direita	48	18,00	9,67	-14,5	21,0	31,2
		Esquerda	46	17,26	12,23	-26,2	21,0	32,9
		Total	94	17,64	10,94	-26,2	21,0	32,9
Sim	F	Direita	13	17,83	7,29	6,2	19,3	27,4
		Esquerda	12	9,93	8,66	-12,7	12,2	18,2
		Total	25	14,04	8,78	-12,7	14,7	27,4
	M	Direita	6	19,68	6,28	13,6	17,3	30,6
		Esquerda	6	14,92	7,33	9,1	11,9	28,4
		Total	12	17,30	6,97	9,1	16,2	30,6
	Total	Direita	19	18,42	6,87	6,2	18,2	30,6
		Esquerda	18	11,59	8,38	-12,7	12,0	28,4
		Total	37	15,10	8,29	-12,7	15,1	30,6
<hr/>								
Total	F	Direita	46	17,79	8,83	-1,3	19,5	31,2
		Esquerda	43	15,31	11,35	-12,7	16,1	32,9
		Total	89	16,59	10,15	-12,7	17,7	32,9
	M	Direita	21	18,85	9,27	-14,5	21,2	30,6
		Esquerda	21	16,40	12,06	-26,2	18,0	31,3
		Total	42	17,62	10,70	-26,2	18,9	31,3
	Total	Direita	67	18,12	8,91	-14,5	19,9	31,2
		Esquerda	64	15,66	11,50	-26,2	16,9	32,9
		Total	131	16,92	10,30	-26,2	18,0	32,9

Tabela 14- Valores observados de estatísticas descritivas para a amplitude das EOA – PD (dB) por antecedentes, sexo e orelha na frequência de **2000 Hz**

antecedentes	sexo	orelha	N	Média	Desvio padrão	Mínimo	Mediana	Máximo
Não	F	Direita	33	19,47	10,24	-18,2	21,0	33,7
		Esquerda	31	19,43	10,35	-21,1	19,5	31,8
		Total	64	19,45	10,21	-21,1	20,4	33,7
	M	Direita	15	19,07	10,25	-6,7	22,0	33,1
		Esquerda	15	17,33	10,72	-16,1	19,8	30,2
		Total	30	18,20	10,34	-16,1	21,6	33,1
	Total	Direita	48	19,35	10,14	-18,2	21,6	33,7
		Esquerda	46	18,74	10,40	-21,1	19,7	31,8
		Total	94	19,05	10,22	-21,1	21,0	33,7
Sim	F	Direita	13	15,96	7,87	-1	17,0	27,9
		Esquerda	12	14,78	4,55	6,5	15,3	20,8
		Total	25	15,40	6,39	-1	15,3	27,9
	M	Direita	6	13,45	6,20	6,8	13,2	22,6
		Esquerda	6	12,65	7,08	6,3	11,4	25,2
		Total	12	13,05	6,36	6,3	12,8	25,2
	Total	Direita	19	15,17	7,30	-1	15,3	27,9
		Esquerda	18	14,07	5,40	6,3	14,7	25,2
		Total	37	14,64	6,39	-1	15,0	27,9
<hr/>								
Total	F	Direita	46	18,48	9,68	-18,2	20,1	33,7
		Esquerda	43	18,13	9,30	-21,1	18,7	31,8
		Total	89	18,31	9,44	-21,1	19,2	33,7
	M	Direita	21	17,47	9,48	-6,7	21,3	33,1
		Esquerda	21	15,99	9,88	-16,1	18,0	30,2
		Total	42	16,73	9,59	-16,1	18,3	33,1
	Total	Direita	67	18,16	9,56	-18,2	20,1	33,7
		Esquerda	64	17,43	9,47	-21,1	18,4	31,8
		Total	131	17,80	9,48	-21,1	18,8	33,7

Tabela 15- Valores observados de estatísticas descritivas para a amplitude das EOA – PD (dB) por antecedentes, sexo e orelha na frequência de **3000 Hz**

antecedentes	sexo	orelha	N	Média	Desvio padrão	Mínimo	Mediana	Máximo
Não	F	Direita	33	20,89	6,91	7,2	22,3	33,9
		Esquerda	31	18,66	11,48	-14,4	19,1	33,8
		Total	64	19,81	9,39	-14,4	20,8	33,9
	M	Direita	15	17,56	8,53	-5,4	20,2	29,5
		Esquerda	15	17,28	8,74	-5,6	20,2	26,5
		Total	30	17,42	8,49	-5,6	20,2	29,5
	Total	Direita	48	19,85	7,52	-5,4	20,5	33,9
		Esquerda	46	18,21	10,58	-14,4	19,7	33,8
		Total	94	19,05	9,14	-14,4	20,3	33,9
Sim	F	Direita	13	14,30	7,78	4,9	13,6	29,3
		Esquerda	12	14,68	6,16	6,7	15,8	27,5
		Total	25	14,48	6,90	4,9	15,4	29,3
	M	Direita	6	13,85	3,96	9,3	13,3	20,7
		Esquerda	6	11,08	6,97	-0,9	12,2	18,5
		Total	12	12,47	5,59	-0,9	12,7	20,7
	Total	Direita	19	14,16	6,69	4,9	13,4	29,3
		Esquerda	18	13,48	6,47	-0,9	13,9	27,5
		Total	37	13,83	6,50	-0,9	13,4	29,3
Total	F	Direita	46	19,03	7,68	4,9	19,3	33,9
		Esquerda	43	17,55	10,36	-14,4	18,2	33,8
		Total	89	18,31	9,05	-14,4	18,9	33,9
	M	Direita	21	16,50	7,60	-5,4	17,3	29,5
		Esquerda	21	15,51	8,59	-5,6	17,2	26,5
		Total	42	16,01	8,03	-5,6	17,3	29,5
	Total	Direita	67	18,24	7,69	-5,4	18,9	33,9
		Esquerda	64	16,88	9,79	-14,4	17,9	33,8
	Total		131	17,57	8,77	-14,4	18,2	33,9

Tabela 16- Valores observados de estatísticas descritivas para a amplitude das EOA – PD (dB) por antecedentes, sexo e orelha na frequência de **4000 Hz**

antecedentes	sexo	orelha	N	Média	Desvio padrão	Mínimo	Mediana	Máximo
Não	F	Direita	33	21,08	7,04	3,7	22,8	34,1
		Esquerda	31	19,96	10,80	-12,7	22,2	31
		Total	64	20,54	9,00	-12,7	22,7	34,1
	M	Direita	15	20,99	5,29	11	21,4	30,4
		Esquerda	15	20,21	10,51	-9,1	22,9	30,3
		Total	30	20,60	8,19	-9,1	21,8	30,4
	Total	Direita	48	21,05	6,49	3,7	22,3	34,1
		Esquerda	46	20,04	10,59	-12,7	22,6	31
		Total	94	20,56	8,71	-12,7	22,4	34,1
Sim	F	Direita	13	18,49	5,83	8,2	19,7	27,5
		Esquerda	12	17,78	6,34	4,5	18,6	26,4
		Total	25	18,14	5,96	4,5	19,0	27,5
	M	Direita	6	15,70	5,03	9,2	15,5	24,3
		Esquerda	6	17,13	8,89	6,4	19,8	25
		Total	12	16,42	6,93	6,4	15,5	25
	Total	Direita	19	17,61	5,61	8,2	18,6	27,5
		Esquerda	18	17,56	7,03	4,5	18,6	26,4
		Total	37	17,58	6,25	4,5	18,6	27,5
<hr/>								
Total	F	Direita	46	20,35	6,76	3,7	21,8	34,1
		Esquerda	43	19,35	9,74	-12,7	21,6	31
		Total	89	19,87	8,30	-12,7	21,7	34,1
	M	Direita	21	19,48	5,65	9,2	20,1	30,4
		Esquerda	21	19,33	9,96	-9,1	22,9	30,3
		Total	42	19,41	8,00	-9,1	20,3	30,4
	Total	Direita	67	20,08	6,40	3,7	21,1	34,1
		Esquerda	64	19,34	9,73	-12,7	21,8	31
			Total	131	19,72	8,18	-12,7	21,4

Tabela 17- Valores observados de estatísticas descritivas para a amplitude das EOA – PD (dB) por antecedentes, sexo e orelha na frequência de **6000 Hz**

antecedentes	sexo	orelha	N	Média	Desvio padrão	Mínimo	Mediana	Máximo
Não	F	Direita	33	16,18	9,79	-4,1	16,2	34,4
		Esquerda	31	15,28	12,81	-18,9	20,0	32,9
		Total	64	15,74	11,27	-18,9	17,7	34,4
	M	Direita	15	14,79	9,46	-5,3	16,2	29,3
		Esquerda	15	13,04	8,20	-1,4	12,3	26
		Total	30	13,91	8,75	-5,3	15,9	29,3
	Total	Direita	48	15,74	9,61	-5,3	16,2	34,4
		Esquerda	46	14,55	11,47	-18,9	17,7	32,9
		Total	94	15,16	10,52	-18,9	16,9	34,4
Sim	F	Direita	13	15,63	5,36	7,5	16,6	24,4
		Esquerda	12	14,18	5,28	2,8	14,6	19,9
		Total	25	14,94	5,26	2,8	14,9	24,4
	M	Direita	6	10,90	13,91	-14,7	13,7	24,4
		Esquerda	6	16,27	6,05	8,8	16,4	26,5
		Total	12	13,58	10,60	-14,7	16,4	26,5
	Total	Direita	19	14,14	8,83	-14,7	16,6	24,4
		Esquerda	18	14,88	5,46	2,8	15,6	26,5
		Total	37	14,50	7,30	-14,7	16,2	26,5
Total	F	Direita	46	16,02	8,71	-4,1	16,4	34,4
		Esquerda	43	14,98	11,17	-18,9	17,5	32,9
		Total	89	15,52	9,93	-18,9	16,9	34,4
	M	Direita	21	13,68	10,69	-14,7	16,2	29,3
		Esquerda	21	13,96	7,65	-1,4	16,2	26,5
		Total	42	13,82	9,18	-14,7	16,2	29,3
	Total	Direita	67	15,29	9,36	-14,7	16,2	34,4
		Esquerda	64	14,64	10,10	-18,9	16,7	32,9
	Total		131	14,97	9,70	-18,9	16,5	34,4

Tabela 18- Médias da amplitude das CCEOA – PD (dB) a cada intensidade por antecedentes, sexo e orelha – 1500 Hz

antecedentes	sexo		Intensidade (dB)									
			30	35	40	45	50	55	60	65	70	75
Não	Feminino	OD	2,75	3,37	6,24	8,98	10,48	10,06	11,81	10,87	11,42	11,79
		OE	4,06	6,98	7,67	11,35	12,82	13,98	14,94	13,75	12,90	13,79
	Masculino	OD	-0,33	4,36	4,29	9,80	12,23	13,47	13,59	13,21	12,73	13,77
		OE	-1,39	2,97	8,19	10,14	12,03	13,91	13,40	13,37	14,79	12,39
Sim	Feminino	OD	-1,73	3,00	4,43	7,17	9,30	11,21	12,15	12,09	11,35	12,77
		OE	-0,86	-0,03	2,10	5,64	6,83	6,94	7,33	9,13	7,97	9,45
	Masculino	OD	0,82	-2,27	7,50	5,38	11,62	13,47	14,83	15,28	17,03	17,35
		OE	-1,25	-0,07	-0,93	4,12	6,42	9,25	10,97	10,02	12,78	12,62

Tabela 19- Estimativas dos coeficientes *a*, *b*, *c* e *d* obtidas no ajuste do modelo de regressão

antecedentes	sexo	orelha	<i>Estimativas</i>			
			<i>a</i>	<i>b</i>	<i>c</i>	<i>d</i>
Não	Feminino	Direita	-25,4	1,25	-0,0115	0,00002
		Esquerda	-23,4	1,25	-0,0115	0,00002
	Masculino	Direita	-34,2	1,51	-0,0115	
		Esquerda	-34,2	1,51	-0,0115	
Sim	Feminino	Direita	-25,4	1,04	-0,0088	0,00002
		Esquerda	-27,5	1,04	-0,0088	0,00002
	Masculino	Direita	-34,2	1,29	-0,0088	
		Esquerda	-38,3	1,29	-0,0088	

Tabela 20- Médias da amplitude das CCEOA – PD (dB) a cada intensidade por antecedentes, sexo e orelha – 2000 Hz

Antec	sexo		Intensidade (dB)									
			30	35	40	45	50	55	60	65	70	75
Não	Feminino	OD	1,94	5,41	6,99	10,33	11,88	13,65	14,63	13,24	14,45	14,41
		OE	2,43	5,46	8,58	11,03	13,90	14,63	15,60	15,80	16,05	17,41
	Masculino	OD	0,67	2,15	7,15	10,31	10,84	12,98	12,25	14,03	14,63	15,32
		OE	1,10	2,26	5,73	8,13	10,79	11,64	12,94	11,86	14,33	14,99
Sim	Feminino	OD	3,12	4,72	6,50	9,93	12,03	11,55	12,57	13,49	14,25	12,89
		OE	1,41	3,83	5,83	7,37	7,38	10,50	10,80	10,99	12,33	12,37
	Masculino	OD	-6,33	-1,20	1,27	4,57	6,70	6,78	7,65	7,88	9,77	10,12
		OE	-2,13	-1,28	0,12	2,47	2,55	2,18	8,43	7,78	9,58	10,10

Tabela 21- Estimativas dos coeficientes *a*, *b*, e *c* obtidas no ajuste do modelo de regressão – 2000 Hz

antecedentes	sexo	orelha	Estimativas		
			<i>a</i>	<i>b</i>	<i>c</i>
Não	Feminino	Direita	-26,4	1,19	-0,0086
		Esquerda	-24,7	1,13	-0,0077
	Masculino	Direita	-26,4	1,19	-0,0086
		Esquerda	-26,4	1,13	-0,0077
Sim	Feminino	Direita	-19,3	0,94	-0,0066
		Esquerda	-20,1	0,88	-0,0057
	Masculino	Direita	-35,4	1,28	-0,0091
		Esquerda	-9,5	0,22	0,0007

Tabela 22- Médias da amplitude das CCEOA – PD (dB) a cada intensidade por antecedentes, sexo e orelha – 3000 Hz

Antec	sexo	orelha	Intensidade (dB)									
			30	35	40	45	50	55	60	65	70	75
Não	Feminino	Direita	2,88	7,55	9,28	11,15	12,89	13,72	14,18	14,95	15,54	15,85
		Esquerda	5,62	5,82	10,36	10,07	14,51	14,60	15,60	15,35	16,43	17,05
	Masculino	Direita	2,25	5,89	6,56	10,84	12,01	13,27	13,93	15,77	14,87	17,13
		Esquerda	-0,03	-0,38	5,00	6,33	8,91	10,45	11,39	10,61	14,11	14,30
Sim	Feminino	Direita	2,69	7,69	9,83	10,26	12,82	13,55	14,81	14,28	15,64	15,25
		Esquerda	-2,74	2,62	3,52	3,18	6,32	7,37	10,20	9,28	12,30	11,97
	Masculino	Direita	-0,07	-0,08	-0,45	4,77	6,82	8,25	9,83	8,72	10,75	11,87
		Esquerda	-5,75	-0,03	2,03	-1,17	0,02	3,73	7,63	7,45	6,43	8,60

Tabela 23- Estimativas dos coeficientes *a*, *b*, *c* e *d* obtidas no ajuste do modelo de regressão

antecedentes	sexo	orelha	Estimativas			
			<i>a</i>	<i>b</i>	<i>c</i>	<i>d</i>
Não	Feminino	Direita	-18,8	0,95	-0,0066	
		Esquerda	-15,3	0,80	-0,0049	
	Masculino	Direita	-22,8	0,99	-0,0066	
		Esquerda	-22,8	0,84	-0,0049	
Sim	Feminino	Direita	-18,8	0,95	-0,0066	
		Esquerda	-19,8	0,80	-0,0049	
	Masculino	Direita	-6,9		0,0087	-0,00007
		Esquerda	-10,1		0,0087	-0,00007

Tabela 24- Médias da amplitude das CCEOA – PD (dB) a cada intensidade por antecedentes, sexo e orelha – 4000 Hz

Antec.	sexo	orelha	Intensidade (dB)									
			30	35	40	45	50	55	60	65	70	75
Não	Feminino	Direita	4,23	4,82	9,04	10,45	12,84	13,23	14,74	15,72	16,36	17,67
		Esquerda	4,03	6,91	9,32	13,00	12,28	14,14	14,60	14,94	15,89	16,15
	Masculino	Direita	1,72	3,96	7,50	10,65	13,15	14,39	14,76	16,35	17,85	19,90
		Esquerda	3,81	5,95	9,13	10,62	11,09	15,25	14,39	16,39	17,58	18,87
Sim	Feminino	Direita	0,88	3,82	4,86	9,13	11,26	11,45	12,60	12,30	12,90	15,31
		Esquerda	4,69	5,81	6,92	7,62	10,71	12,70	12,71	13,48	15,47	16,80
	Masculino	Direita	-0,67	4,53	5,95	7,43	9,27	11,63	13,82	15,58	14,88	16,02
		Esquerda	-0,92	5,03	1,65	4,07	8,18	9,23	11,05	12,08	15,27	14,53

Tabela 25- Estimativas dos coeficientes a e b obtidas no ajuste do modelo de regressão – 4000 Hz

antecedentes	sexo	orelha	Estimativas		
			<i>a</i>	<i>b</i>	<i>c</i>
Não	Feminino	Direita	-18,1	0,88	-0,0055
		Esquerda	-15,5	0,84	-0,0055
	Masculino	Direita	-18,1	0,88	-0,0049
		Esquerda	-15,5	0,84	-0,0049
Sim	Feminino	Direita	-18,1	0,71	-0,0038
		Esquerda	-15,4	0,66	-0,0038
	Masculino	Direita	-18,1	0,71	-0,0032
		Esquerda	-17,7	0,66	-0,0032

Tabela 26- Médias da amplitude das CCEOA – PD (dB) a cada intensidade por antecedentes, sexo e orelha – 6000 Hz

antecedentes	sexo	orelha	Intensidade (dB)									
			30	35	40	45	50	55	60	65	70	75
Não	Feminino	Direita	-3,93	-1,45	2,60	5,91	9,83	10,4	12,94	14,76	15,94	16,77
			0									
	Masculino	Direita	-4,07	-2,79	1,18	6,09	8,25	7,65	10,27	12,50	14,43	15,59
		Esquerda	-6,28	-6,03	-3,09	-0,18	4,84	6,12	8,61	11,31	13,60	16,67
Sim	Feminino	Direita	-2,50	-2,70	0,11	5,70	7,06	10,7	13,21	13,95	16,57	18,62
			9									
	Masculino	Direita	-5,08	-3,48	-1,13	1,86	6,01	8,36	7,18	10,43	12,34	15,38
		Esquerda	-8,48	-3,05	0,68	6,48	8,85	8,92	7,45	9,88	14,37	13,37
		Esquerda	-7,07	-5,17	-3,88	1,93	6,18	4,85	9,13	11,32	14,07	15,23

Tabela 27- Estimativas dos coeficientes *a*, *b* e *c* obtidas no ajuste do modelo de regressão – 6000 Hz

antecedentes	sexo	orelha	Estimativas		
			<i>a</i>	<i>b</i>	<i>c</i>
Não	Feminino	Direita	-29,6	0,97	-0,0046
		Esquerda	-29,6	0,94	-0,0046
	Masculino	Direita	-29,6	0,97	-0,0046
		Esquerda	-29,6	0,94	-0,0046
Sim	Feminino	Direita	-29,6	0,97	-0,0046
		Esquerda	-29,6	0,94	-0,0046
	Masculino	Direita	-29,6	0,97	-0,0046
		Esquerda	-29,6	0,94	-0,0046

Tabela 28- Valores observados de estatísticas descritivas para o limiar das CCEOA – PD por antecedentes, sexo e orelha na frequência de **1500 Hz**

antecedentes	sexo	orelha	N	Média	Desvio padrão	Mínimo	Mediana	Máximo
Não	F	Direita	33	44,6	18,3	30	35	75
		Esquerda	31	41,5	16,7	30	30	75
		Total	64	43,1	17,5	30	30	75
	M	Direita	15	39,3	12,2	30	35	75
		Esquerda	15	41,3	14,6	30	35	75
		Total	30	40,3	13,3	30	35	75
	Total	Direita	48	42,9	16,7	30	35	75
		Esquerda	46	41,4	15,9	30	35	75
		Total	94	42,2	16,2	30	35	75
Sim	F	Direita	13	43,9	15,8	30	35	75
		Esquerda	12	46,7	15,4	30	40	75
		Total	25	45,2	15,4	30	40	75
	M	Direita	6	43,3	10,3	30	50	50
		Esquerda	6	49,2	15,9	30	50	75
		Total	12	46,3	13,2	30	50	75
	Total	Direita	19	43,7	14,0	30	40	75
		Esquerda	18	47,5	15,2	30	42,5	75
		Total	37	45,5	14,5	30	40	75
<hr/>								
Total	F	Direita	46	44,4	17,5	30	35	75
		Esquerda	43	42,9	16,3	30	35	75
		Total	89	43,7	16,9	30	35	75
	M	Direita	21	40,5	11,6	30	40	75
		Esquerda	21	43,6	15,0	30	40	75
		Total	42	42,0	13,3	30	40	75
	Total	Direita	67	43,1	15,9	30	35	75
		Esquerda	64	43,1	15,8	30	35	75
		Total	131	43,1	15,8	30	35	75

Tabela 29- Valores observados de estatísticas descritivas para o limiar das CCEOA – PD por antecedentes, sexo e orelha na frequência de **2000 Hz**

antecedentes	sexo	orelha	N	Média	Desvio padrão	Mínimo	Mediana	Máximo
Não	F	Direita	33	40,3	15,0	30	35	75
		Esquerda	31	38,1	12,4	30	35	75
		Total	64	39,2	13,7	30	35	75
	M	Direita	15	41,7	14,8	30	35	75
		Esquerda	15	41,0	13,3	30	35	75
		Total	30	41,3	13,8	30	35	75
	Total	Direita	48	40,7	14,8	30	35	75
		Esquerda	46	39,0	12,6	30	35	75
		Total	94	39,9	13,7	30	35	75
Sim	F	Direita	13	36,5	13,0	30	30	75
		Esquerda	12	40,4	13,6	30	35	75
		Total	25	38,4	13,1	30	35	75
	M	Direita	6	50,8	14,3	35	45	75
		Esquerda	6	57,5	17,0	30	57,5	75
		Total	12	54,2	15,3	30	52,5	75
	Total	Direita	19	41,1	14,7	30	35	75
		Esquerda	18	46,1	16,5	30	40	75
		Total	37	43,5	15,6	30	35	75
<hr/>								
Total	F	Direita	46	39,2	14,4	30	30	75
		Esquerda	43	38,7	12,6	30	35	75
		Total	89	39,0	13,5	30	35	75
	M	Direita	21	44,3	14,9	30	40	75
		Esquerda	21	45,7	15,9	30	45	75
		Total	42	45,0	15,3	30	42,5	75
	Total	Direita	67	40,8	14,7	30	35	75
		Esquerda	64	41,0	14,0	30	35	75
		Total	131	40,9	14,3	30	35	75

Tabela 30- Valores observados de estatísticas descritivas para o limiar das CCEOA – PD por antecedentes, sexo e orelha na frequência de **3000 Hz**

antecedentes	sexo	orelha	N	Média	Desvio padrão	Mínimo	Mediana	Máximo
Não	F	Direita	33	37,4	12,3	30	30	75
		Esquerda	30	38,3	13,8	30	30	75
		Total	63	37,9	12,9	30	30	75
	M	Direita	15	40,3	15,5	30	35	75
		Esquerda	15	45,0	17,2	30	40	75
		Total	30	42,7	16,3	30	35	75
	Total	Direita	48	38,3	13,3	30	32,5	75
		Esquerda	45	40,6	15,2	30	35	75
		Total	93	39,4	14,2	30	35	75
Sim	F	Direita	12	35,4	8,6	30	32,5	60
		Esquerda	12	44,6	18,4	30	37,5	75
		Total	24	40,0	14,8	30	35	75
	M	Direita	6	44,2	9,7	30	47,5	55
		Esquerda	6	49,2	16,9	35	45	75
		Total	12	46,7	13,4	30	47,5	75
	Total	Direita	18	38,3	9,7	30	35	60
		Esquerda	18	46,1	17,5	30	37,5	75
		Total	36	42,2	14,5	30	35	75
<hr/>								
Total	F	Direita	45	36,9	11,3	30	30	75
		Esquerda	42	40,1	15,3	30	30	75
		Total	87	38,5	13,4	30	30	75
	M	Direita	21	41,4	14,0	30	35	75
		Esquerda	21	46,2	16,8	30	40	75
		Total	42	43,8	15,5	30	35	75
	Total	Direita	66	38,3	12,3	30	35	75
		Esquerda	63	42,1	15,9	30	35	75
<hr/>								
		Total	129	40,2	14,3	30	35	75

Tabela 31- Valores observados de estatísticas descritivas para o limiar das CCEOA – PD por antecedentes, sexo e orelha na frequência de **4000 Hz**

antecedentes	sexo	orelha	N	Média	Desvio padrão	Mínimo	Mediana	Máximo
Não	F	Direita	33	38,2	11,4	30	35	75
		Esquerda	31	37,1	12,6	30	30	75
		Total	64	37,7	11,9	30	30	75
	M	Direita	15	39,3	13,3	30	35	75
		Esquerda	15	39,7	13,4	30	30	75
		Total	30	39,5	13,2	30	32,5	75
	Total	Direita	48	38,5	11,9	30	35	75
		Esquerda	46	37,9	12,8	30	30	75
		Total	94	38,2	12,3	30	30	75
Sim	F	Direita	13	42,7	16,5	30	40	75
		Esquerda	12	31,8	9,9	7	30	45
		Total	25	37,5	14,6	7	30	75
	M	Direita	6	39,2	12,8	30	32,5	60
		Esquerda	6	44,2	18,8	30	35	75
		Total	12	41,7	15,6	30	35	75
	Total	Direita	19	41,6	15,2	30	35	75
		Esquerda	18	35,9	14,3	7	30	75
		Total	37	38,8	14,8	7	30	75
Total	F	Direita	46	39,5	13,0	30	35	75
		Esquerda	43	35,6	12,0	7	30	75
		Total	89	37,6	12,6	7	30	75
	M	Direita	21	39,3	12,9	30	35	75
		Esquerda	21	41,0	14,8	30	35	75
		Total	42	40,1	13,7	30	35	75
	Total	Direita	67	39,4	12,9	30	35	75
		Esquerda	64	37,4	13,1	7	30	75
		Total	131	38,4	13,0	7	30	75

Tabela 33- Valores observados de estatísticas descritivas para o limiar das CCEOA – PD por antecedentes, sexo e orelha na frequência de **6000 Hz**

antecedentes	sexo	orelha	N	Média	Desvio padrão	Mínimo	Mediana	Máximo
Não	F	Direita	32	44,1	13,9	30	40	75
		Esquerda	31	46,8	15,3	30	40	75
		Total	63	45,4	14,5	30	40	75
	M	Direita	15	46,3	15,3	30	45	75
		Esquerda	15	54,0	14,0	30	60	75
		Total	30	50,2	14,9	30	45	75
	Total	Direita	47	44,8	14,2	30	40	75
		Esquerda	46	49,1	15,1	30	45	75
		Total	93	46,9	14,8	30	45	75
Sim	F	Direita	13	47,3	9,5	30	45	60
		Esquerda	12	49,2	15,5	30	45	75
		Total	25	48,2	12,5	30	45	75
	M	Direita	6	50,0	16,1	35	42,5	75
		Esquerda	6	49,2	11,6	35	47,5	65
		Total	12	49,6	13,4	35	45	75
	Total	Direita	19	48,2	11,6	30	45	75
		Esquerda	18	49,2	14,0	30	45	75
		Total	37	48,7	12,6	30	45	75
Total	F	Direita	45	45,0	12,7	30	45	75
		Esquerda	43	47,4	15,2	30	45	75
		Total	88	46,2	14,0	30	45	75
	M	Direita	21	47,4	15,2	30	45	75
		Esquerda	21	52,6	13,3	30	50	75
		Total	42	50,0	14,4	30	45	75
	Total	Direita	66	45,8	13,5	30	45	75
		Esquerda	64	49,1	14,7	30	45	75
		Total	130	47,4	14,2	30	45	75

Tabela 34- Valores observados de estatísticas descritivas para o *slope* das CCEOA – PD por antecedentes, sexo e orelha na frequência de **1500 Hz**

antecedentes	sexo	orelha	N	Média	Desvio padrão	Mínimo	Mediana	Máximo
Não	F	Direita	33	0,817	0,802	-0,10	0,61	2,90
		Esquerda	31	1,088	0,906	-0,13	0,90	3,73
		Total	64	0,948	0,858	-0,13	0,69	3,73
	M	Direita	15	1,036	0,871	-0,03	0,86	3,29
		Esquerda	15	0,982	0,645	-0,05	0,88	2,39
		Total	30	1,009	0,754	-0,05	0,88	3,29
	Total	Direita	48	0,885	0,822	-0,10	0,69	3,29
		Esquerda	46	1,054	0,824	-0,13	0,89	3,73
		Total	94	0,968	0,823	-0,13	0,75	3,73
Sim	F	Direita	13	0,807	0,694	0,00	0,65	1,85
		Esquerda	12	0,307	0,374	-0,23	0,31	1,10
		Total	25	0,567	0,608	-0,23	0,35	1,85
	M	Direita	6	1,312	0,615	0,43	1,37	2,15
		Esquerda	6	0,948	0,902	0,18	0,57	2,39
		Total	12	1,130	0,760	0,18	1,03	2,39
	Total	Direita	19	0,966	0,696	0,00	0,87	2,15
		Esquerda	18	0,521	0,653	-0,23	0,35	2,39
		Total	37	0,750	0,703	-0,23	0,53	2,39
Total	F	Direita	46	0,814	0,766	-0,10	0,62	2,90
		Esquerda	43	0,870	0,865	-0,23	0,58	3,73
		Total	89	0,841	0,811	-0,23	0,61	3,73
	M	Direita	21	1,115	0,802	-0,03	0,95	3,29
		Esquerda	21	0,972	0,704	-0,05	0,88	2,39
		Total	42	1,044	0,748	-0,05	0,88	3,29
	Total	Direita	67	0,908	0,784	-0,10	0,72	3,29
		Esquerda	64	0,904	0,812	-0,23	0,74	3,73
		Total	131	0,906	0,794	-0,23	0,72	3,73

Tabela 35- Valores observados de estatísticas descritivas para o *slope* das CCEOAs – PD por antecedentes, sexo e orelha na frequência de **2000 Hz**

antecedentes	sexo	orelha	N	Média	Desvio padrão	Mínimo	Mediana	Máximo
Não	F	Direita	33	1,185	1,097	0,04	0,88	4,63
		Esquerda	31	1,042	0,786	-0,13	1,05	2,65
		Total	64	1,116	0,954	-0,13	0,96	4,63
	M	Direita	15	1,082	0,858	-0,03	0,91	2,96
		Esquerda	15	0,811	0,540	0,19	0,76	2,37
		Total	30	0,947	0,718	-0,03	0,79	2,96
	Total	Direita	48	1,153	1,020	-0,03	0,90	4,63
		Esquerda	46	0,967	0,717	-0,13	0,83	2,65
		Total	94	1,062	0,885	-0,13	0,87	4,63
Sim	F	Direita	13	0,774	0,857	-0,34	0,75	2,55
		Esquerda	12	0,486	0,289	0,04	0,52	0,95
		Total	25	0,636	0,654	-0,34	0,56	2,55
	M	Direita	6	0,330	0,271	0,14	0,17	0,77
		Esquerda	6	0,565	0,715	0,01	0,17	1,64
		Total	12	0,448	0,530	0,01	0,17	1,64
	Total	Direita	19	0,634	0,745	-0,34	0,35	2,55
		Esquerda	18	0,512	0,454	0,01	0,40	1,64
		Total	37	0,575	0,615	-0,34	0,35	2,55
Total	F	Direita	46	1,069	1,042	-0,34	0,87	4,63
		Esquerda	43	0,887	0,726	-0,13	0,66	2,65
		Total	89	0,981	0,903	-0,34	0,82	4,63
	M	Direita	21	0,867	0,809	-0,03	0,75	2,96
		Esquerda	21	0,741	0,588	0,01	0,74	2,37
		Total	42	0,804	0,702	-0,03	0,75	2,96
	Total	Direita	67	1,006	0,974	-0,34	0,79	4,63
		Esquerda	64	0,839	0,682	-0,13	0,70	2,65
	Total		131	0,924	0,845	-0,34	0,76	4,63

Tabela 36- Valores observados de estatísticas descritivas para o *slope* das CCEOA – PD por antecedentes, sexo e orelha na frequência de **3000 Hz**

antecedentes	sexo	orelha	N	Média	Desvio padrão	Mínimo	Mediana	Máximo
Não	F	Direita	33	0,843	0,734	-0,11	0,74	3,10
		Esquerda	30	1,178	1,043	-0,12	0,97	4,12
		Total	63	1,003	0,903	-0,12	0,81	4,12
	M	Direita	15	1,093	0,846	-0,03	1,02	2,76
		Esquerda	14	0,858	0,640	0,02	0,83	2,09
		Total	29	0,979	0,750	-0,03	0,89	2,76
	Total	Direita	48	0,921	0,771	-0,11	0,83	3,10
		Esquerda	44	1,076	0,938	-0,12	0,88	4,12
		Total	92	0,995	0,854	-0,12	0,85	4,12
Sim	F	Direita	13	0,887	0,970	-0,01	0,38	2,79
		Esquerda	12	0,605	0,591	0,04	0,39	2,09
		Total	25	0,752	0,807	-0,01	0,38	2,79
	M	Direita	6	0,418	0,371	0,18	0,27	1,16
		Esquerda	6	0,255	0,175	0,04	0,27	0,44
		Total	12	0,337	0,289	0,04	0,27	1,16
	Total	Direita	19	0,739	0,846	-0,01	0,37	2,79
		Esquerda	18	0,488	0,513	0,04	0,37	2,09
		Total	37	0,617	0,706	-0,01	0,37	2,79
Total	F	Direita	46	0,855	0,797	-0,11	0,70	3,10
		Esquerda	42	1,014	0,965	-0,12	0,75	4,12
		Total	88	0,931	0,880	-0,12	0,72	4,12
	M	Direita	21	0,900	0,795	-0,03	0,84	2,76
		Esquerda	20	0,677	0,607	0,02	0,43	2,09
		Total	41	0,791	0,710	-0,03	0,61	2,76
	Total	Direita	67	0,869	0,791	-0,11	0,71	3,10
		Esquerda	62	0,906	0,875	-0,12	0,66	4,12
	Total		129	0,887	0,829	-0,12	0,71	4,12

Tabela 37- Valores observados de estatísticas descritivas para o *slope* das CCEOA – PD por antecedentes, sexo e orelha na frequência de **4000 Hz**

antecedentes	sexo	orelha	N	Média	Desvio padrão	Mínimo	Mediana	Máximo
Não	F	Direita	33	1,001	0,602	-0,03	0,89	2,50
		Esquerda	31	0,831	0,746	-1,05	0,80	1,99
		Total	64	0,918	0,675	-1,05	0,87	2,50
	M	Direita	15	1,591	1,345	0,24	1,03	4,47
		Esquerda	15	1,488	0,912	0,39	1,48	3,33
		Total	30	1,540	1,130	0,24	1,07	4,47
	Total	Direita	48	1,185	0,929	-0,03	0,94	4,47
		Esquerda	46	1,045	0,852	-1,05	0,86	3,33
		Total	94	1,117	0,890	-1,05	0,90	4,47
Sim	F	Direita	13	0,739	0,516	0,08	0,74	1,93
		Esquerda	12	0,740	0,320	0,46	0,60	1,40
		Total	25	0,740	0,424	0,08	0,62	1,93
	M	Direita	6	1,198	1,026	0,17	0,93	2,51
		Esquerda	6	0,787	0,378	0,39	0,72	1,29
		Total	12	0,993	0,768	0,17	0,77	2,51
	Total	Direita	19	0,884	0,720	0,08	0,74	2,51
		Esquerda	18	0,756	0,330	0,39	0,62	1,40
		Total	37	0,822	0,561	0,08	0,66	2,51
Total	F	Direita	46	0,927	0,585	-0,03	0,86	2,50
		Esquerda	43	0,805	0,652	-1,05	0,75	1,99
		Total	89	0,868	0,618	-1,05	0,80	2,50
	M	Direita	21	1,479	1,250	0,17	1,03	4,47
		Esquerda	21	1,288	0,850	0,39	1,07	3,33
		Total	42	1,383	1,061	0,17	1,05	4,47
	Total	Direita	67	1,100	0,880	-0,03	0,88	4,47
		Esquerda	64	0,964	0,752	-1,05	0,80	3,33
		Total	131	1,033	0,819	-1,05	0,85	4,47

Tabela 38- Valores observados de estatísticas descritivas para o *slope* das CCEOAs – PD por antecedentes, sexo e orelha na frequência de **6000 Hz**

antecedentes	sexo	orelha	N	Média	Desvio padrão	Mínimo	Mediana	Máximo
Não	F	Direita	32	1,446	1,736	-0,07	0,84	8,09
		Esquerda	31	1,628	1,529	-0,12	1,26	7,59
		Total	63	1,536	1,627	-0,12	1,09	8,09
	M	Direita	15	1,230	0,859	0,05	0,86	2,87
		Esquerda	15	1,355	0,841	-0,01	1,38	2,87
		Total	30	1,293	0,838	-0,01	1,18	2,87
	Total	Direita	47	1,377	1,505	-0,07	0,84	8,09
		Esquerda	46	1,539	1,340	-0,12	1,38	7,59
		Total	93	1,457	1,420	-0,12	1,16	8,09
Sim	F	Direita	13	1,362	0,830	0,09	1,29	2,75
		Esquerda	12	0,699	0,398	0,08	0,65	1,65
		Total	25	1,044	0,729	0,08	0,83	2,75
	M	Direita	6	0,785	0,677	-0,20	0,75	1,91
		Esquerda	6	1,073	0,732	0,35	0,82	2,05
		Total	12	0,929	0,689	-0,20	0,75	2,05
	Total	Direita	19	1,180	0,814	-0,20	1,10	2,75
		Esquerda	18	0,824	0,541	0,08	0,65	2,05
		Total	37	1,007	0,709	-0,20	0,82	2,75
Total	F	Direita	45	1,422	1,521	-0,07	1,04	8,09
		Esquerda	43	1,369	1,375	-0,12	0,99	7,59
		Total	88	1,396	1,443	-0,12	1,02	8,09
	M	Direita	21	1,103	0,821	-0,20	0,83	2,87
		Esquerda	21	1,275	0,804	-0,01	1,37	2,87
		Total	42	1,189	0,807	-0,20	0,93	2,87
	Total	Direita	66	1,320	1,340	-0,20	0,86	8,09
		Esquerda	64	1,338	1,211	-0,12	1,09	7,59
	Total		130	1,329	1,273	-0,20	0,98	8,09

Tabela 39 – Estimativas dos coeficientes linear e angular obtidas no ajuste do modelo de regressão em 2000 Hz

antecedentes	orelha	Coeficiente linear	Coeficiente angular
Não	Esquerda	-0,40	-0,12
Sim	Esquerda	2,21	-0,12

Tabela 40 – Estimativas dos coeficientes linear e angular obtidas no ajuste do modelo de regressão em 4000 Hz

antecedentes	sexo	Coeficiente linear	Coeficiente angular
Não	Feminino	0,4	-0,02
	Masculino	16,4	-0,68
Sim	Feminino	9,1	-0,51
	Masculino	25,1	-1,18

Tabela 41 – Estimativas dos coeficientes linear e angular obtidas no ajuste do modelo de regressão em 6000 Hz

orelha	Coeficiente linear	Coeficiente angular
Direita	9,6	-0,41
Esquerda	7,9	-0,33

Tabela 41 – Estimativas dos coeficientes linear e angular obtidas no ajuste do modelo de regressão em 6000 Hz

orelha	Coeficiente linear	Coeficiente angular
Sem antecedentes	-6,0	0,10
Com antecedentes	-3,3	0,10

Tabela 42 – Estimativas dos coeficientes linear e angular obtidas no ajuste do modelo de regressão em 4000 Hz

orelha	sexo	Coeficiente linear	Coeficiente angular
Direita	Feminino	-4,1	0,11
	Masculino	-4,1	0,20
Esquerda	Feminino	-11,3	0,29
	Masculino	-11,3	0,37

Tabela 46- Valores observados de estatísticas descritivas para o *slope* das CCEOA – PD segundo a ocorrência de Pico duplo e antecedentes

Frequência (Hz)	antecedentes	Pico duplo	N	Média	Desvio padrão	Mínimo	Mediana	Máximo
1500	Não	não	37	0,85	0,86	-0,10	0,66	3,29
		sim	10	1,02	0,75	0,09	0,71	2,27
		Total	47	0,89	0,83	-0,10	0,69	3,29
	Sim	não	9	0,87	0,70	0,01	0,65	1,85
		sim	10	1,05	0,71	0,00	1,01	2,15
		Total	19	0,97	0,70	0,00	0,87	2,15
	Total	não	46	0,86	0,82	-0,10	0,66	3,29
		sim	20	1,04	0,71	0,00	0,81	2,27
		Total	66	0,91	0,79	-0,10	0,71	3,29
2000	Não	não	37	1,05	0,92	-0,03	0,84	3,73
		sim	10	1,46	1,37	0,09	1,14	4,63
		Total	47	1,14	1,03	-0,03	0,88	4,63
	Sim	não	9	0,82	0,88	-0,34	0,75	2,55
		sim	10	0,47	0,59	-0,04	0,17	1,89
		Total	19	0,63	0,75	-0,34	0,35	2,55
	Total	não	46	1,01	0,90	-0,34	0,82	3,73
		sim	20	0,96	1,15	-0,04	0,69	4,63
		Total	66	0,99	0,98	-0,34	0,78	4,63
3000	Não	não	37	0,83	0,68	-0,11	0,84	3,10
		sim	10	1,23	1,06	0,01	0,81	3,06
		Total	47	0,92	0,78	-0,11	0,81	3,10
	Sim	não	9	0,75	0,87	-0,01	0,37	2,59
		sim	10	0,73	0,87	0,09	0,32	2,79
		Total	19	0,74	0,85	-0,01	0,37	2,79
	Total	não	46	0,82	0,71	-0,11	0,70	3,10
		sim	20	0,98	0,98	0,01	0,68	3,06
		Total	66	0,87	0,80	-0,11	0,70	3,10
4000	Não	não	37	1,05	0,61	-0,03	0,94	2,85
		sim	10	1,73	1,61	0,09	1,00	4,47
		Total	47	1,19	0,94	-0,03	0,94	4,47
	Sim	não	9	0,81	0,50	0,27	0,76	1,93
		sim	10	0,95	0,90	0,08	0,73	2,51
		Total	19	0,88	0,72	0,08	0,74	2,51
	Total	não	46	1,00	0,59	-0,03	0,87	2,85
		sim	20	1,34	1,33	0,08	0,90	4,47
		Total	66	1,10	0,89	-0,03	0,89	4,47
6000	Não	não	37	1,40	1,61	-0,07	0,83	8,09
		sim	9	1,28	1,17	0,03	1,44	2,98
		Total	46	1,38	1,52	-0,07	0,84	8,09
	Sim	não	9	1,42	0,82	0,61	1,38	2,75
		sim	10	0,97	0,79	-0,20	1,00	2,40
		Total	19	1,18	0,81	-0,20	1,10	2,75