KILZA DE ARRUDA LYRA E SILVA

**Reflectância de banda larga em recém-nascidos: uso combinado
de procedimentos eletroacústicos**

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

Programa de Ciências da Reabilitação
Área de Concentração: Comunicação Humana
Orientadora: Profa. Dr^a. Renata Mota Mamede
de Carvalho

São Paulo

2011

KILZA DE ARRUDA LYRA E SILVA

**Reflectância de banda larga em recém-nascidos: uso combinado
de procedimentos eletroacústicos**

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

Programa de Ciências da Reabilitação
Área de Concentração: Comunicação Humana
Orientadora: Profa. Dr^a. Renata Mota Mamede
de 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

Lyra e Silva, Kilza de Arruda

Reflectância de banda larga em recém-nascidos: uso combinado de procedimentos eletroacústicos / Kilza de Arruda Lyra e Silva. -- 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 de Carvalho.

Descritores: 1.Testes auditivos 2.Recém-nascido 3.Audição 4.Orelha média
5.Timpanometria

USP/FM/DBD-371/11

DEDICATÓRIA

*À minha maravilhosa irmã Keila, por
representar o principal alicerce da minha
vida.*

AGRADECIMENTOS

A Deus, por guiar os meus passos, estar sempre presente e abençoar todos os momentos da minha vida.

A meu anjo da guarda, que nunca me abandona e sempre estar de prontidão ao meu lado.

Aos meus pais Laerson Paulino e Terezinha Arruda pelo apoio e incentivo nos momentos difíceis e pela compreensão da minha ausência em suas vidas.

A minha querida orientadora, Prof^a Dr^a Renata Carvalho, que me acolheu com muito carinho, tendo acreditando no meu trabalho e proporcionado um período de crescimento intelectual e pessoal. Seus cuidados e ensinamentos serão foram fundamentais nesta etapa da minha vida. Agradeço de todo o coração por tudo que fez por mim.

As Prof^{as} Dóris Lewis, Eliane Shochat e Alessandra Samelli, pela atenção e contribuições no exame de qualificação.

As amigas Gabby Sanches e Ivone Neves, por toda a sua atenção, amizade, carinho e apoio fundamentais na concretização desta etapa. Vocês se tornaram amigas queridas e valiosas que estarão sempre em meu coração.

A amiga Juliana Urosas, pela paciência, compreensão e ajuda nos momentos estressados. Sua contribuição na coleta dos dados foi essencial. Valeu Ju!

Aos amigos queridos Nadia, Tathiany, Valace, Jordana e Liliane, pelo incentivo, carinho, apoio e solidariedade nesta caminhada que nos uniu.

A grande amiga Kelli Cordeiro, por todo incentivo, apoio e colaboração na etapa final que foram importantes para vencer os obstáculos desta jornada.

A amiga Vaninha Vieira, pelo incentivo, suporte e colaboração que durante esse processo me ajudaram a superar as dificuldades encontradas.

A amiga Cida Miyagawa, pelo acolhimento, carinho e amizade essenciais que me ajudaram a suportar e seguir firme nessa jornada.

Ao diretor do Hospital Universitário de Maceió, Dr. Paulo, pelo apoio fundamental na realização deste estudo.

Aos recém-nascidos e seus familiares, por aceitarem fazer parte deste estudo.

A todos aqueles que direta, ou indiretamente, contribuíram para a realização deste trabalho.

Essa lista de agradecimento não tem grau de importância. Todas as contribuições, por menores ou insignificantes que pareçam a princípio, certamente têm uma finalidade e uma razão de ser. Todos vocês, inclusive os que por esquecimento não tenham sido citados, são muito importantes para mim e foram fundamentais para que mais essa etapa da minha vida tenha chegado a um final. Assim, deixo aqui eternizado meu muitíssimo obrigada.

Esta tese está de acordo com as normas em vigor no momento desta publicação:

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

Universidade de São Paulo. Faculdade de Medicina. Serviço de Biblioteca e Documentação. *Guia de apresentação de dissertações, teses e monografias.*

Elaborado por Anneliese Carneiro da Cunha, Maria Julia A.L. Freddi, Maria F. Crestana, Marinalva de S. Aragão, Suely C. Cardoso, Valéria Vilhena. 2a ed. São Paulo: Serviço de Biblioteca e Documentação; 2005.

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

SUMÁRIO

Lista de Figuras

Lista de Tabelas

Lista de Gráficos

Lista de Abreviaturas e Siglas

Resumo

Summary

1	INTRODUÇÃO.....	1
1.1	Objetivo	5
2	REVISÃO DA LITERATURA.....	8
2.1	Reflectância da energia acústica de banda larga	8
2.2	Timpanometria	18
2.2.1	Timpanometria em recém-nascidos.....	21
2.3	Reflexo acústico ipsilateral.....	27
2.4	Emissões otoacústicas	33
3	MATERIAL E MÉTODOS.....	39
3.1	Casuística.....	39
3.2	Equipamento.....	41
3.3	Procedimentos	42
3.3.1	Emissões Otoacústicas por estímulo transiente.....	43
3.3.2	Reflectância de banda larga.....	44
3.3.3	Timpanometria	47
3.3.4	Reflexo Acústico Ipsilateral	48
3.4	Análise Estatística	49
4	RESULTADOS	53
5	DISCUSSÃO.....	90
6	CONCLUSÕES.....	111
	REFERÊNCIAS.....	114

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Classificações dos timpanogramas B/G (Vanhuyse et al., 1975).....	20
Figura 2 - Esquema da distribuição dos recém-nascidos avaliados para esta pesquisa	40
Figura 3 - Tela de resposta das medidas de EOAT da orelha do recém-nascido por meio do analisador de emissões cocleares ADS T2001	44
Figura 4 - Tela de coleta de dados: estímulo <i>chirp</i> e estímulo tom puro em recém-nascidos.	46
Figura 5 - Tela de medidas dos dados coletados com o estímulo <i>chirp</i> e o tom puro em recém-nascidos.	46
Figura 6 - Tela da resposta da medida do limiar do reflexo acústico ipsilateral coletado em recém-nascido	49

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Estatísticas descritivas para a reflectância da energia com os estímulos <i>chirp</i> e tom puro para orelhas com estado normal de recém-nascidos com idade entre 27 e 78h	55
Tabela 2 - Distribuição de simetria dos tipos de curvas (classificação de Jerger, 1970) em ambas as orelhas – sonda de 226 Hz	58
Tabela 3 - Distribuição de simetria dos tipos de curvas B/G (Vanhuyse et al., 1975) em ambas as orelhas de recém-nascidos – sonda de 226 Hz	60
Tabela 4 - Estatísticas descritivas para as medidas de PPT, de Y_{mt} , de V_{mae} e de LT em recém-nascidos - sonda de 226 Hz	60
Tabela 5 - Distribuição de simetria dos tipos de curvas (Jerger, 1970) em ambas as orelhas – sonda de 1000 Hz	62
Tabela 6 - Simetria dos tipos de curvas B/G (Vanhuyse et al., 1975) em ambas as orelhas – sonda de 1000 Hz	63
Tabela 7 - Estatísticas descritivas para PPT, Y_{mt} , V_{mae} , LT da sonda de 1000 Hz	63
Tabela 8 - Distribuição dos valores da Y_{mt} com as curvas timpanométricas B/G por sonda	66
Tabela 9 - Estatísticas descritivas para os reflexos acústicos ipsilaterais de recém-nascidos nas sondas de 226 Hz e de 1000 Hz	67
Tabela 10 - Estatísticas descritivas para EOAT (dB) frequência.....	69
Tabela 11 - Valores observados do coeficiente de correlação de Pearson de EOAT e a reflectância com os estímulos <i>chirp</i> e tom puro por configuração B/G nas frequências de 1 , 1,5, 2, 3 e 4 kHz – Orelha direita	75
Tabela 12 - Valores observados do coeficiente de correlação de Pearson de EOAT e a reflectância com os estímulos <i>chirp</i> e tom puro por configuração B/G nas frequências de 1 , 1,5, 2, 3 e 4 kHz – Orelha esquerda	76
Tabela 13 - Valores observados do coeficiente de correlação intraclass da reflectância com estímulos <i>chirp</i> e tom puro nas duas orelhas e intervalo de confiança de 95% para o coeficiente em cada frequência	83
Tabela 14 - Estatísticas descritivas para a <i>response</i> (dB) em cada categoria de tipos de curvas nas orelhas direita e esquerda – sonda de 226 Hz	84
Tabela 15 - Estatísticas descritivas para a <i>response</i> (dB) em cada configuração B/G nas orelhas direita e esquerda – sonda de 226 Hz.....	85
Tabela 16 - Valores observados do coeficiente de correlação de Pearson (r) da <i>response</i> com PPT, Y_{mt} , V_{mae} e LT nas duas orelhas – sonda de 226 Hz	85
Tabela 17 - Estatísticas descritivas para a <i>response</i> (dB) em cada categoria de tipo nas orelhas direita e esquerda – sonda de 1000 Hz	86

Tabela 18 - Estatísticas descritivas para a <i>response</i> (dB) em cada configuração B/G nas orelhas direita e esquerda – sonda de 1000 Hz.....	86
Tabela 19 - Valores observados do coeficiente de correlação de Pearson (r) da <i>Response</i> (dB) com PPT, Y_{mt} , V_{mae} e LT nas duas orelhas – sonda de 1000 Hz	87
Tabela 20 - Coeficientes de correlação de Pearson da <i>Response</i> e os reflexos em 1000, 2000 Hz e RB nas sondas de 226 e 1000 Hz em recém-nascidos	88

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1 - Distribuição da idade dos recém-nascidos (em horas) incluídos na pesquisa	54
Gráfico 2 - Médias da reflectância da energia com o estímulo <i>chirp</i> para orelhas com estado normal de recém-nascidos (27-78h)	56
Gráfico 3 - Médias da reflectância da energia com o estímulo tom puro para orelhas com estado normal de recém-nascidos (27-78h)	56
Gráfico 4 - Distribuições de porcentagens do tipo de curva (classificação de Jerger, 1970) por orelha em recém-nascidos – sonda de 226 Hz	58
Gráfico 5 - Distribuições de porcentagens do tipo de curvas B/G (Vanhuyse et al., 1975) por orelha em recém-nascidos - sonda de 226 HZ	59
Gráfico 6 - Distribuições de porcentagens por tipo de curva (Jerger, 1970) por orelhas de recém-nascidos – sonda de 1000 Hz	61
Gráfico 7 - Distribuições de porcentagens por tipo de curva (Vanhuyse et al., 1975) por orelha – sonda de 1000 Hz	62
Gráfico 8 - Correspondência entre os padrões de classificações dos tipos de curvas (Jerger (1970) e Vanhuyse et al. (1975)) com a sonda de 226 Hz	64
Gráfico 9 - Correspondência entre os padrões de classificações dos tipos de curvas (Jerger (1970) e Vanhuyse et al. (1975)) com a sonda de 1000 Hz	65
Gráfico 10 - Distribuição dos valores da Y_{mt} em mmho com as curvas timpanométricas B/G por sonda em recém-nascidos	66
Gráfico 11 - Comparação das médias dos limiares dos reflexos acústicos ipsilaterais de recém-nascidos nas sondas de 226 Hz e de 1000 Hz	67
Gráfico 12 - Distribuição de porcentagens de ausência e presença do reflexo acústico por estímulo ativador e por sonda de 226 Hz e 1000 Hz	68
Gráfico 13 - <i>Box-plots</i> para EOAT (dB) nas orelhas direita e esquerda por frequência	69
Gráfico 14 - Diagramas de dispersão das medidas das EOAT e a da reflectância com estímulo <i>chirp</i> por configuração B/G nas frequências de 1, 1,5, 2, 3 e 4 kHz – orelha direita	71
Gráfico 15 - Diagramas de dispersão das medidas das EOAT e a da reflectância com estímulo tom puro por configuração B/G nas frequências de 1, 1,5, 2, 3 e 4 kHz – orelha direita	72
Gráfico 16 - Diagramas de dispersão das medidas das EOAT e a da reflectância com estímulo <i>chirp</i> por configuração B/G nas frequências de 1, 1,5, 2, 3 e 4 kHz – orelha esquerda	73

Gráfico 17 - Diagramas de dispersão das medidas das EOAT e a da reflectância com estímulo tom puro por configuração B/G nas frequências de 1, 1,5, 2, 3 e 4 kHz – orelha esquerda	74
Gráfico 18 - Valores individuais e perfis médios da reflectância da energia em cada categoria de configuração com EOAT $\leq$ mediana - orelha direita.....	78
Gráfico 19 - Valores individuais e perfil médio da reflectância da energia em cada categoria de configuração com EOAT $>$ mediana - orelha direita.....	78
Gráfico 20 - Valores individuais e perfis médios da reflectância em cada configuração - Orelha esquerda.....	80
Gráfico 21 - Diagramas de dispersão da reflectância da energia com os estímulos <i>chirp</i> e tom puro de cada frequência em recém-nascidos – orelha direita.....	81
Gráfico 22 - Diagramas de dispersão da reflectância da energia com os estímulos <i>chirp</i> e tom puro em cada frequência em recém-nascidos – orelha esquerda.....	82
Gráfico 23 - Curvas das médias de reflectância da energia com os estímulos <i>chirp</i> e tom puro	83
Gráfico 24 - Diagramas de dispersão da <i>response</i> (dB) e os reflexos em 1000, 2000 Hz e RB nas sondas de 226 Hz e 1000 Hz (*)	88
Gráfico 26 - Médias da reflectância deste estudo comparadas com outros estudos em população com crianças maiores do que três meses e adultos	95

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

A	Curva timpanométrica de pico único
AS	Curva timpanométrica assimétrica
B	Susceptância
CC4-V	Dispositivo de Calibração de quatro cavidades
CCE	Células ciliadas externas
daPa	DecaPascal
dB	Decibél
DP	Desvio padrão
EOA	Emissões otoacústicas evocadas
EOAPD	Emissões otoacústicas evocadas produto de distorção
EOAT	Emissões otoacústicas evocadas por estímulo transiente
f1	Primeira frequência primária
f2	Segunda frequência secundária
G	Conductância
HU	Hospital Universitário
Hz	<i>Hertz</i>
JCIH	Joint committee on infant hearing
kHz	<i>Kilohertz</i>
LRA	Limiar do reflexo acústico
LT	Largura timpanométrica
MEPA	Middle-ear Power Analyzer
mmho	Milimho. Unidade de medida de admitância acústica
NA	Nível de audição
NPS	Nível de pressão sonora
PD	Curva timpanométrica de pico duplo
PEATE	Potencial evocado auditivo de tronco encefálico
PPT	Pressão do pico timpanométrico
R	Reflectância
RA	Reflexo acústico
RB	Ruído de banda larga
RBL	Reflectância de banda larga
TANU	Triagem auditiva neonatal universal
UTIN	Unidade de terapia intensiva neonatal
Y	Admitância
V _{mae}	Volume do meato acústico externo
Y _{mt}	Admitância acústica estática de pico compensado
Z	Impedância
A	Curva timpanométrica de pico único
AS	Curva timpanométrica assimétrica
B	Susceptância
CC4-V	Dispositivo de Calibração de quatro cavidades
CCE	Células ciliadas externas
daPa	DecaPascal
dB	Decibél

RESUMO

Lyra e Silva, KA – Reflectância de banda larga em recém-nascidos: uso combinado de procedimentos eletroacústicos. São Paulo: Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo; 2011.

INTRODUÇÃO: Os resultados da triagem auditiva neonatal podem ser afetados por condições transientes no meato acústico externo e na orelha média. A reflectância de banda larga (RBL) surge como um instrumento de diagnóstico que fornece medidas objetivas do estado da orelha média e pode explicar variações na forma de como a orelha média recebe, absorve e transmite a energia sonora. Dessa forma, a RBL apresenta um grande potencial para a detecção de alterações de orelha média em recém-nascidos. **OBJETIVO:** Verificar a correlação entre as medidas de reflectância da energia de banda larga com as medidas das emissões otoacústicas e as imitanciométricas em recém-nascidos. **MÉTODO:** Estudo de casos. Para este estudo foram avaliados 77 recém-nascidos (40 do sexo masculino e 37 do feminino) de idades entre 27 e 78h sem riscos para perda auditiva segundo o JCHI (2007), e com emissões otoacústicas presentes por estímulo transiente (EOAT). Foram submetidos ao teste das mediadas de EOAT, da reflectância da energia com os estímulos *chirp* e tom puro numa faixa de 0.2 a 6 kHz, e da timpanometria e reflexo acústico ipsilateral com as frequências da sonda de 226 e 1000 Hz. Os estímulos ativadores de 1000 e 2000 Hz e ruído de banda larga foram usados no reflexo acústico. **RESULTADOS:** Os resultados apontaram que os recém-nascidos com EOAT presentes revelaram uma configuração de curva da reflectância com característica peculiar da idade, ou seja, baixa reflectância na frequência de 6000 Hz. O timpanograma de curva do tipo A foi obtido em 90,2% das orelhas com a sonda de 1000 Hz, e com a sonda de 226 Hz a maioria (89%) das orelhas apresentaram curva do tipo pico duplo. A configuração da curva 3B/3G foi apresentada em 69,8% das orelhas na sonda de 226 Hz, e as configurações 1B/1G (43%) e 1B/1G S (27%) juntas foram obtidas em 70% das orelhas. Na sonda de 1000 Hz os recém-nascidos avaliados apresentaram 100% de presença dos reflexos acústicos ipsilaterais para estímulos ativadores de 2000 Hz e ruído branco. Não houve diferença significativa entre os resultados do sexo masculino e do feminino. **CONCLUSÃO:** Este estudo demonstrou que a inter-relação entre o nível de amplitude das EOAT, a configuração timpanométrica B/G e a reflectância apresentou diferenças no comportamento por orelha. Algumas frequências e configurações B/G indicaram uma tendência da diminuição de EOAT com o aumento da reflectância. Dada a equivalência entre os estímulos *chirp* e tom puro, qualquer um pode ser usado para avaliação da orelha média em recém-nascidos.

Descritores: Testes Auditivos, Recém-Nascido, Audição, Orelha Média, Timpanometria.

SUMMARY

Lyra e Silva, KA – Wideband reflectance in newborns: combined use of electroacoustic procedures. São Paulo: Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo; 2011.

INTRODUCTION: Newborn hearing screening test outcomes can be influenced by transient conditions in the ear canal and middle ear. Wideband reflectance (WBR) emerges as a diagnostic tool that provides objective measures of the status of the middle ear and can explain variations in how the middle ear receives, absorbs and transmits sound energy. Thus, the WRL has a great potential for the detection of middle ear disorders in newborns. **OBJECTIVE:** To verify the correlation between wideband reflectance power measurement with otoacoustic emissions and immittance measurement in newborns. **METHOD:** Case studies. This study evaluated 77 newborns (40 males and 37 females) aged from 27 to 78 hours without risk of hearing loss according to JCHI (2007), and transient evoked otoacoustic emissions present (TEOAE). The newborns underwent the test of TEOAE measurement, the power reflectance using both tone and chirp stimuli from 0.2 to 6 kHz, and 226 and 1000 Hz admittance probe-tone tympanometry and ipsilateral acoustic reflex. The stimuli triggers 1000 and 2000 Hz and broadband noise were used in the acoustic reflex. **RESULTS:** Results showed that newborns with EAOT present revealed a configuration of the reflectance curve, peculiar feature of the age, i.e., low reflectance in the frequency of 6000 Hz. Single-peaked tympanogram was obtained in 90.2% of ears using a 1000 Hz probe tone, and double-peaked tympanogram was found in 89% of the ears using a 226 Hz probe tone. The 3B/3G tympanograms were found in 69.8% of the ears at 226 Hz probe tone, and the tympanograms 1B/1G (43%) and 1B/1G S (27%) together were obtained in 70% of the ears. In the 1000 Hz probe tone newborns evaluated showed 100% presence of ipsilateral acoustic reflexes to activating stimuli of 2000 Hz and white noise. No significant differences were obtained across gender considering the results of all test evaluated in newborns. **CONCLUSION:** This study demonstrated that the inter-relationship between the level of TEOAE amplitude, tympanometric configuration B/G and reflectance showed differences according in the ear. Some frequencies and configurations B/G indicated a trend of TEOAE decreasing of TEOAE with reflectance increasing. Given the equivalence between the tone and chirp stimuli, any of them can be used to evaluate the middle ear in newborns.

Key words: Hearing Tests, Newborn, Ear, Middle, Hearing, Tympanometry.

INTRODUÇÃO

1 INTRODUÇÃO

Ouvir sons agradáveis à alma e ao coração é um conforto para a vida do ser humano. Essa capacidade de ouvir inicia-se na vida intra-uterina, e desde então o embrião recebe estímulos acústicos os quais auxiliam os órgãos da audição no período de desenvolvimento do sistema auditivo, pois a integridade do sistema auditivo central e periférico é de fundamental importância para a aquisição e o desenvolvimento da linguagem.

Durante o primeiro ano de vida, o aprimoramento das habilidades auditivas depende da estimulação sonora recebida pela criança. Essas habilidades fazem parte do processamento auditivo e envolvem uma análise complexa do sinal acústico. É um processo adaptável e influenciado pelas experiências e aprendizagem de cada criança. Assim, qualquer interrupção nesse processo causará prejuízos funcionais que podem privar a criança de importantes aspectos lingüísticos e psicossociais em seu desenvolvimento. Portanto, qualquer problema auditivo deve ser detectado o mais precocemente possível para que as dificuldades decorrentes de uma privação sensorial possam ser minimizadas.

No Brasil, em 2010, foi sancionada a lei 12.303 que torna obrigatória, para as maternidades e os hospitais públicos a realização gratuita do exame Emissões Otoacústicas Evocadas em neonatos nascidos em suas dependências. Essa lei caracteriza a implantação da triagem auditiva neonatal universal (TANU).

A TANU oferece subsídios para a identificação de 90% das perdas auditivas, desde as mais leves até as mais profundas, em recém-nascidos de forma precoce. De

acordo com o documento elaborado em 2009 pelo Comitê Multiprofissional em Saúde Auditiva, é recomendado que os índices de triagens realizadas sejam superiores a 95% dos nascidos vivos e que tenham um índice inferior a 4% de neonatos encaminhados para diagnóstico (COMUSA, 2011). O *Joint Committee on Infant Hearing* (JCIH, 2007) defende que o diagnóstico da perda auditiva seja feito antes dos três meses de idade para os neonatos que não passaram nos testes protocolares da TANU e propõe que as medidas da função da orelha média sejam incluídas na bateria de testes da avaliação para o diagnóstico da perda auditiva infantil. Assim como o Comitê Multiprofissional em Saúde Auditiva recomenda que 95% dos lactentes confirmados com perdas auditivas bilaterais permanentes iniciem o uso de amplificação sonora no prazo de um mês após o diagnóstico.

O diagnóstico do tipo da perda auditiva é fundamental para uma conduta adequada, uma vez que o curso da intervenção médica e audiológica são diferentes para os dois tipos de perda: condutiva e neurossensorial (Baldwin, 2006; Shahnaz et al., 2008a). A avaliação do estado da orelha média pode ser feita por meio da timpanometria, que é um teste objetivo e apropriado para a detecção de alterações condutivas (Margolis et al., 2000; Northern e Downs, 2005). A timpanometria convencional com tom sonda de frequência única de 226 Hz é aceita como critério padrão para distinguir perda auditiva condutiva de perda auditiva neurossensorial em adultos e crianças, porém, estudos demonstraram que o exame apresenta baixa sensibilidade quando utilizado em recém-nascidos (Paradise, 1976; Hunter e Margolis, 1992). Essa baixa sensibilidade tem sido atribuída às mudanças significativas de desenvolvimento nas propriedades físicas da orelha externa e média. A orelha média do lactente possui um sistema dominado por massa comparado com

o sistema dominado por rigidez em adultos (Holte et al., 1991; Keefe et al., 1993). O tom sonda de baixa frequência é adequado para avaliar o sistema dominado por rigidez e não dominado por massa (Holte et al., 1991; Keefe e Levi, 1996).

A partir dessas limitações, vários pesquisadores começaram a investigar a realização da timpanometria com tom sonda de alta frequência (1000 Hz) e os resultados sugerem a sua utilização para predizer o estado da orelha média, como um meio mais confiável de avaliação de um sistema de massa dominante, no caso dos neonatos (Kei et al., 2003; Margolis et al., 2003; Calandruccio et al., 2006; Alaerts et al., 2007; Swanepoel et al., 2007; Lyra e Silva et al., 2007). No entanto, apesar desses resultados, a timpanometria com a sonda de 1000 Hz também apresenta curvas timpanométricas irregulares, como por exemplo, o tipo assimétrico, que dificulta a interpretação do timpanograma.

Uma nova técnica de avaliação da orelha média, chamada de reflectância de banda larga (RBL), explorada recentemente, fornece informações importantes sobre a função da orelha média e pode explicar variações na forma de como a orelha média recebe, absorve e transmite a energia sonora (Keefe et al., 1993). A RBL se refere a um conjunto de medidas que podem ser usadas para representar o comportamento acústico da orelha média, por exemplo: reflectância da energia de banda larga, resistência de banda larga, impedância e transmitância (Hunter et al., 2008; Merchant et al., 2010; Werner et al., 2010).

A reflectância da energia é razão entre a energia refletida e incidente apresentada no meato auditivo através de uma sonda, sendo revelado quanto de energia é refletida pela membrana timpânica e quanto é absorvida pela orelha média (Stinson, 1990). A reflectância da energia pode ser útil como ferramenta de

diagnóstico para discriminação entre os padrões normal e alterado da orelha média (Keefe e Levi, 1996; Feeney et al., 2003a; Keefe et al., 2003; Hunter et al., 2008). As medidas de RBL têm algumas vantagens sobre a timpanometria convencional de frequência única: (i) a localização da sonda no meato acústico externo não é tão crítico, especialmente em altas frequências; (ii) abrange uma ampla faixa de frequências; e (iii) não requer pressurização do meato acústico. A RBL promete ser um teste mais sensível na avaliação de alterações de orelha média (Keefe e Levi, 1996; Feeney et al., 2003a; Keefe e Simmons, 2003).

As medidas das emissões otoacústicas podem ser afetadas por vernix, mesênquima, mecônio e líquido amniótico no meato auditivo (Roberts et al., 1995; Jaisinghani et al., 1999; Aidan et al., 1999). No estudo de Boone et al. (2005), os resultados apontam que 64,5% dos neonatos apresentam otite média com efusão, e concluiu que a otite média com efusão é uma das causas mais comum de falsos positivos na triagem auditiva neonatal e deve ser bem investigada antes do diagnóstico definitivo. A perda auditiva neurossensorial foi identificada em 11% das crianças com otite média com efusão após o seu tratamento, isso significa que a presença de otite média de efusão com falha na triagem auditiva não descarta, necessariamente, uma perda auditiva neurossensorial.

Os recém-nascidos que falham na TANU, devido a uma perda auditiva condutiva, contribuem para um aumento das taxas de falsos positivos, e isso gera alguns transtornos psico-sociais como: despesas adicionais, diminuição da eficácia do programa, e aumenta as chances de ansiedade dos pais.

A reflectância da energia surge como proposta de um novo procedimento potencialmente capaz de identificar, com precisão, alterações de orelha média que

possam passar despercebidas na avaliação por meio da timpanometria e intervir nas emissões otoacústicas. No entanto, o efeito de diferentes alterações da orelha média sobre o valor preditivo das medidas de reflectância de banda larga não tem sido extensivamente estudados em recém-nascidos antes da alta da maternidade. Assim um teste válido de orelha média pode contribuir para segurança do avaliador na detecção confiável de uma alteração transitória ou de uma alteração permanente.

Na literatura, existem apenas alguns estudos de reflectância da energia abordando a população de recém-nascidos a termo, saudáveis, com presença das emissões otoacústicas. Assim surgiu o interesse de ampliar os conhecimentos nessa área e trazer informações que contribuíssem para prática clínica. A reflectância da energia pode ser considerada um instrumento valioso por fornecer uma gama de informações do comportamento da orelha média e permitir o estudo de diferentes medidas, por exemplo, a transmitância da energia e absorção de energia. Assim, acredita-se que o uso combinado dos procedimentos da reflectância da energia, dos reflexos acústicos e das emissões otoacústicas possa viabilizar um diagnóstico mais seguro na detecção de discretas alterações na orelha média.

1.1 OBJETIVO

Verificar a correlação entre as medidas de reflectância da energia acústica de banda larga com as medidas das emissões otoacústicas e imitanciométricas em recém-nascidos.

Objetivos específicos:

1. Descrever o padrão da curva de reflectância da energia para estímulos *chirp* e tom puro.
2. Analisar a concordância entre as medidas de reflectância para os estímulos *chirp* e tom puro.
3. Comparar a amplitude das emissões otoacústicas por estímulo transiente com o tipo de curva timpanométricas e as médias da reflectância da energia.
4. Correlacionar o limiar do reflexo acústico ipsilateral com a amplitude das emissões otoacústicas por estímulo transiente.
5. Descrever o padrão das curvas timpanométricas e dos reflexos acústicos ipsilaterais com as frequências de sonda de 226 Hz e 1000 Hz

REVISÃO DA LITERATURA

2 REVISÃO DA LITERATURA

Neste capítulo são apresentados os principais conceitos e estudos relacionados a esta pesquisa. Iniciando com medidas de reflectância acústica de banda larga, seguido da timpanometria, reflexo acústico e por fim emissões otoacústicas por estímulo transiente. O desenvolvimento do texto seguiu a sequência de encadeamento de ideias.

2.1 REFLECTÂNCIA DA ENERGIA ACÚSTICA DE BANDA LARGA

No processo de transmissão do som, em condições normais, a energia acústica se propaga pelo meato acústico externo, e é transmitida através do sistema da orelha média para a cóclea. A orelha média age como um transformador de impedância, para aumentar a eficiência de transmissão do som entre o ar de baixa impedância do meato e os fluidos de alta impedância da cóclea (Margolis e Hunter, 2001). Entretanto, o sistema de transmissão da orelha média não é perfeito, e parte da energia incidente no tímpano é absorvida, enquanto o restante é refletido de volta para dentro do meato auditivo externo (Stinson, 1990; Voss e Allen, 1994).

A magnitude e a latência da energia acústica que é refletida pelo tímpano, em (Keefe et al., 1992) função da frequência, é um indicador útil do estado da orelha média, pois a energia acústica refletida, que é significativamente diferente em magnitude ou latência daquela de uma orelha normal, provavelmente revelará a natureza de uma alteração (Allen et al., 2005). Uma técnica de avaliação da orelha média, explorada na última década, pode quantificar a energia sonora absorvida e refletida no meato acústico externo. Alguns autores utilizaram diferentes termos para

nomear essa técnica: Keefe et al. (1992), Shahnaz et al. (2008b) e Hunter et al. (2008, 2010) denominam *reflectância de banda larga*; Allen et al. (2005) denominam *medidas de energia de banda larga da orelha média*; enquanto Keefe et al. (2000), Van der Werff et al. (2007), Sanford et al. (2009) e Werner et al. (2010) denominam *função de transferência acústica de banda larga*. Este estudo adotou a denominada de *reflectância de banda larga (RBL)*.

Medidas baseadas em energia, como as medidas de RBL, fornecem informações importantes sobre a função da orelha média e podem explicar variações na forma como a orelha média recebe, absorve e transmite a energia sonora (Keefe et al., 1993). A RBL foi desenvolvida para medir a função da orelha média em uma ampla faixa de frequências (Keefe et al. 1992) e está emergindo como uma ferramenta clínica útil proposta para o diagnóstico alternativo à timpanometria (Keefe e Levi, 1996; Margolis et al., 1999; Feeney et al., 2003a; Allen et al., 2005; Van der Werff et al., 2007; Shahnaz et al., 2008a, 2009). A RBL refere-se a um conjunto de medidas que podem ser usadas para representar o comportamento acústico da orelha, por exemplo: impedância, admitância, reflectância, transmitância e reflectância de potência* (Hunter et al., 2008; Merchant et al., 2010).

A reflectância (R) foi definida por Rabbitt (1990) como uma grandeza complexa que pode ser interpretada pela razão entre a onda da pressão refletida e a onda da pressão incidente dentro do meato auditivo. É calculada a partir da impedância (Z) normalizada do meato auditivo como segue:

* Reflectância de Potência é um termo preferido sobre o termo comumente empregado de Reflectância de energia. A potência é a transferência de energia por unidade de tempo, enquanto que a energia é medida durante um período de tempo específico (Merchant, 2010).

$$R(f) = \frac{Z_{ear}^N(f) - 1}{Z_{ear}^N(f) + 1}$$

Onde f é frequência e $Z_{ear}^N(f)$ é a impedância normalizada tal que $Z_{ear}^N(f) = \frac{Z_{ear}(f)}{\frac{d}{A}v}$ onde d é a densidade do ar, v é a velocidade do som no ar, e A é a área transversal do meato auditivo na localização da medida no meato. R é a função de transferência entre as ondas de pressão refletida e a incidente, enquanto Z é a função de transferência normalizada entre a pressão e a velocidade do volume (Voss e Allen, 1994).

A partir da reflectância $R(f)$, pode-se calcular uma quantidade chamada de reflectância da energia (RE), onde:

$$RE(f) = |R(f)|^2$$

A reflectância da energia é a razão entre a energia refletida e incidente apresentada no meato acústico por meio de uma sonda, que revela quanto de energia é refletida pela membrana timpânica e quanto é absorvida pela orelha média. A RE varia em função da frequência e depende de como a impedância acústica do tímpano varia com a frequência, sendo um número real na faixa entre 0 e 1. $RE(f) = 0$ representa toda energia transmitida para orelha média enquanto $RE(f) = 1$ representa toda energia refletida na membrana timpânica de volta dentro do meato auditivo (Stinson, 1990; Voss e Allen, 1994; Allen et al., 2005; Voss et al., 2008).

Existem variáveis derivadas da reflectância da energia como a absorção e transmitância de energia (Allen et al., 2005; Hunter et al., 2008). A absorção $A(f)$ é calculada como a subtração do valor 1 pelo valor da reflectância da energia, dada pela fórmula:

$$A(f) = 1 - |R(f)|^2$$

A transmitância da energia $T(f)$ é a absorção da energia transformada em uma escala em decibel como segue:

$$T(f) = 10 \log_{10} (1 - |R(f)|^2)$$

A transmitância da energia, por ser medida em escala de decibel (dB), reduz a variabilidade da reflectância da energia nas frequências mais baixas e mais altas e, também, fornece uma medida que pode ser comparada com outros dados, tais como limiares auditivos e níveis de resposta das emissões otoacústicas (Allen et al., 2005).

Os sistemas desenvolvidos por Voss e Allen (1994) e Keefe et al. (1992, 1993) são os mais conhecidos para medir as variáveis da reflectância de banda larga. O primeiro sistema, o *Middle-Ear Power Analyzer* (MEPA), da Mimosa Acústica, tem o procedimento de calibração e o sistema semelhante ao descrito e usado por Voss e Allen (1994), e utiliza a pressão ambiente para medir a reflectância da energia ou parâmetros relacionados. O segundo sistema, a timpanometria de banda larga (*Reflwin software*), é um sistema de investigação desenvolvido por Douglas Keefe (1992, 1993), comercializado pela *Interacoustics*. Esse sistema é capaz de medir a reflectância da energia ou parâmetros relacionados à pressão ambiente, bem como pontos de pressão múltipla, e pode ser usado para medir a timpanometria e o reflexo acústico da orelha média. O procedimento de calibração e o sistema é semelhante ao descrito e usado por Keefe et al. (1993) e Keefe e Levi (1996).

Para medir a reflectância da energia por meio do método desenvolvido por Voss e Allen (1994) e Keefe et al. (1992, 1993), utiliza-se uma técnica de calibração com um dispositivo de multicavidades e uma sonda inserida no meato auditivo com um fone (receptor) e um microfone (transmissor). O fone gera o som teste, enquanto

o microfone mede a pressão no meato auditivo. É possível medir a reflectância da energia utilizando o estímulo *chirp* de banda larga ou o tom puro, e abrange uma ampla faixa de frequências, de 62 a 13000 Hz, que depende do equipamento e método de calibração (Keefe et al., 1992; Hunter et al., 2008). A calibração requer um sistema sensível para medir a reflectância da energia, ou a energia sonora que não é absorvida pela orelha média depois de um som ser apresentado na orelha externa (Voss e Allen, 1994).

As medidas de RBL têm algumas vantagens sobre a timpanometria convencional de frequência única: (i) a localização da sonda no meato acústico externo não é tão crítico, especialmente em altas frequências; (ii) abrange uma ampla faixa de frequências; e (iii) não requer pressurização do meato acústico. O tempo necessário para completar uma varredura completa da reflectância da energia em ampla faixa de frequências é menor do que a timpanometria de multifrequência e pode fornecer um teste mais sensível na avaliação de alterações de orelha média (Keefe e Levi, 1996; Feeney et al., 2003a; Keefe e Simmons, 2003).

Nas regiões de baixa e de alta frequência, a resistência do tímpano é tipicamente pequena comparada com a sua reactância, enquanto que na região das frequências médias a resistência é maior do que a combinação da reactância de rigidez e de massa. A reactância de rigidez e de massa da orelha média normal interagem de forma complexa e, em grande parte, se anulam na região das frequências entre 1000 e 5000 Hz. Assim, a maior parte da energia incidente que atinge o tímpano nesta região é absorvida pela orelha média e transmitida para a orelha interna. Na região de frequência entre 1000 e 5000 Hz, a característica da

impedância do tímpano é, aproximadamente, igual à do meato acústico (Allen et al., 2005).

A reflectância da energia em pressão ambiente em adultos é tipicamente perto de 1,0 nas baixas frequências, mas diminuem gradualmente com a frequência para um mínimo, próximo de 4000 Hz, e cresce com o aumento das frequências com a reatância de massa que determina a maior contribuição para a impedância do que a encontrada em frequências mais baixas. Em todas as idades, a reflectância da energia é maior nas frequências abaixo de 1000 Hz e acima de 4000 Hz, e menor na região das frequências entre 1000 e 4000 Hz que corresponde à região de frequência mais efetiva da função de transferência da orelha média, sendo a mais importante para a percepção da fala (Stinson, 1990; Keefe et al., 1993; Voss e Allen, 1994; Keefe e Levi, 1996). Os neonatos têm menor reflectância nas baixas frequências comparado com adultos, mas similar nas altas frequências (Keefe et al., 1993). Uma possível causa para este fato é a perda de energia, a partir da flacidez da parede do canal, apresentada nos neonatos. O movimento da parede do canal não é significativo para a região de frequências de 2000 – 4000 Hz, e tem sido relatado que a alta reflectância ocorre em orelha média com alterações (Keefe et al., 2003).

A reflectância da energia pode ser uma ferramenta útil no diagnóstico para discriminação entre os padrões normal e alterado da orelha média. No entanto, o efeito de diferentes patologias da orelha média sobre o valor preditivo de medidas de reflectância da energia não tem sido extensivamente estudado. A sua utilização, em última análise, depende da compilação de dados normativos nos quais as medidas de reflectância diferem entre o normal e o alterado.

Medidas de RBL têm sido relatadas por vários pesquisadores. A seguir, são descritos alguns dos últimos trabalhos realizados com neonatos apresentados.

Keefe et al. (2000) registraram as medidas de admitância e reflectância acústica de neonatos em quatro centros médicos diferentes. Foram três grupos: (i) neonatos saudáveis sem indicadores de risco; (ii) neonatos saudáveis com pelo menos um indicador de risco; e (iii) neonatos de unidade de terapia intensiva neonatal (UTIN). Das 4.031 orelhas avaliadas, apenas os resultados de 2.081 orelhas foram analisadas considerando as seguintes variáveis: energia reflectância, volume equivalente e conductância acústica. Os resultados sugeriram que as orelhas esquerdas e as orelhas femininas foram acusticamente mais rígidas e mostraram que a taxa de falso positivo das emissões otoacústicas evocadas por estímulo transiente (EOAT) foi, significativamente, reduzida devido ao teste da admitância e reflectância acústica. O teste de reflectância acústica em neonatos com menos de 24h de idade mostrou-se sensível à presença de vernix e outros materiais pós-parto. Concluiu-se que o teste de admitância-reflectância forneceram informações sobre o estado da orelha média de neonatos, que podem ser úteis na interpretação dos testes da TANU, e que uma boa vedação no meato auditivo é fundamental para medidas precisas.

Van der Werff et al. (2007) analisaram a confiabilidade do teste-reteste de medidas da reflectância de banda larga em 127 crianças de duas a 24 semanas e em 10 adultos. Com a sonda inserida na orelha, foram obtidas duas medidas, e logo após a reinserção da sonda outra medida foi obtida, num total de três medidas. As diferenças médias de teste-reteste foram maiores para a condição de reinserção e para as frequências abaixo de 500 Hz. Enquanto as baixas frequências são variáveis, as diferenças teste-reteste foram menores na faixa de frequências médias que é

considerada a mais sensível à disfunção da orelha média. O desempenho de reteste não diferiu entre crianças que passaram ou falharam na triagem das emissões otoacústicas. A RBL na faixa de frequência entre 630 e 2000 Hz foi maior em crianças que não passaram na triagem EOAT do que para aqueles que passaram e, presumivelmente, tinham função normal da orelha média. Os autores relataram, ainda, que as crianças que não passaram no reteste da triagem EOAT apresentaram RBL significativamente maior na faixa de frequência de 630 a 2000 Hz, em comparação com aquelas que passaram no reteste da triagem EOAT, sugerindo a presença de algum tipo de disfunção condutora que pode ter contribuído para a falha na triagem das emissões otoacústicas. Os resultados deste estudo mostraram que o teste-reteste da RBL é satisfatório em qualquer ambiente, embora cuidados devam ser tomados para garantir o vedamento adequado da sonda.

Shahnaz (2008b) estudou dois grupos de participantes: (i) 26 recém-nascidos de UTIN, com idade gestacional média de 37,8 semanas; e (ii) 62 adultos com audição normal. Os resultados demonstraram que existe uma separação entre os recém-nascidos de UTIN e adultos para respostas abaixo de 727 Hz, onde os recém-nascidos de UTIN apresentaram valores de reflectância menores do que os adultos. Em geral, os recém-nascidos de UTIN tiveram a reflectância mínima em torno de 2000 Hz, isto é, a maioria da energia incidente foi absorvida pela orelha média e uma porção menor foi refletida. A orelha média dos neonatos de UTIN é mais eficiente na transferência de energia na faixa de frequência entre 1200 - 2700 Hz do que a orelha de adultos. Em contrapartida, a orelha do adulto é mais eficiente na faixa de frequência de 2800 - 4800 Hz. Nas frequências mais baixas, os recém-nascidos de

um mês de idade de Keefe e Levi (1996) têm valores menores (mais próximos de zero) da reflectância da energia que os de UTIN.

Hunter et al. (2008) avaliaram 159 orelhas de 81 crianças com idade entre três dias a 47 meses. Dentre esta população, 138 orelhas foram classificadas como normais e 21 como alteradas. As crianças foram separadas em grupos, de acordo com a idade. Os resultados indicaram que as medidas da RBL tinham confiabilidade de teste-reteste; a reflectância da energia foi significativamente maior nas orelhas com otite média, e nenhum efeito significativo de idade foi encontrado desde o nascimento até os três anos de idade, dentro da faixa de frequência testada, exceto em 6000 Hz. Como também não foram encontrados efeitos significativos de orelha ou de sexo. Quanto ao uso dos estímulos de *chirp*, ou tom puro, os resultados foram equivalentes, assim ambos podem ser usados nas medidas da reflectância da energia.

Sanford et al. (2009) conduziram um estudo em 230 neonatos saudáveis. As medidas foram, geralmente, feitas durante os primeiros dois dias de vida (idade média de 25,5 horas, DP 8,0 horas) e a TANU por emissões otoacústicas evocadas produto de distorção (EOAPD) foi usada para determinar o estado das 455 orelhas (375 passaram e 80 falharam). Os resultados das orelhas que passaram foram comparados com o grupo de orelhas que não passaram na triagem de EOAPD, e observou-se que as medidas de reflectância da energia poderiam ser úteis na detecção de líquido em orelhas de recém-nascidos. Na comparação dos testes da orelha média, as medidas de transferência da função acústica de banda larga mostraram previsão superior à timpanometria com sonda de 1000 Hz para o estado de EOAPD, a timpanometria apresentou uma área sob a curva ROC de 0,72 comparado com 0,90 para reflectância. Em geral, as orelhas que passaram nas EOAPD tiveram maior

absorção de energia, indicando um caminho condutivo mais eficiente. Assim, as medidas de transferência da função acústica de banda larga podem ser usadas para avaliar o estado da via de condução do som de forma rápida e objetiva, com uso potencial em programas de TANU, pois forneceram dados que sugeriram que muitas falhas na TANU são consequência de déficit transitório na via de condução do som.

Hunter et al. (2010) avaliaram 324 neonatos, normalmente, dentro de 48 horas após o nascimento, em dois locais de teste, com o objetivo de desenvolver dados normativos para reflectância de banda larga, e comparar o desempenho do teste com timpanometria 1000 Hz para a previsão de resultados da triagem por EOAPD. Com a comparação dos resultados, a reflectância demonstrou melhor discriminação de EOAPD em faixas de frequências que envolvem 2000 Hz, e maior identificação do estado de EOAPD, de passa e falha, do que a timpanometria de 1000 Hz. Os neonatos que falharam na triagem de EOAPD foram fortemente associados com o aumento da reflectância de banda larga, sugerindo alteração da orelha média. Ainda, houve diferenças significativas na reflectância em função do estado de EOAPD e frequência, mas não em função do sexo ou da orelha. O uso dos estímulos tom puro ou *chirp* produziram os mesmos valores na reflectância.

Merchant et al. (2010) avaliou dois grupos: um com sete recém-nascidos saudáveis de idade entre três a cinco dias, e outro com 11 lactentes de idade entre 28 a 34 dias. Não houve diferença significativa entre a reflectância da energia e transmissão de energia na comparação entre os grupos, embora os resultados sugerissem uma possível diferença, perto de 2000 Hz. Não houve diferença entre as orelhas masculinas e femininas, porém, foram encontradas diferenças pequenas, mas significativas, entre a orelha esquerda e a direita em três faixas de frequência que

abrange 500 a 4000 Hz, onde a reflectância da energia média prevista para a orelha esquerda difere da orelha direita por 0,02 - 0,07 dependendo da faixa de frequência. A reflectância da energia pode ser influenciada pela presença de vernix ou líquido amniótico no meato auditivo nas primeiras horas após o nascimento.

2.2 TIMPANOMETRIA

A timpanometria é um teste audiológico objetivo que mede a impedância acústica (Z) ou admitância acústica (Y) da orelha em função da pressão no meato auditivo. Essas duas medidas são recíprocas, tal como demonstrado na equação $Y = 1/Z$ (Liden et al., 1977; Margolis e Hunter 2001; Carvallo et al. 2009). A admitância acústica é definida como a razão entre a velocidade e volume de pressão sonora (Van Camp et al., 1986), e geralmente é utilizada na medida do teste por permitir cálculos matemáticos mais simples.

A timpanometria fornece informações sobre as estruturas que participam do mecanismo de condução aérea do som até a orelha interna, e revela como o fluxo de energia atravessa a orelha média, enquanto uma pressão de ar é variada no meato acústico externo. As variações registradas do nível de pressão sonora indicam a mudança relativa de impedância do tímpano e da orelha média (Liden et al., 1974), e são captadas e gravadas pelo analisador da orelha média, o qual gera um gráfico denominado timpanograma. No timpanograma, a pressão do ar é representada no eixo x, em decaPascal (daPa) e a admitância no eixo y, em mmho (Liden et al., 1977; Carvallo, 2003; Northern e Downs, 2005).

O teste timpanométrico é usado para avaliar as características acústicas do sistema da orelha média. Ele analisa as condições funcionais da orelha média como a

dinâmica da cadeia ossicular, a pressão da orelha média, a cavidade timpânica e a função da tuba auditiva (Liden et al., 1974, 1977).

Os equipamentos digitais oferecem como opções a medida em admitância, susceptância (B) e conductância (G), sendo que na admitância a maioria dos testes utiliza a frequência da sonda de 226 Hz, que é chamada de timpanometria convencional, e na B/G, geralmente, os testes utilizam frequências mais altas que a de 226 Hz (Carvallo et al, 2009).

O método mais popular para a interpretação qualitativa dos timpanogramas de admitância é o tipológico, desenvolvido por (Liden, 1969), e depois modificado por (Jerger, 1970). O mais utilizado para a interpretação qualitativa dos timpanogramas de susceptância e conductância é o desenvolvido por (Vanhuyse et al., 1975).

A classificação dos timpanogramas de admitância é feita de acordo com as características de altura e localização do pico timpanométrico: curva tipo A considerada normal; curva tipo B - curva plana; e curva tipo C - pico negativo. Ainda existem os tipos de curva pico duplo - PD (Liden et al., 1974), e o tipo de curva assimétrica - AS (Margolis e Smith, 1977).

A classificação de (Vanhuyse, et al., 1975) baseia-se nas mudanças do timpanograma de reactância de valores negativos para valores positivos, classificados de acordo com o número de picos positivos e negativos (extremos) nos padrões de B/G e prevê quatro padrões timpanométricos em 678 Hz (Figura 1). (Margolis et al., 1993) estenderam esse modelo para frequências de sonda mais alta. O *padrão 1B/IG* ocorre quando a reactância é negativa (rigidez dominante) e seu valor absoluto é maior do que a resistência em todas as pressões; o *padrão 3B/IG*

ocorre quando a reactância é negativa e seu valor absoluto é menor do que a resistência em baixas pressões, porém, maior que a resistência em altas pressões; o *padrão 3B/3G* ocorre quando a reactância é positiva (massa dominante) e menor do que a resistência em baixas pressões e negativa em altas pressões; o *padrão 5B/3G* ocorre quando a reactância é positiva e maior resistência em baixas pressões e negativa em altas pressões (Vanhuyse et al., 1975). A classificação *1B/1G S* é considerada como uma variante do *padrão 1B/1G*.

Figura 1 - Classificações dos timpanogramas B/G (Vanhuyse et al., 1975)

Equipamentos atuais fornecem, além dos dados quantitativos, dados qualitativos que, analisados conjuntamente, contribuem para uma interpretação mais confiável do teste. As normas de classificação foram estabelecidas baseadas nos estudos de Margolis e Hunter (2001).

A análise quantitativa dos timpanogramas é composta por quatro medidas: (a) o volume do meato acústico externo (V_{mae}) - é uma admitância acústica estimada do volume entre a ponta da sonda e a membrana timpânica; (b) admitância acústica estática de pico compensado (Y_{mt}) - descreve a amplitude do pico do timpanograma

medida no plano da membrana timpânica; (c) pressão do pico do timpanograma (PPT) - medida em daPa, expressa a pressão em que ocorre a admitância máxima, que é uma medida indireta da pressão da orelha média; e (d) largura timpanométrica (LT) - corresponde à largura da curva na escala de pressão (daPa) no ponto médio do valor da Y_{mt} . (Fowler e Shanks, 2002).

As características físicas do Sistema Auditivo Periférico (massa, rigidez e atrito) interagem entre si, governando a transferência de energia do meato acústico externo para a orelha interna, pois os efeitos combinados possibilitam maior ou menor transferência de energia (Carvallo et al., 2003).

A transmissão dos sons graves é controlada pelo efeito de rigidez do sistema, enquanto a dos sons agudos é controlada pelo efeito de massa. Dessa forma, quando se utiliza uma frequência baixa da sonda, avalia-se a resultante do efeito de rigidez sobre a passagem desse som e quando é utilizada uma frequência alta de sonda é avaliado o resultado do efeito de massa do sistema sobre a passagem do som (Shanks, 1984; Meyer et al., 1997).

Para investigar os efeitos de massa e rigidez, utiliza-se a modalidade de susceptância e para investigar os efeitos da resistência, utiliza-se a de conductância. Os efeitos de massa e de rigidez exercidos pelo sistema tímpano ossicular são modificados em função da frequência do tom incidente (Margolis e Hunter, 2001).

2.2.1 TIMPANOMETRIA EM RECÉM-NASCIDOS

Em recém-nascidos, a compliância da orelha média é mais baixa e a resistência é mais alta comparada com a dos adultos, e menos energia é transmitida à orelha média. Além disso, a frequência de ressonância da membrana timpânica é mais

baixa, havendo uma maior contribuição da massa para a impedância (Keith, 1975; Holte et al., 1991; Mckinley et al., 1997). A orelha média evolui de um sistema de massa dominante para um sistema de rigidez dominante (Holte et al., 1991; Meyer et al., 1997). Assim, os princípios matemáticos subjacentes às medidas timpanométricas no sistema de rigidez dominado de adultos não são aplicáveis aos lactentes (Margolis e Hunter, 2001).

As mudanças significativas de desenvolvimento nas propriedades físicas da orelha externa e média, que ocorrem durante os primeiros quatro-seis meses de vida, têm efeitos significativos sobre a interpretação das respostas dos testes de função da orelha média (Holte et al., 1990; Keefe e Levi, 1996).

As características incomuns nos timpanogramas dos neonatos têm sido atribuídas às diferenças fisiológicas entre as orelhas dos neonatos e adultos (Sprague et al., 1985). Dentre essas diferenças, pode-se incluir: (i) distensão das paredes do meato acústico externo; (ii) mastóide e cavidade da orelha média; (iii) mudança na orientação da membrana timpânica; (iv) fusão do anel timpânico; (v) diminuição da massa da orelha média (devido às mudanças na densidade óssea e perda do mesênquima); (vii) compressão da junção ossicular; (viii) aproximação do estribo ao ligamento anular; e (ix) formação óssea da parede do meato acústico externo (Keith, 1975; Holte et al., 1991; Keefe et al., 1993).

Keith (1973, 1975) e Bennett (1975) avaliaram recém-nascidos com frequência de sonda de 220 Hz, e relataram ocorrência de timpanogramas pico duplo. Outros pesquisadores constataram que crianças com menos de seis meses de idade apresentaram timpanogramas com curvas tipo normais, tipo pico único ou pico duplo, com sonda de 226 Hz, mesmo quando uma otite média com efusão estava

confirmada cirurgicamente, portanto, essa frequência de sonda para o diagnóstico de alteração da orelha média apresenta uma baixa sensibilidade (Paradise, 1976; Hunter e Margolis, 1992; Rhodes et al., 1999).

Além disso, o meato auditivo do recém-nascido é distensível quando aplicada uma pressão sonora por causa do subdesenvolvimento da parte óssea do meato. Portanto, para um sistema de massa dominante dos recém-nascidos, deve ser utilizada uma alta frequência de sonda na avaliação da função da orelha média (Marchant et al., 1986), pois o efeito de massa sobre a passagem do som é mais adequado quando é usada uma frequência de sonda de 1000 Hz.

A seguir, são apresentados alguns estudos mais recentes realizados com recém-nascidos.

Calandruccio et al. (2006) gravaram timpanogramas de multifrequências em 33 recém-nascidos e crianças (12 do sexo feminino, 21 do sexo masculino), com idade entre quatro semanas a dois anos de idade, e de 33 participantes adultos para grupo controle. Este estudo teve como objetivo descrever padrões de timpanogramas usando o modelo do Vanhuyse et al. (1975) e fornecer dados normativos com frequências da sonda de 226, 630 e 1000 Hz. Dentre os seis subgrupos etários, o subgrupo de quatro a 10 semanas de idade apresentou 76,9% de tipos de curvas 1B/1G e 23,1% de tipos 3B/1G com a frequência da sonda de 226 Hz. Com a sonda de 630 Hz, o tipo de curva 1B/1G representa mais que 50%, enquanto os tipos 3B/1G e 3B/3G apresentam uma porcentagem semelhante, em torno de 20%, e não foi possível classificar os 10% restantes em uma das quatro classificações de Vanhuyse et al. (1975). As formas dos timpanogramas tornam-se mais complexas à medida que aumenta a frequência de sonda, dessa forma os resultados com a frequência da sonda

de 1000 Hz, a curva tipo 3B/1G, representa um percentual maior do que a curva tipo 1B/1G, enquanto a curva tipo 3B/3G se aproxima do percentual das que não puderam ser classificadas. As porcentagens de tipos timpanogramas deste subgrupo são diferentes dos percentuais para todos os outros subgrupos etários. As diferenças mais notáveis foram o menor percentual de timpanogramas 1B/1G para todas as frequências da sonda e um maior percentual de timpanogramas 3B/3G, especialmente em 600 Hz.

O estudo desenvolvido por (Baldwin, 2006) buscou determinar qual frequência da sonda utilizada na timpanometria seria útil em neonatos e propor um sistema simples de classificação do traçado timpanométrico com as frequências da sonda de 226, 678 e 1000 Hz. Foram realizadas avaliações em dois grupos de neonatos, com idades entre duas e 21 semanas. O primeiro grupo possuía limiares do potencial evocado acústico de tronco encefálico (PEATE) ou EOAT normais e foi comparado com o segundo grupo que tinha perda auditiva condutiva. Os timpanogramas foram classificados pelo método tradicional de Jerger (1970) e por um sistema de classificação adaptado de um sistema descrito por Marchant et al. (1986). A maioria dos timpanogramas registrados em ambos os grupos, com a frequência da sonda de 226 Hz, foram classificados como curvas normais do tipo A, sem diferença significativa na pressão do pico timpanométrico ou na admitância estática. Porém, nos resultados do grupo com alteração de orelha média, foram observadas curvas timpanométricas do tipo A quando utilizada sonda de 226 Hz, enquanto que na frequência da sonda de 1000 Hz resultaram em timpanogramas alterados. A sensibilidade do uso da timpanometria de alta frequência para identificar corretamente alterações de orelha média é $> 0,9$. Assim, foi concluído que o uso da

timpanometria de baixa frequência em neonatos abaixo dos cinco meses de idade não é efetiva, recomendando a timpanometria com sonda de 1000 Hz, como também, que a adaptação proposta do sistema de Marchant et al. (1986) reduz o número de traços inclassificáveis com a frequência da sonda de 1000 Hz.

O estudo de Swanepoel et al. (2007), a fim de descrever dados normativos, realizou, em neonatos com idade entre um e 28 dias, timpanometria com a frequência da sonda de 1000 Hz, e triagem com EOAPD. A curva do tipo A foi encontrada na maioria das orelhas, e apenas 16 orelhas de 267 apresentaram curva do tipo PD. Os valores da admitância estática diferiram significativamente entre sexo e idade e a pressão do pico timpanométrico aumentou com a idade. Foram encontradas diferenças nos resultados entre os sexos e as idades, por isso, a importância de se considerar uma norma para cada uma dessas variáveis. Os resultados também demonstraram que a timpanometria de tom sonda de 1000 Hz é um instrumento com boa sensibilidade para diminuir o falso positivo na triagem.

Silva et al. (2007) descreveram os padrões timpanométricos, com frequências de sonda de 226, 678 e 1000 Hz, de 110 neonatos com idades entre seis a 30 dias e EOAT presentes. Os resultados para a frequência de 226 Hz mostraram um equilíbrio em relação às curvas do tipo A (49,1%) e PD (50,9%). Enquanto na sonda de 1000 Hz foram registrados 70,9% dos timpanogramas curvas do tipo A seguido de 28,2% de timpanogramas assimétricos e 0,9% invertidos. Os resultados mostraram maior ocorrência de curvas do tipo A na frequência da sonda de 1000 Hz.

Alaerts et al. (2007) estudaram 110 crianças entre o nascimento e 32 meses de idade e 15 adultos usando as frequências da sonda de 226 e 1000 Hz, com o objetivo de avaliar a timpanometria em relação à idade e ao sistema de classificação. O

resultado dos timpanogramas usando a frequência de 226 Hz foram classificados segundo o modelo de Jerger (1970), e com a frequência da sonda de 1000 Hz foram classificados tanto pelo modelo de Jerger (1970) como pelo de Vanhuyse et al. (1975). Os dados com frequência de 1000 Hz mostrou ser o mais adequado em crianças com menos de três meses de idade. Em crianças entre três e nove meses, a confiabilidade da timpanometria foi independente da sonda de tom frequência. A partir da idade de nove meses, a timpanometria 226 Hz foi mais apropriada.

O estudo de Mazlan et al. (2007) teve como objetivo comparar a timpanometria com tom sonda de 1000 Hz entre uma amostra de 42 neonatos saudáveis e nascidos a termo (15 meninos e 27 meninas) com EOAT presentes, em duas sessões de testes separados por seis semanas, com idade de 61,7h (média) e de seis - sete semanas de nascido. Os valores médios dos parâmetros de teste da timpanometria e limiares obtidos no reflexo acústico em seis - sete semanas foram, geralmente, superiores aos obtidos com 61,7h de nascimento. Em particular, as diferenças nos valores médios da admitância não compensada em +200 daPa, pico da admitância não compensada, pico de susceptância não compensado, admitância estática de pico compensado, e limiares do reflexo acústico com estímulo ativador de 2000 Hz e de ruído de banda larga, foram considerados estatisticamente significativos. Os resultados deste estudo sugerem a necessidade de ter dados normativos da timpanometria com tom sonda de 1000 Hz e reflexos acústicos distintos para neonatos e para a idade de seis - sete semanas.

No estudo de Huang et al. (2008), a timpanometria, o PEATE, as EOAPD e a tomografia computadorizada do osso temporal, foram realizados em neonatos para identificação de otite média secretora. Os resultados apontaram que a timpanometria

de admitância com frequência da sonda de 1000 Hz foi a mais eficiente para a detecção das otites secretoras.

Mazlan et al. (2010) avaliaram a reprodutibilidade teste-reteste da timpanometria de alta frequência medida em lactentes saudáveis. Um total de 273 foi avaliado duas vezes (teste um e teste dois) no mesmo dia, seguido de mais duas avaliações (teste três e teste quatro) para 118 neonatos que retornaram seis semanas depois. Os resultados não mostraram diferenças significativas dos valores médios dos resultados entre o teste e o reteste da timpanometria em ambas as avaliações e foi encontrada alta reprodutibilidade para todas as medidas da timpanometria em ambos os grupos etários.

2.3 REFLEXO ACÚSTICO IPSILATERAL

O reflexo acústico (RA) é a contração reflexa do músculo estapédio produzida em resposta a um estímulo sonoro de alta intensidade, o músculo estapédio se contrai produzindo uma mudança nas características de admitância acústica do sistema de transmissão da orelha média. Essa resposta depende de um sistema intacto da orelha média, das funções aferentes intactas do oitavo nervo e vias auditivas do tronco cerebral inferior, e da ativação eferente intacta do sétimo nervo (facial) (Hood, 1999; Carvallo et al., 2003).

Em orelhas normais, o reflexo acústico é bilateral e envolve uma cadeia de reações fisiológicas, incluindo a contração do músculo estapédio, o movimento do estribo ínfimo lateralmente, a partir da janela oval, e o enrijecimento da cadeia ossicular e da membrana timpânica (Gelfand e Piper, 1984). Essas reações reduzem a

admitância acústica na superfície lateral da membrana timpânica (Margolis e Levine, 1991; Wiley e Fowler, 1997).

A aplicabilidade clínica da avaliação do reflexo acústico tem como base o estudo desenvolvido por Metz (1946). Neste estudo foi avaliado pacientes com uma variedade de alterações otológicas e determinada as relações entre os limiares do reflexo acústico e a patologia auditiva. O reflexo acústico é afetado por distúrbios da orelha média e por paralisia de *Bell* (Hood, 1999), e sua ausência pode ser causada por perda auditiva condutiva ou neurossensorial, por distúrbios do nervo auditivo (VIII par craniano), ou por distúrbios nos neurônios motores do nervo facial (VII nervo craniano) (Metz, 1946). Entretanto, o reflexo acústico pode ser utilizado para estimar o nível da perda auditiva, distinguir o local da lesão entre as alterações condutivas, cocleares ou retrococleares, e avaliar a função do nervo facial (Jerger et al., 1974b; Alford et al., 1973; Citron e Adour 1978; Carvallo, 2003).

O parâmetro mais importante da medida do reflexo acústico é o limiar do reflexo acústico (LRA). O LRA corresponde à menor intensidade de estímulo ativador capaz de produzir uma contração do músculo estapédio, que modifica a admitância da orelha média. Essa mudança na admitância pode ser detectada como uma deflexão na gravação (Margolis e Hunter, 2001; Northern e Downs, 2005). Para obter o LRA deve-se aplicar degraus de intensidade de cinco dB enquanto se observa o declive do traçado até se alcançar uma resposta reflexa, geralmente, um declive $> 0,02$ ml. (Peterson e Liden 1972). A curva do LRA ocorre paralela à curva do limiar auditivo (Niemeyer e Sesterhenn, 1974).

Com algumas variações entre os estudos, o LRA, em resposta ao sinal de tom puro de 250 Hz a 4000 Hz, situa-se na faixa de 80 a 100 dB NPS, em audição

normal. Quando o estímulo é um ruído de banda larga (*broadband noise*), o LRA é de, aproximadamente, 65 dB NA, sendo 10-20 dB abaixo (melhor) do limiar do tom puro (Jerger, 1970; Margolis e Popelka, 1975; Silman et. al., 1987). A diferença entre o LRA para tom puro e para ruído de banda larga é a base de alguns métodos que tentam identificar ou prever a perda auditiva (Silman et al., 1987). A sensibilidade do músculo à estimulação do reflexo ipsilateral é maior do que a do reflexo contralateral, sendo que a diferença entre os dois está entre dois e 16 dB a mais para o estímulo contralateral (Moller, 1961).

Em geral, o LRA tende a ser elevado ou não mensurável na presença de perda auditiva retrococlear ou perda auditiva condutiva quando comparado com os níveis observados em audição normal ou em perda coclear. Além disso, o LRA tende a ser mais baixo do que o esperado em casos de perda auditiva neurosensorial (Feldman, 1977) e em alguns casos de alteração central do sistema nervoso auditivo (Downs e Crum, 1980).

Os primeiros estudos que registraram os reflexos dos recém-nascidos utilizando instrumentos com frequência da sonda de 220 ou 226 Hz, relataram que a maioria dos recém-nascidos não teve reflexos mensuráveis, ou foram elicitados apenas por estímulos com alta intensidade (Bennett, 1975; Keith, 1975; Keith e Bench, 1978; Weatherby e Bennett, 1980). A alta taxa de ausência de reflexos ou reflexos acústicos elevados quando presente em neonatos pode estar relacionada com a incompatibilidade entre a baixa impedância da membrana timpânica e a alta impedância da orelha média (Silman et al., 1987). Himelfarb et al. (1979) atribuem a ausência de reflexo acústico à alta resistência que impede a detecção de uma mudança na rigidez devido ao reflexo acústico. Em recém-nascidos, a medição do

LRA com estímulos ativadores de tom puro é influenciada pela frequência da sonda (Mazlan et al., 2009).

Com o intuito da aplicação clínica eficaz do reflexo acústico, vários pesquisadores realizaram estudos a respeito de frequência da sonda, de estímulos ativados e de idades. A seguir são apresentados alguns desses estudos.

Keith (1973) relatou a presença de apenas 36% de reflexo acústico usando uma intensidade de 100 dB NA com um tom sonda de 220 Hz e frequências de estímulos ativadores de 500 e 1000 Hz nos 40 recém-nascidos testados, na faixa etária de 36 a 151 horas após o nascimento. Jerger et al. (1974b) avaliaram os reflexos acústicos contralaterais usando o tom sonda de 220 Hz com estímulos ativadores de tons em crianças entre o nascimento e 35 meses de idade, e os resultados mostraram ausência dos reflexos em 93% das crianças a 90 dB NA e em 20% a 110 dB NA.

O estudo de Margolis e Popelka (1975) foi um dos primeiros a investigar o teste de reflexo acústico com um tom sonda de 660 Hz em neonatos e crianças. Sprague et al. (1985), usando um tom sonda de 660 Hz, obtiveram um percentual mais alto de respostas do reflexo acústico em neonatos quando usado um estímulo ativador na frequência de 1000 Hz e ruído de banda larga ipsilateral. Apesar da alta porcentagem da presença do reflexo acústico, quando utilizado um tom sonda de 660 Hz, ainda não se tem a presença de 100%.

No entanto, Weatherby e Bennett (1980) avaliaram 44 recém-nascidos saudáveis, entre 10 e 169 horas, com a frequência da sonda de 1000 Hz utilizando um estímulo ativador de ruído de banda larga e obtiveram respostas presentes do reflexo acústico em 100% nos recém-nascidos testados.

McMillian et al. (1985) investigaram o reflexo acústico ipsilateral e contralateral em neonatos usando tom sonda de frequência 220 e 660 Hz com estímulos ativadores de 500, 1000, 2000 e 4000 Hz. O reflexo ipsilateral e contralateral foram detectados três vezes mais frequentes com a sonda de 660 do que com a sonda de 226 Hz. A faixa de detecção máxima (76%) ocorreu com os estímulos ativadores de 1000 e 2000 Hz ipsilateral e com a sonda de 660 Hz, enquanto o reflexo foi detectado apenas em 24% com a sonda de 220 Hz. Não houve diferença significativa entre os limiares dos estímulos ativadores de 500, 1000, 2000 e 4000 Hz dos neonatos comparados com os limiares dos adultos.

Carvalho e Albernaz (1997) conduziram um estudo do reflexo acústico em 96 orelhas de 50 lactentes com idade entre 13 a 248 dias sem presença de risco para perda auditiva. Foi utilizada uma frequência de sonda de 226 Hz com estímulos ativadores de frequência de 1000, 2000 Hz e ruído de banda larga. A média dos limiares dos reflexos acústicos para 1000 Hz foi de 96,3 dB, para 2000 Hz foi de 95,2 dB, e para ruído branco foi de 83,3 dB. Não houve diferença estatisticamente significativa entre os estímulos de tons puros, mas esses diferiram significativamente da média dos limiares para reflexos de ruído de banda larga. A presença do reflexo acústico foi obtida em todos os lactentes por um ou mais estímulos ativadores.

Rhodes et al. (1999) estudaram o reflexo acústico ipsilateral com tom sonda de frequência de 1000 Hz usando estímulo ativador de 2000 Hz e ruído de banda larga em recém-nascidos na UTIN. De um total de 173 orelhas, o reflexo acústico foi medido com sucesso em 150 (87%) orelhas.

No estudo realizado por Swanepoel et al. (2007), o reflexo acústico foi registrado com sucesso em 94% dos 143 neonatos saudáveis com idade entre um a

28 dias, usando o tom sonda de 1000 Hz e o sinal ativador na frequência de 1000 Hz. Não houve diferença significativa entre o sexo ou idade para os limiares dos reflexos acústicos. A média do limiar foi de 93 dB com uma intensidade máxima de 110 dB e uma intensidade mínima de 60 dB para o estímulo ativador. A faixa de percentil 90% (5 ao percentil 95) foi de 25 dB (80 a 105 dB).

O estudo de Mazlan et al. (2007) avaliou 42 neonatos saudáveis e nascidos a termo (15 meninos e 27 meninas) com idade entre 61,7h (média) e seis – sete semanas e com EOAT presentes. Compararam-se os resultados do reflexo acústico obtidos em duas sessões de testes separados por seis semanas, utilizando a frequência de sonda de 1000 Hz com os estímulos ativados de tom puro 2000 Hz e de ruído de banda larga. A média do limiar do reflexo acústico para o estímulo ativador de 2000 Hz com a idade de 61,7h (média) foi de 73,05 dB NPS e entre seis - sete semanas foi de 79,59 dB NPS e quando utilizado o de banda larga foi de 59,39 e 65,81 dB NPS. As diferenças nos valores médios dos LRA com o estímulo ativador de 2000 Hz e ruído de banda larga foram consideradas estatisticamente significativas. Apesar dos resultados do LRA aumentar com a idade, os coeficientes de correlação entre os resultados encontrados em 61,7h (média) e em seis semanas foram abaixo de 0,6 dB NPS, sugerindo que os resultados obtidos com seis - sete semanas foram diferentes dos obtidos no momento do nascimento.

Mazlan et al. (2009) investigaram a confiabilidade do teste-reteste do reflexo acústico ipsilateral em 219 recém-nascidos saudáveis, com idades entre 24 e 192 horas. Dentre os quais, as respostas de 194 orelhas foram analisadas com o estímulo ativador de frequência de 2000 Hz e 123 com o estímulo de ruído de banda larga com uma frequência de sonda de 1000 Hz. O procedimento foi repetido para

aquisição de dados de reteste. Houve presença do reflexo acústico em 91,3% dos recém-nascidos, enquanto os 8,7% restantes apresentaram ausência de reflexos e curva timpanométrica tipo plana. A média do limiar foi de 76,2 dB NA para o estímulo ativador de 2000 Hz e de 64,9 dB NA para o ruído de banda larga. Os resultados mostraram que o LRA para o reteste não diferiram significativamente daqueles do primeiro teste para ambos os estímulos ativadores ($p > 0,05$), assim apresentou uma alta confiabilidade do teste-reteste.

2.4 EMISSÕES OTOACÚSTICAS

As emissões otoacústicas (EOA) são sons gerados por processos ativos da eletromotilidade das células ciliadas externas (CCE) e refletidos como “ecos” para o meato acústico externo. A cóclea não só recebe o som, mas também produz energia acústica (Kemp, 1978). Essas frequências de áudio são transmitidas a partir da atividade das CCE na cóclea, como uma liberação da energia sonora que, em alguns casos, é espontânea, mas que mais provavelmente é evocada em resposta à estimulação acústica externa (Northern e Downs, 2005).

A existência das EOA fornece evidências de que a cóclea é um participante ativo no processamento de sinais acústicos, no qual movimentos da CCE devem agir para melhorar a sensibilidade e frequência de sintonia da vibração da cóclea. As emissões são de frequência específica e de frequência seletiva, de modo que é possível obter informações sobre diferentes partes da cóclea simultaneamente. As EOA possuem características não lineares e são inibidas por danos ao sistema sensorial, como ocorre na perda auditiva da cóclea (Kemp, 1978).

As EOA podem ser classificadas com base nos tipos de estímulos necessários para evocá-las. Quatro classes distintas, mas inter-relacionadas, podem ser distinguidas: (i) as emissões otoacústicas espontâneas estão presentes praticamente de forma contínua, na ausência de deliberada estimulação acústica; (ii) as emissões otoacústicas evocadas por estímulo transiente (EOAT) são desencadeadas por estímulos breves, como cliques e *tone burst*; (iii) as emissões otoacústicas evocadas estímulo frequência são evocadas por um contínuo tom puro de baixo nível de intensidade; e (iv) as emissões otoacústicas produto de distorção (EOAPD) são desencadeadas por dois tons puros simultaneamente (Probst et al., 1991).

As emissões otoacústicas espontâneas não são consideradas de valor clínico significativo e as emissões otoacústicas evocadas estímulo frequência apresentam um benefício clínico limitado (Lonsbury-Martin et al., 1993). Assim, dentre as pesquisas com objetivo de investigar as aplicações das EOA como um teste de potencial clínico da função coclear, grande parte envolveu estudos de aspectos práticos de EOAT e EOAPD (Kemp, 1986; Probst et al., 1986; Martin et al., 1990; Lonsbury-Martin et al., 1993).

As EOAT são resposta a sinais acústicos de curta duração ("*clicks*", "*tone burst*"), podem ser registradas em quase todas as orelhas normais ou perto de audição normal e avaliava as frequências entre 800 a 4000 Hz (Kemp, 1978), são frequentemente reduzidas em orelhas com perda auditiva neurosensorial discretas e ausentes nos indivíduos com uma perda auditiva coclear superior a 20-25 dB NA (Beppu et al., 1997) ou 30 dB NA (Kemp, 1986; Probst et al., 1986).

EOAPD são evocadas quando o sistema auditivo é estimulado pela interação de dois tons puros primários de frequências diferentes (f_1 e f_2), apresentados

simultaneamente, e representam a resposta não linear da orelha interna aos estímulos tonais. Analisam as frequências sonoras na faixa entre 500 a 8000 Hz. A frequência do f_1 é menor do que a do f_2 e a relação de f_1/f_2 mais utilizada é de 1,22 (Probst e Harris, 1993). O maior produto de distorção ocorre em uma frequência igual a $2f_1-f_2$ (Gorga et al., 1997). As EOAPD podem ser evocadas e gravadas no meato acústico somente quando os estímulos são de intensidade suficiente para desencadear atividade coclear, a orelha média está funcionando normalmente e a função da cóclea para a frequência de estímulo é normal (McPherson e Smyth, 1997).

Os principais usos de EOAT e de EOAPD incluem: a triagem auditiva neonatal universal, o diagnóstico diferencial de perda auditiva e a monitorização da função (Shi et al., 2000). O desenvolvimento do teste do sistema eferente coclear permitiu o uso de EOA para medir a integridade tanto da via auditiva ascendente como da via descendente coclear. (Lonsbury-Martin et al., 1993). EOAT são uma excelente ferramenta de triagem auditiva neonatal, e seu uso tem sido recomendado pelo Joint Committee on Infant Hearing (JCIH 2007). Em favor da triagem auditiva neonatal, os defensores argumentaram que a perda auditiva congênita acomete por volta de dois por 1000 nascidos vivos tornando-se a alteração neurológica ao nascimento mais comum nos Estados Unidos[†].

Estudos como o de Chang et al (1993); Doyle et al. (1997) e Cone-Wesson et al. (2000) revelaram que muitas falhas no teste das emissões otoacústicas em recém-nascidos são atribuídas a vértex na orelha média.

Embora as EOA não seja um teste de acuidade auditiva, é um teste capaz de distinguir indivíduos com audição normal daqueles com perdas auditivas (O'Rourke

[†] <http://www.nidcd.nih.gov/health/statistics/quick.htm>

et al., 2002). O teste é objetivo, preciso, não invasivo, rápido, fácil de administrar e, especificamente, reflete a função da cóclea (Balkany et al. 1994).

Carvallo et al. (1998) estudaram os efeitos da orelha média na captação das EOA, e concluíram que a chance de captação de EOAPD é 78 vezes maior em sujeitos sem alteração de orelha média do que em sujeitos com alterações.

Boone et al. (2005) investigaram 70 crianças com o objetivo de avaliar a prevalência de alteração de orelha média em crianças na triagem auditiva neonatal e rever os resultados dessas crianças com diagnóstico de orelha média com ou sem alteração, após falha na triagem auditiva. Concluíram que a otite média com efusão é uma das causas mais comuns de falsos positivos na triagem auditiva neonatal e deve ser bem investigada antes do diagnóstico definitivo. Visto que a presença de otite média com efusão com falha na triagem auditiva não descarta, necessariamente, uma perda auditiva neurosensorial, pois a perda auditiva neurosensorial foi identificada em 11% das crianças com otite média com efusão após o seu tratamento.

Akdogan e Ozkan (2006) investigaram crianças com otite média secretora com EOAPD e concluíram que a orelha média interferia nas características das EOA.

Linares e Carvallo (2008) estudaram a relação entre ausência das EOAT e as medidas imitanciométricas em 20 lactentes com frequência de sonda de 226 Hz. Foi observada a alteração de orelha média em 75% das orelhas com ausência de reflexos acústicos em todas. Assim, sugeriram que os latentes que falharam nas EOAT tinham alterações discretas na orelha média.

Jardim et.al (2008) avaliaram 150 recém-nascidos de berçário comum e 70 recém-nascidos de UTIN com o objetivo de verificar a eficácia das respostas

auditivas em recém-nascidos de berçário comum e de UTIN, utilizando testes combinados de emissões otoacústicas evocadas transientes e potencial evocado de tronco encefálico automático. Os resultados demonstraram que não existiu diferença estatisticamente significativa entre os testes ao analisar os grupos isoladamente, e foi observada equivalência de ocorrência dos resultados “passa” e “falha” nos procedimentos de EOAT e de PEATE automático para o grupo de berçário comum, e maior precisão na identificação das alterações auditivas em recém-nascidos de UTIN.

Pereira et al. (2010) estudaram o efeito de alterações condutivas em recém-nascidos que falharam na triagem auditiva neonatal. Para tanto, estudaram dois grupos: (i) grupo estudo com 62 crianças que falharam na triagem auditiva neonatal por comprometimento condutivo; e (ii) grupo controle com 221 crianças que passaram na triagem. Concluíram que os recém-nascidos que falharam na triagem no primeiro mês de vida por alteração condutiva têm maior chance de apresentar otite no primeiro ano de vida.

MATERIAL E MÉTODOS

3 MATERIAL E MÉTODOS

O Comitê de Ética em Pesquisa do Hospital Universitário da Universidade de São Paulo, em reunião ordinária, aprovou esta pesquisa e seu termo de consentimento livre e esclarecido – registro CEP-HU/USP: 917/08 – SISNEP CAAE: 0038.0.198.000-09 (Anexo I), e a mudança do título da tese foi aprovada pela comissão supracitada (Anexo II). Os exames foram realizados no serviço de triagem auditiva neonatal do Hospital Universitário, pois todos os participantes nasceram neste hospital. Os equipamentos utilizados foram fornecidos pelo Laboratório de Investigação Fonoaudiológica em Audição Humana do Departamento de Fonoaudiologia, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo. O desenho desta pesquisa é um estudo de casos.

3.1 CASUÍSTICA

Para esta pesquisa foram avaliados 101 recém-nascidos a termo com idade entre 27 e 78h, dentre os quais apenas 77 foram incluídos (40 do sexo masculino e 37 do sexo feminino), conforme ilustrado na Figura 2.

Os critérios de inclusão foram:

- Não possuir indicador de risco para perda auditiva, segundo o *Joint Committee on Infant Hearing* 2007 (JCIH, 2007) (Anexo III);
- Ter presença das emissões otoacústicas por estímulo transiente em ao menos três bandas de frequência;
- Realizar a bateria completa de testes; e

- Termo de consentimento livre e esclarecido assinado pelo responsável do recém-nascido (Anexo IV).

Figura 2 - Esquema da distribuição dos recém-nascidos avaliados para esta pesquisa

Os exames foram realizados no período entre maio de 2010 a julho de 2011. Todos os testes foram feitos com os recém-nascidos em sono natural, posicionados em um berço, fornecidos pelo alojamento, em sala silenciosa. Os equipamentos foram instalados com as especificações técnicas exigidas pelo fabricante. A escolha inicial da orelha direita ou esquerda foi de acordo com o posicionamento do recém-nascido no berço. Iniciou-se com o exame das medidas de EOAT seguido da reflectância de energia. A timpanometria foi realizada por último porque a pressurização e/ou os estímulos utilizados nos reflexos acústicos poderiam despertar o recém-nascido. Os responsáveis foram convidados a participar da pesquisa, e foi esclarecido a finalidade da mesma e o tipo de procedimento realizado. Dessa forma, todos concordaram e autorizaram a utilização dos resultados assinando o termo de

consentimento livre e esclarecido. Os recém-nascidos que falharam na triagem das EOAT foram encaminhados para o reteste na Clínica de Audiologia no Centro de Docência e Pesquisa em Fonoaudiologia do Departamento de Fisioterapia, Fonoaudiologia e Terapia Ocupacional da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo.

Todos os participantes apresentaram presença das emissões otoacústicas por estímulo transiente, em pelo menos, três frequências, com relação sinal-ruído ≥ 3 dB NPS nas bandas de frequência de 1000 e 1500 Hz, e uma relação sinal-ruído ≥ 6 dB NPS nas bandas de frequência de 2000, 3000 e 4000 Hz, com a estabilidade da sonda $\geq 75\%$ e a reprodutibilidade $\geq 50\%$, ou passaram no exame de triagem de EOAT com critério de passa e falha. Os participantes apresentaram respostas da reflectância da energia utilizando o estímulo *chirp* e tom puro e realizaram timpanometria com as frequências da sonda de 226 e 1000 Hz apresentando os resultados dentro do padrão de normalidade: a medida de PPT entre -100 e +100 daPa para ambas as sondas; a medida de $Y_{mt} \geq 0,2$ ml para sonda de 226 Hz e $Y_{mt} \geq 0,3$ mmho para sonda de 1000 Hz. Os reflexos acústicos também foram realizados com as mesmas frequências de sonda, para pesquisa dos limiares com estímulos ativadores de frequência de 1000 e 2000 Hz e o de ruído de banda larga.

3.2 EQUIPAMENTO

Durante a pesquisa, os seguintes equipamentos foram utilizados:

- Analisador de Emissões cocleares *ADS T2001* (*Starkey Laboratories, Inc. Eden Prairie, Minnesota, USA*) e o *AccuScrenPRO* *Madsen* para realização das emissões otoacústicas evocadas por estímulo transiente;

- Analisador de orelha média *MADSEN OTOflex 100 (GN Otometrics)*, com frequência da sonda de 226 e 1000 Hz para medidas da timpanometria de admitância (Y), timpanometria de conductância (B) e susceptância (G), e a pesquisa do reflexo acústico; e
- Analisador de energia acústica da orelha média 3 (*Acoustics' Middle-Ear Power Analyzer – MEPA*, versão 3.3 da Mimosa Acústica, Inc.), que consiste de um computador portátil padrão, marca Dell, com uma placa de som que processa sinais digitais, um cabo que conecta a sonda à placa mãe e funciona como um pré-amplificador, uma sonda acústica ER-10C (*Etymotic Research, Elk Grove Village, Illinois*) com duas saídas e uma entrada (microfone) transdutores, e um dispositivo de calibração de quatro cavidades (CC4-V), para realização da reflectância da energia acústica, transmitância acústica e absorção acústica.

3.3 PROCEDIMENTOS

Em uma mesma sessão de atendimento, os participantes foram submetidos ao teste das medidas de EOAT, da reflectância da energia com estímulo *chirp* e tom puro, e da timpanometria e reflexo acústico com frequências da sonda de 226 e 1000 Hz. Todos os procedimentos foram aplicados em aproximadamente 30-40 minutos por recém-nascido.

Os indicadores de riscos foram levantados a partir de entrevista com a mãe para a obtenção de informações sobre histórico familiar, consanguinidade, etilismo, tabagismo e, também, por meio da análise de prontuários médicos para obtenção dos dados do recém-nascido e os outros fatores de risco segundo o JCIH 2007.

3.3.1 EMISSÕES OTOACÚSTICAS POR ESTÍMULO TRANSIENTE

As EOAT foram realizadas por meio do equipamento *Madsen AccuScrenPRO* triagem com configuração de *PASS* (passa) ou *REFER* (falha). Antes do início da sessão dos testes, foi feita uma checagem de sonda. Uma calibração automática foi realizada com uma oliva de tamanho adequado inserida no meato acústico externo e em seguida o teste foi iniciado. O seguinte protocolo foi aplicado: estímulo acústico *click* não linear, na intensidade de 73 dB NPS (máximo nível de pressão sonora limitado a 85 dB NPS), faixa de frequência de 1.4 a 4000 Hz. Um resultado *PASS* ou *REFER* era indicado pela presença ou ausência de ondas das emissões. Foram considerados os índices relativos aos artefatos (A) e estabilidade do estímulo (S): se o valor A fosse superior a 20% poderia ser indicativo de um teste ruidoso, e o mesmo foi repetido; se o valor S fosse inferior a 80%, a sonda poderia ter-se deslocado ou poderia não ter sido colocada numa posição que fosse possível gravar a resposta, então, o teste era repetido (*Gn Otometrics*, 2011).

Para se obter o registro dos valores da relação sinal-ruído e *response* das bandas de frequências de 1000, 1500, 2000, 3000 e 4000 Hz, foi utilizado o Analisador de Emissões Cocleares ADS T2001. A sonda era inserida no meato acústico externo, com uma oliva de tamanho adequado (a mesma usada nas medidas da reflectância da energia) e se fazia uma calibração automática. O seguinte protocolo foi aplicado: estímulo retangular click [83.3us] 1.0..5.0 kHz, nível: 75 [máximo 85] dB NPS, intervalo de inter-estímulo: 20.0 ms, média de estímulos 400=41.767s e rejeição o mesmo valor, rejeição de ruído: 50.0 dB NPS e filtro de passa banda da *response*: 1.0..5.0 kHz. Os resultados eram apresentados na tela como mostrado na Figura 3, o verde representa as ondas e o amarelo o ruído.

Figura 3 - Tela de resposta das medidas de EOAT da orelha do recém-nascido por meio do analisador de emissões cocleares ADS T2001

3.3.2 REFLECTÂNCIA DE BANDA LARGA

Para a medida de reflectância da energia foi usado o sistema de medidas do *Acoustics' Middle-Ear Power Analyzer – MEPA*, versão 3.3. Antes de cada sessão de teste foi feita a calibração da sonda por meio de um dispositivo de quatro cavidades (CC4-V), na qual o sistema calcula o parâmetro equivalente Thèvenin. Quando a calibração produzia uma taxa de aprovação maior que 90%, os dados foram salvos e usados no exame. A resposta da frequência medida durante o processo de calibração foi utilizada para determinar o equivalente Thèvenin, a fonte de pressão transdutora e a fonte de impedância no meato auditivo externo. As medidas do MEPA dependem da área transversal do meato acústico da orelha no plano de medida, assim como, o Thèvenin equivalente do sistema também depende dessa área, ao qual o sistema está acoplado. Cada cavidade tem um diâmetro idêntico de 0,74 centímetros, que é semelhante à média do diâmetro do meato da orelha humana, conforme determinado por Shaw (1978). O sistema do MEPA estima a área transversal baseada no diâmetro

da oliva usada na medida da calibração. O tamanho da oliva na calibração foi a ER10C-03 (4,3mm) de silicone, com essas olivas o sistema do MEPA utiliza um diâmetro de 4,5 mm em sua calibração, tamanho adequado para neonatos. A oliva da calibração foi a mesma utilizada no teste. Após colocação da sonda na orelha do recém-nascido, iniciava-se uma calibração automática com a frequência de 1000 Hz para estabelecer o nível global para produção do estímulo *chirp* e do tom puro, em seguida iniciava-se as medidas.

O sistema de reflectância de banda larga do Mimosa Acústica adquire dados de reflectância da energia em função da frequência e apresenta valores percentuais graficamente. Entretanto, a versão do equipamento utilizado não disponibiliza os valores específicos de reflectância para cada frequência investigada, é fornecida a curva de resposta das medidas, sem individualização dos dados por frequência.

Assim, foi usado um programa desenvolvido com a linguagem *Visual Basic*, para leitura dos dados. Os arquivos do tipo texto (.txt) gerados pelo equipamento de reflectância foram lidos pelo programa possibilitando a individualização dos dados por frequência, visto que foram dispostos separadamente em células de uma planilha. Os dados foram coletados em 248 frequências de 211-6000 Hz com intervalos de 23 Hz na intensidade de 60 dB NPS por meio dos estímulos *chirp* e tom puro. Cada estímulo tem duração de 0.1 a 10 segundos por ponto. Uma nova janela do software se abria para cada medição da reflectância. Essa janela mostra o espectro de resposta e os níveis de ruído em função da frequência. A resposta da reflectância da energia podia ser medida novamente até que uma curva *smooth* fosse obtida, e os níveis de sinal fossem claramente superiores aos níveis de ruído em todas as frequências (em pelo menos 3 dB acima do assoalho do ruído na menor frequência medida). Quando

uma resposta da reflectância da energia era aceita (Figura 4), a janela da medição fechava e os resultados eram apresentados graficamente na tela (Figura 5).

Figura 4 - Tela de coleta de dados: estímulo *chirp* e estímulo tom puro em recém-nascidos.

Figura 5 - Tela de medidas dos dados coletados com o estímulo *chirp* e o tom puro em recém-nascidos.

Duas curvas com sobreposição visuais significativas foram medidas para verificar uma representação confiável do teste. Os dados podiam ser coletados de forma rápida e cômoda. O tempo de calibração da sonda foi de aproximadamente três minutos. Após a colocação da sonda na orelha do recém-nascido, a calibração era feita em aproximadamente 10s, e o tempo para se obter as medidas da reflectância de banda larga com estímulo *chirp* é menor do que o com o estímulo tom puro (< 20s).

Os parâmetros analisados incluíram a porcentagem da reflectância da energia que é o quadrado da pressão de reflectância, ou a proporção da energia incidente pela energia refletida pela orelha média e cóclea, na faixa de frequência de 258 a 6000 Hz.

3.3.3 TIMPANOMETRIA

A timpanometria foi realizada inicialmente com a frequência da sonda de 1000 Hz seguida da frequência de 226 Hz. A calibração do equipamento utilizando uma cavidade *built-in* 2-ml foi realizada diariamente, e sempre que um desvio na calibração gerasse dúvidas. Durante o teste, uma sonda foi colocada no meato auditivo externo com uma vedação hermética adequada, e um tom com intensidade de 70 dB NPS, tanto para a frequência de 226 Hz como para a frequência de 1000 Hz, foi continuamente apresentado enquanto uma pressão de positivo a negativo era variada, na direção de +200 a -400 daPa, recomendada por Holte et al. (1991), em uma velocidade de 400 daPa/s, recomendado por Margolis et al. (2003). Os seguintes parâmetros foram calculados, automaticamente, para cada timpanograma: volume do meato acústico externo (V_{mae}); admitância da orelha média (Y_{mt}); pressão do pico timpanométrico (PPT); e largura timpanométrica (LT).

Todos os timpanogramas registrados foram avaliados por meio da classificação visual da admitância de Jeger et al. (1975) dentro das classificações: tipo A, AS e PD. Em timpanogramas de pico duplo foram obtidas as medidas do pico mais alto. Um segundo sistema de classificação de curvas timpanométricas foi baseado no modelo de Vanhuyse et al. (1975). Nesse modelo são apresentadas duas curvas timpanométricas separadas, uma para a curva B e outra para a curva G em um único timpanograma. Cinco tipos normais são definidos para classificação: 1B/1G, 1B/1G S, 1B/3G, 3B/3G e 5B/3G.

3.3.4 REFLEXO ACÚSTICO IPSILATERAL

Os reflexos acústicos ipsilaterais foram registrados, com o mesmo analisador de orelha média da timpanometria, *OTOflex 100 (GN Otometrics)*, seguindo a mesma ordem, primeiro a frequência da sonda de 1000 Hz e em seguida a sonda de 226 Hz, com a pressão no meato auditivo ajustada a PPT da timpanometria. Um estímulo ativador foi usado no teste para disparar o reflexo e a resposta comparada na presença e ausência do estímulo ativador. Os ativadores foram estímulos de tom puro de 1000 e 2000 Hz e de ruído de banda larga (RB). No teste, a sonda foi colocada no meato auditivo em que a mudança de admitância estava sendo monitorada e o ativador foi apresentado para a mesma orelha. O reflexo foi considerado presente na menor intensidade que obteve uma resposta reflexa com declive > 0.02 ml. Iniciou-se o teste com a apresentação do estímulo por aproximadamente dois segundos a uma intensidade de 70 dB NA. Se essa ativação resultasse em uma resposta presente, o estímulo era reduzido em degraus de 5 dB NA até o reflexo ser extinto e, então, aumentava-se progressivamente 5 dB NA até ser encontrado o

limiar. Se não houvesse ativação do reflexo, o estímulo em 70 dB NA era aumentado progressivamente 5 dB NA até ser encontrado o limiar (Figura 6). O reflexo foi considerado ausente quando não atingiu o declive > 0.02 ml na saída máxima do estímulo ativador de intensidade de 105 dB NA para a frequência de 1000 e 226 Hz e 100 dB NA para o ruído branco. Para efeito de análise as ausências foram consideradas no nível de 5 dB NA acima da saída máxima do equipamento, o valor de 110 para os estímulos ativadores de 1000 e 2000 Hz e de 105 para o RB. Os parâmetros temporais dos estímulos foram: subida (*rise*) de 0,2 ms; platô de 1,3 ms e descida (*fall*) de 0,5 ms com pausa entre os estímulos de 0,3 ms e tom puro pulsátil.

Figura 6 - Tela da resposta da medida do limiar do reflexo acústico ipsilateral coletado em recém-nascido

3.4 ANÁLISE ESTATÍSTICA

A amostra foi caracterizada quanto à idade e sexo.

As médias das EOAT foram comparadas entre os dois sexos por meio do teste *t-student*. A suposição de igualdade de variâncias foi verificada pelo teste de

Levene (Neter et al., 2005) e a suposição de normalidade foi avaliada por meio da construção de gráficos de probabilidade normal.

As distribuições de porcentagens da configuração das curvas timpanométricas interpretadas por Jerger (1970), nos dois sexos, foram comparadas por meio do teste exato de *Fisher* (Fisher e van Belle, 1993) e as da classificação B/G (Vanhuyse et al., 1975) nos dois sexos por meio do teste da razão de Verossimilhanças. Para a escolha do teste estatístico para avaliar o efeito do sexo nas variáveis quantitativas da timpanometria, verificou-se inicialmente se as distribuições de cada variável nos dois sexos não apresentavam desvios grosseiros da distribuição normal. Para variáveis com distribuição próxima à normal, as variâncias nos dois sexos foram comparadas por meio do teste de *Levene*, e na comparação das médias nos dois sexos foi aplicado o teste *t-Student* (Fisher e van Belle, 1993). As variáveis cujas distribuições apresentaram desvios grosseiros da normal tiveram suas distribuições comparadas nos dois grupos por meio do teste de *Mann-Whitney* (Fisher e van Belle, 1993).

Para medir a correlação entre as EOAT e a reflectância com estímulo *chirp* e tom puro, por configuração B/G em 1000 Hz, nas frequências de 1000, 1500, 2000, 3000 e 4000 Hz foi considerado o coeficiente de correlação de *Pearson* (Fisher e van Belle, 1993).

Procurou-se avaliar se a curva de reflectância com estímulo *chirp* dependia de EOAT, da configuração B/G em 1000 Hz e do sexo. A EOAT foi categorizada em: $response \leq \text{mediana}$ e $response > \text{mediana}$. Para comparar as médias da reflectância nas frequências, configurações, categorias de EOAT e sexo foi aplicada a técnica de Análise de variância com medidas repetidas e, quando necessário, as diferenças entre as médias foram localizadas por meio do procedimento de *Bonferroni* (Neter et al.,

2005). Considerando os resultados obtidos foram construídas as curvas da reflectância *chirp* em função da frequência.

Foi avaliada a concordância entre a reflectância obtida com o estímulo *chirp* e tom puro. Como medida de concordância, foi considerado o coeficiente de correlação intraclass (Fleiss, 1986). Este coeficiente varia de zero a um e, de uma forma geral, valores maiores que 0,75 indicam forte concordância entre as observações nos dois métodos, valores entre 0,40 e 0,75 indicam concordância moderada e valores inferiores a 0,40 indicam concordância fraca. Nas frequências em que não foi obtida concordância forte, as médias de reflectância obtidas com o estímulo *chirp* e tom puro foram comparadas por meio da técnica de análise de variância com medidas repetidas. Foram, também, considerados como fatores o sexo, a configuração B/G e as duas categorias de EOAT ($response \leq \text{mediana}$ e $response > \text{mediana}$).

Para avaliar a associação da *response* da EOAT com as variáveis qualitativas da timpanometria, foram inicialmente avaliadas as distribuições da *response* em cada categoria de resposta dessas variáveis. Como foram observados desvios grosseiros da distribuição normal, a associação foi verificada por meio dos testes não paramétricos de *Mann-Whitney* (para o Tipo) e *Kruskal-Wallis* (para a configuração) (Fisher e van Belle, 1993). Para medir a correlação da *Response* com a PPT, a Y_{mt} , o V_{mae} e a LT foi considerado o coeficiente de correlação de *Pearson* (Fisher e van Belle, 1993). O mesmo coeficiente foi considerado no estudo da correlação dos reflexos e a *response*. Nos testes de hipótese foi fixado nível de significância de 0,05.

RESULTADOS

4 RESULTADOS

Este capítulo apresenta os resultados dos registros das medidas da reflectância da energia com os estímulos “chirp” e tom puro, da timpanometria e reflexos acústicos com frequência da sonda de 226 e 1000 Hz, e das emissões otoacústicas evocadas por estímulo transiente, obtidos de 77 recém-nascidos sem identificadores de risco para perda auditiva segundo o Joint Committee on Infant Hearing (2007). Os gráficos e as tabelas detalhados por sexo, orelha, estímulo, coeficiente e p-valores encontram-se no Anexo VI.

Para um melhor entendimento, o capítulo foi subdividido em três partes:

PARTE I - Caracterização da amostra

PARTE II - Análise descritiva dos resultados

PARTE III - Análise comparativa entre os procedimentos

O conteúdo de cada parte foi reunido de acordo com as análises realizadas dos resultados.

PARTE I - Caracterização da amostra

Para este estudo foram avaliados os resultados de 77 recém-nascidos com idade entre 27 a 78h (Gráfico1) e média 56,5h (DP 11,6h) que obedeceram aos critérios de inclusão, sendo 40 (51,9%) do sexo masculino e 37 (48,1%) do sexo feminino, em um total de 144 orelhas (72 direitas e 72 esquerdas).

O tamanho da amostra foi delineado conforme as especificações dos erros nominais e estatísticos, com base nas medidas de reflectância por estímulo *chirp* e

tom puro na frequência de 258 Hz (podendo ser qualquer frequência). A amostra composta por 77 participantes apresenta um erro nominal de $\frac{1}{4}$ de desvio padrão e um erro estatístico de 3% (Anexo V).

Gráfico 1 - Distribuição da idade dos recém-nascidos (em horas) incluídos na pesquisa

PARTE II - Análise descritiva dos resultados

Nesta parte, a estatística descritiva de cada procedimento é apresentada e ilustrada por meio de tabelas e gráficos, sendo apontados os seus pontos relevantes.

REFLECTÂNCIA DA ENERGIA

A reflectância da energia foi medida com estímulos *chirp* e tom puro em 77 recém-nascidos. Com base nos resultados, a média da reflectância da energia foi similar em ambos os estímulos (Tabela 1 e Gráficos 2 e 3). Nas baixas frequências (258 a 750 Hz) foi observada alta reflectância da energia, enquanto nas médias frequências (1000 a 3000 Hz) obteve-se uma maior absorção da energia, representando uma baixa reflectância. Na frequência de 4000 Hz observou-se uma

alta reflectância e em seguida, houve uma diminuição alcançando uma baixa reflectância na frequência de 6000 Hz. Não existiu diferença significativa entre as médias da reflectância da energia dois sexos ($p=0,698$) na orelha direita e ($p=0,747$) na orelha esquerda.

Como a amostra foi retirada de uma população com resultados normais foram estimados os limites de referência 5% e 95% da reflectância *chirp* a partir dos resultados observados nas duas orelhas.

Tabela 1 - Estatísticas descritivas para a reflectância da energia com os estímulos *chirp* e tom puro para orelhas com estado normal de recém-nascidos com idade entre 27 e 78h

Frequência (Hz)	Estímulo	N	Média	Desvio Padrão	Percentil (%)				
					5	25	50	75	95
258	<i>chirp</i>	131	61,51	20,93	27,95	45,26	60,54	76,59	95,6
	tom puro	144	57,92	20,02	29,6	42,85	55,31	70,11	95,12
492	<i>chirp</i>	144	66,1	14,92	39,27	57,95	67,32	75,2	89,47
	tom puro	144	65,02	14,37	39,24	58,41	65,92	72,96	85,92
750	<i>chirp</i>	144	55,76	13,94	29,22	48,29	56,46	65,53	75,39
	tom puro	144	54,28	13,8	30,3	46,93	55,45	63,83	76,99
1008	<i>chirp</i>	144	37,72	16,72	15,16	23,79	35,23	48,72	67,32
	tom puro	144	37,23	16,63	14,74	23,57	34,62	49,08	69,41
1500	<i>chirp</i>	144	26,59	18,76	3,33	12,89	22,42	36,12	67,76
	tom puro	144	27,29	18,4	3,23	13,75	22,23	36,43	68,44
1992	<i>chirp</i>	144	31,47	20,15	5,99	14,92	29,05	43,46	72,61
	tom puro	144	31,54	19,99	5,96	15,77	28,84	43,17	73,11
3000	<i>chirp</i>	144	44,57	17,1	15,26	33,88	43,03	55,97	72,19
	tom puro	144	44,44	17,35	15,98	32,25	43,76	55,46	73,68
4008	<i>chirp</i>	144	54,87	17,07	25,93	43,35	55,07	66,94	83,76
	tom puro	144	53,66	16,86	26,65	43,48	53,02	64,54	82,01
6000	<i>chirp</i>	132	33,08	23,23	3,45	14,01	28,9	50,23	73,95
	tom puro	144	31,95	24	2,49	12,62	25,28	48,61	74,83

Gráfico 2 - Médias da reflectância da energia com o estímulo *chirp* para orelhas com estado normal de recém-nascidos (27-78h)

Gráfico 3 - Médias da reflectância da energia com o estímulo tom puro para orelhas com estado normal de recém-nascidos (27-78h)

TIMPANOMETRIA

Os achados timpanométricos das sondas de 226 e 1000 Hz foram analisados qualitativamente por meio da classificação de tipo de curvas de Jerger (1970) e da classificação de curvas B/G de (Vanhuyse et al., 1975), e quantitativamente por meio das medidas da admitância acústica estática de pico compensado (Y_{mt}), da pressão do pico timpanométrico (PPT), do volume do meato acústico externo (V_{mae}) e da largura timpanométrica (LT).

Timpanometria com a Frequência da Sonda de 226 Hz

Para a interpretação dos tipos de curvas por meio da classificação de Jerger et al. (1970) foram considerados os resultados de 72 orelhas direitas e 72 orelhas esquerdas que realizaram o teste. A curva do tipo PD foi obtida na mesma proporção (89%) para a orelha direita e para a esquerda, como também, o tipo de curva A apresentou 11% tanto na orelha direita quanto na orelha esquerda (Gráfico 4). Não existiu diferença significativa entre as distribuições de porcentagens nos dois sexos na orelha direita ($p=0,609$) e na orelha esquerda ($p=1,000$).

Quando verificada a simetria do tipo de curva apresentado em ambas as orelhas, a maioria (80,6%) dos recém-nascidos apresentou curva do tipo PD em ambas as orelhas, e 3,0% apresentaram curva do tipo A em ambas as orelhas, conforme dados ilustrativos na Tabela 2.

Gráfico 4 - Distribuições de porcentagens do tipo de curva (classificação de Jerger, 1970) por orelha em recém-nascidos – sonda de 226 Hz

Tabela 2 - Distribuição de simetria dos tipos de curvas (classificação de Jerger, 1970) em ambas as orelhas – sonda de 226 Hz

Orelha direita		Orelha esquerda		TOTAL
		A	PD	
A	N	2	6	8
	%	3	8,9	11,9
PD	N	5	54	59
	%	7,5	80,6	88,1
Total	N	7	60	67
	%	10,5	89,5	100

Legenda: A - curva timpanométrica tipo pico único; PD – curva timpanométrica tipo pico duplo; N- número de ocorrências por orelha; % – percentual de ocorrências por orelha.

Com base na configuração B/G (Vanhuyse et al., 1975) de 70 orelhas direitas e de 69 orelhas esquerdas, a curva do tipo 3B/3G predominou tanto na orelha direita (75,7%) quanto na orelha esquerda (65,2%). Enquanto a curva do tipo 1B/1G obteve o menor percentil de 5,7% na orelha direita e de 5,8% na orelha esquerda (Gráfico 5). Não

existiu diferença significativa entre as distribuições de porcentagens nos dois sexos na orelha direita ($p=0,347$) e na orelha esquerda ($p=0,801$).

Gráfico 5 - Distribuições de porcentagens do tipo de curvas B/G (Vanhuyse et al., 1975) por orelha em recém-nascidos - sonda de 226 HZ

Pouco mais da metade (53,8%) dos recém-nascidos apresentou curva do tipo 3B/3G em ambas as orelhas, enquanto algumas configurações obtidas em pequena quantidade, como a curva tipo 1B/1G (3,1%) e outras não foram obtidas, como a 1B/G e a 3B/1G (0%) em ambas as orelhas (Tabela 3).

Os valores de estatísticas descritivas observados para as medidas de PPT, de Y_{mt} , de V_{mae} e de LT são apresentados na Tabela 4. A média de PPT foi de 3,81 daPa e a média de Y_{mt} foi de 0,39 ml. Não houve diferença significativa entre as médias das variáveis nos dois sexos.

Tabela 3 - Distribuição de simetria dos tipos de curvas B/G (Vanhuyse et al., 1975)
em ambas as orelhas de recém-nascidos - sonda de 226 Hz

Orelha direita		Orelha esquerda				TOTAL
		1B/1G	3B/1G	3B/3G	5B/3G	
1B/1G	N	2	0	2	0	4
	%	3,1	0	3,1	0,0	6,2
3B/1G	N	0	3	4	1	8
	%	0	4,6	6,2	1,5	12,3
3B/3G	N	2	5	35	6	48
	%	3,1	7,7	53,8	9,2	73,8
5B/3G	N	0	0	2	3	5
	%	0	0	3,1	4,6	7,7
Total	N	4	8	43	10	65
	%	6,2	12,3	66,2	15,3	100

Legenda: Curvas timpanométricas tipo B/G; N - número de ocorrências por orelha; % – percentual de ocorrências por orelha.

Tabela 4 - Estatísticas descritivas para as medidas de PPT, de Y_{mt} , de V_{mae} e de LT
em recém-nascidos - sonda de 226 Hz

Medidas	N	Média	Desvio Padrão	Percentil 5%	Mediana	Percentil 95%	IC (95%)
PPT (daPa)	144	3,81	42,24	-64,85	14,50	54,85	0,22
Y_{mt} (ml)	144	0,39	0,12	0,24	0,37	0,61	0,00
V_{mae} (cm ³)	144	0,73	3,62	0,31	0,41	0,59	0,02
LT (daPa)	143	91,74	37,01	55,00	78,00	171,00	0,19

Legenda: V_{mae} – Volume Equivalente do Meato Acústico Externo; PPT – Pressão do Pico Timpanométrico; Y_{mt} – Admitância Acústica Estática de Pico Compensado; LT – Largura Timpanométrica; N - número de ocorrências

Timpanometria com a Frequência da Sonda de 1000 Hz

Nos timpanogramas interpretados por meio da classificação de Jerger (1970) a curva do tipo A representou 90,1% dos resultados tanto na orelha direita quanto na esquerda, enquanto a curva do tipo PD representou apenas 2,8% na orelha esquerda e 4,2% na orelha direita, para isso foram considerados os 71 recém-nascidos que fizeram o teste na orelha direita e os 72 que fizeram o teste na orelha esquerda (Gráfico 6). Não existiu diferença significativa entre as distribuições de porcentagens

do tipo de curva na orelha direita ($p=0,911$) nem na orelha esquerda ($p=0,074$) nos dois sexos.

Gráfico 6 - Distribuições de porcentagens por tipo de curva (Jerger, 1970) por orelhas de recém-nascidos – sonda de 1000 Hz

Investigando a simetria dos tipos de curvas (Jerger, 1970) em ambas as orelhas os resultados mostraram que a curva do tipo A foi obtida em 83,4% em ambas as orelhas dos 66 recém-nascidos analisado, e a curva do tipo PD foi obtida em apenas 3% em ambas as orelhas. Dados apresentados na Tabela 5.

Nos timpanogramas interpretados por meio da classificação de Vanhuyse et al. (1975) a curva do tipo 1B/1G S foi encontrada em 42,0% das orelhas direitas e 44,1% das orelhas esquerdas, e a curva do tipo 1B/1G foi obtida em 29,0% das orelhas direitas e em 29,4% das orelhas esquerdas, porém a curva do tipo 3B/3G só apareceu com 2% na orelha esquerda (Gráfico 7). Não existiu diferença significativa entre as distribuições da classificação B/G nos dois sexos na orelha direita ($p=0,395$) e na orelha esquerda ($p=0,719$).

Tabela 5 - Distribuição de simetria dos tipos de curvas (Jerger, 1970) em ambas as orelhas – sonda de 1000 Hz

Orelha direita		Orelha esquerda			TOTAL
		A	AS	PD	
A	N	55	2	2	59
	%	83,4	3,0	3,0	89,4
AS	N	2	2	1	5
	%	3,0	3,0	1,5	7,6
PD	N	2	0	0	2
	%	3	0	0	3
Total	N	59	4	3	66
	%	89,4	6,1	4,5	100

Legenda: A - curva timpanométrica tipo pico único; PD – curva timpanométrica tipo pico duplo; N- número de ocorrências por orelha; % – percentual de ocorrências por orelha.

Gráfico7 - Distribuições de porcentagens por tipo de curva (Vanhuyse et al., 1975) por orelha – sonda de 1000 Hz

Quando investigado a simetria dos tipos de curvas (Vanhuyse et al., 1975) em ambas as orelhas, os resultados mostraram que a configuração que ocorreu com maior frequência foi a curva do tipo 1B/1G S, 28,6% dos recém-nascidos. A curva do tipo 1B/1G foi observada em 15,9% e a 3B/1G em 12,7% dos recém-nascidos que

tiveram essa configuração em ambas as orelhas. A curva do tipo 3B/3G só apareceu em 1,6% em combinação com a 3B/1G. Esses achados foram observados na análise de 63 recém-nascidos com resultados em ambas as orelhas (Tabela 6).

Tabela 6 - Simetria dos tipos de curvas B/G (Vanhuyse et al., 1975) em ambas as orelhas – sonda de 1000 Hz

Orelha direita	Orelha esquerda				TOTAL
		1B/1G	1B/1G S	3B/1G	3B/3G
1B/1G	N	10	4	3	0
	%	15,9	6,3	4,9	0,0
1B/1G S	N	4	18	5	0
	%	6,3	28,6	7,9	0,0
3B/1G	N	4	6	8	1
	%	6,3	9,5	12,7	1,6
Total	N	18	28	16	1
	%	28,5	44,4	25,5	1,6

Legenda: Curvas timpanométricas tipo B/G; N - número de ocorrências por orelha; % – percentual de ocorrências por orelha.

Estatísticas descritivas para as medidas da PPT, da Y_{mt} , do V_{mae} e da LT são apresentadas na Tabela 7. A média da PPT foi de 14,25 daPa e a da Y_{mt} foi de 0,73 ml. Não houve diferença significativa entre as médias das variáveis nos dois sexos (Tabela de p-valor, Tabelas por sexos e orelhas no anexo).

Tabela 7 - Estatísticas descritivas para PPT, Y_{mt} , V_{mae} , LT da sonda de 1000 Hz

Medidas	N	Média	Desvio Padrão	Percentil 5%	Mediana	Percentil 95%	IC (95%)
PPT (daPa)	134	14,25	39,93	-59,70	18,50	83,00	0,22
Y_{mt} (ml)	134	0,73	0,35	0,31	0,64	1,49	0,00
V_{mae} (cm ³)	143	0,39	1,48	0,15	0,24	0,47	0,01
LT (daPa)	110	108,29	27,82	63,45	107,00	153,75	0,17

Legenda: V_{mae} – Volume Equivalente do Meato Acústico Externo; PPT – Pressão do Pico Timpanométrico; Y_{mt} – Admitância Acústica Estática de Pico Compensado; LT – Largura Timpanométrica; N - número de ocorrências.

Os timpanogramas com frequência das sondas de 226 e 1000 Hz foram interpretados por meio da classificação de Jerger (1970). Cada tipo de curva foi analisada quanto a correspondência de tipo de curva gerada na classificação B/G de Vanhuyse et al (1975). Na frequência de 226 Hz a curva do tipo A foi obtida em 18% das orelhas, as quais apresentaram 50% de curvas do tipo 1B/1B e 50% 3B/1G. Os 82% das curvas foram classificadas como do tipo PD, as quais apresentaram 79% de curvas 3B/3G (Gráfico 8).

Gráfico 8 - Correspondência entre os padrões de classificações dos tipos de curvas (Jerger (1970) e Vanhuyse et al. (1975)) com a sonda de 226 Hz

Legenda: O gráfico em pizza representa a distribuição das curvas com o padrão de Jerger (1970) e as colunas representam as curvas com o padrão de classificação de Vanhuyse et al. (1975).

Nos resultados da sonda de 1000 Hz, a curva do tipo A foi obtida em 90% das orelhas, as quais apresentaram 73% de curvas do tipo 1B/1G e 1B/1G S juntas. A

curva do tipo PD foi obtida em apenas 4% das orelhas, as quais apresentam 80 % de tipo 3B/1G (Gráfico 9).

Gráfico 9 - Correspondência entre os padrões de classificações dos tipos de curvas (Jerger (1970) e Vanhuyse et al. (1975)) com a sonda de 1000 Hz

Legenda: O gráfico em pizza representa a distribuição das curvas com o padrão de Jerger (1970) e as colunas representam as curvas com o padrão de classificação de Vanhuyse et al. (1975).

Na análise da distribuição dos valores de Y_{mt} com o padrão de curvas timpanométricas B/G por sonda, os resultados com a sonda de 226 Hz apresentou a maior média de Y_{mt} na configuração com maior número de picos, entretanto, com a sonda de 1000 Hz ocorreu o inverso. Dados expostos na Tabela 8 e representados no Gráfico 10.

Tabela 8 - Distribuição dos valores da Y_{mt} com as curvas timpanométricas B/G por sonda

Y_{mt}	226 Hz				1000 Hz		
	1B/1G	3B/1G	3B/3G	5B/3G	3B/1G	1B/1G	1B/1G S
N	8	17	98	16	37	40	51
Média	0,37	0,33	0,38	0,49	0,95	0,76	0,56
Desvio Padrão	0,07	0,07	0,10	0,11	0,35	0,35	0,19
Percentil 5%	0,28	0,24	0,24	0,35	0,48	0,38	0,28
Mediana	0,35	0,33	0,36	0,47	0,93	0,64	0,53
Percentil 95%	0,46	0,43	0,53	0,67	1,53	1,55	0,93

Legenda: Os valores de Y_{mt} apresentados nas unidades de medida em ml para a sonda de 226 Hz e em mmho para a sonda de 1000 Hz.

Gráfico 10 - Distribuição dos valores da Y_{mt} em mmho com as curvas timpanométricas B/G por sonda em recém-nascidos

REFLEXO ACÚSTICO IPSILATERAL

A maior média de intensidade do limiar do reflexo acústico foi obtida com o estímulo ativador de frequência de 1000 Hz e a menor com o estímulo ativador de ruído de banda larga tanto na sonda de frequência de 226 Hz quanto na de 1000 Hz. Uma intensidade menor dispara o reflexo acústico na sonda de 1000 Hz em todos os estímulos ativadores quando comparado com os valores da sonda de 226 Hz, esses dados são apresentados na Tabela 9 e no Gráfico 11. Não existiu efeito do sexo nas medidas do reflexo acústico em ambas as sondas.

Tabela 9 - Estatísticas descritivas para os reflexos acústicos ipsilaterais de recém-nascidos nas sondas de 226 Hz e de 1000 Hz

Sonda (Hz)	Estímulo Ativador (Hz)	N	Média	Desvio Padrão	Percentil 5%	Mediana	Percentil 95%	IC (95%)
226	1000	144	97,71	10,85	80	100	110	0,06
	2000	144	94,58	12,60	70	95	110	0,07
	RB	144	87,40	14,94	60	90	105	0,08
1000	1000	143	83,81	7,62	75	85	100	0,04
	2000	143	72,94	13,07	50	70	95	0,07
	RB	143	60,38	13,28	50	55	85	0,07

Legenda: RB - Ruído de Banda Larga; N - número de ocorrências; IC - Intervalo de Confiança

Gráfico 11 - Comparação das médias dos limiares dos reflexos acústicos ipsilaterais de recém-nascidos nas sondas de 226 Hz e de 1000 Hz

O maior percentual de presença (80,6%) do reflexo acústico foi observado com o estímulo ativador de 2000 Hz e o menor (68,1%) com o estímulo ativador de 1000 Hz na frequência da sonda de 226 Hz. Enquanto que na sonda de 1000 Hz a presença foi de 100% para os estímulos ativadores de frequência de 2000 Hz e de RB, e 99,3% de presença para o estímulo ativador de 1000 Hz. Esses dados são ilustrados no Gráfico 12.

Gráfico 12 - Distribuição de porcentagens de ausência e presença do reflexo acústico por estímulo ativador e por sonda de 226 Hz e 1000 Hz

EMISSIONES OTOACÚSTICAS POR ESTÍMULO TRANSIENTE

A seguir são apresentados os níveis de respostas das emissões otoacústicas por estímulo transiente obtidas com o Analisador de Emissões cocleares ADS T2001 (Tabela 10). Na orelha direita a maior e menor média da relação sinal ruído foi apresentada pela frequência de 4000 e 1000 Hz, respectivamente, enquanto na orelha esquerda foi a frequência de 3000 Hz e a de 1000 Hz, o valor da mediana da

response foi de 7,1dB na orelha direita e de 6,45 dB na esquerda. Os resultados obtidos na comparação das variâncias e das médias de EOAT indicam que não houve diferença significativa entre as médias de EOAT nos dois sexos, em todas as frequências, tanto na orelha direita quanto na esquerda. As distribuições de EOAT nas duas orelhas podem ser visualizadas, de forma aproximada, nos *box-plots* no Gráfico 13.

Tabela 10 - Estatísticas descritivas para EOAT (dB) frequência

Frequência (Hz)	Orelha	N	Média	Desvio padrão	Mínimo	Mediana	Máximo
1000	Direita	58	2,55	8,53	-11,1	1,2	23,2
	Esquerda	54	2,04	7,2	-16,1	2,45	16,6
1500	Direita	58	9,96	8,37	-19	9,55	31
	Esquerda	54	10,46	7,14	-8	10,9	26
2000	Direita	58	12,86	7,39	-6,8	11,35	30,7
	Esquerda	54	13,37	6,57	-1,4	13,45	26,8
3000	Direita	58	12,08	6,06	0	10,9	26
	Esquerda	54	11,57	6,66	-1,1	10,95	29,6
4000	Direita	58	12,98	8,51	-9,4	12,6	31,9
	Esquerda	54	12,67	7,74	-2,3	12,25	30,5
<i>Response</i>	Direita	58	8,42	5,25	0,5	7,1	24,9
	Esquerda	54	7,72	4,94	0,5	6,45	21,2

Gráfico 13 - *Box-plots* para EOAT (dB) nas orelhas direita e esquerda por frequência

PARTE III - Análise comparativa entre os procedimentos

Nesta parte a análise foi feita utilizando a frequência da sonda de 1000 Hz. na qual é apresentado as correlações entre de cruzamento de dados correlação incluindo a reflectância da energia, as medidas das emissões otoacústicas e as curvas timpanométricas.

CORRELAÇÃO ENTRE REFLECTÂNCIA DA ENERGIA, MEDIDAS DAS EMISSÕES OTOACÚSTICAS E CURVAS TIMPANOMÉTRICAS

Neste item do estudo procurou-se avaliar se a medida de reflectância da energia dependia do nível de EAOT e das configurações timpanométricas B/G.

A correlação entre as medidas de EOAT e a reflectância da energia foi avaliada pela configuração B/G, em frequências próximas de EOAT e reflectância: 1000, 1500, 2000, 3000 e 4000 Hz, com o estímulo *chirp* e tom puro.

O comportamento conjunto das EOAT e da reflectância pode ser avaliado nos diagramas de dispersão apresentados nos Gráficos 14 (*chirp* na orelha direita), 15 (*chirp* na orelha esquerda), 16 (tom puro na orelha direita) e 17 (tom puro na orelha esquerda). Em algumas frequências e classificações notou-se que a EOAT tende a diminuir com o aumento da reflectância, como, por exemplo, no grupo 1B/1G S na frequência de 1kHz e nos grupos 1B/1G e 3B/1G 2kHz nos Gráficos 14 e 16 (orelha direita). Nos Gráficos 15 e 17 (orelha esquerda) esse comportamento é observado na frequência de 3 kHz nos grupos 1B/1G S e 3B/1G e na frequência de 4 kHz no grupo 3B/1G.

Gráfico 14 - Diagramas de dispersão das medidas das EOAT e a da reflectância com estímulo *chirp* por configuração B/G nas frequências de 1, 1,5, 2, 3 e 4 kHz – orelha direita

Gráfico 15 - Diagramas de dispersão das medidas das EOAT e a da reflectância com estímulo tom puro por configuração B/G nas frequências de 1, 1,5, 2, 3 e 4 kHz – orelha direita

Gráfico 16 - Diagramas de dispersão das medidas das EOAT e a da reflectância com estímulo *chirp* por configuração B/G nas frequências de 1, 1,5, 2, 3 e 4 kHz – orelha esquerda

Gráfico 17 - Diagramas de dispersão das medidas das EOAT e a da reflectância com estímulo tom puro por configuração B/G nas frequências de 1, 1,5, 2, 3 e 4 kHz – orelha esquerda

Não existiu correlação significativa entre as medidas das EOAT e da reflectância da energia na maioria das frequências e grupos. Os valores observados do coeficiente de correlação de Pearson das medidas das EOAT e da reflectância por configuração e frequência são apresentados nas Tabelas 11 e 12. Na configuração 3B/3G houve um menor número de pares de valores de EOAT e reflectância, por essa razão apenas correlações fortes foram consideradas significativas nesse grupo.

Tabela 11 - Valores observados do coeficiente de correlação de Pearson de EOAT e a reflectância com os estímulos *chirp* e tom puro por configuração B/G nas frequências de 1, 1,5, 2, 3 e 4 kHz – Orelha direita

Frequência	Grupo	<i>Chirp</i>			Tom puro	
		N	r	p	r	p
1 kHz	1B/1G	18	-0,02	0,932	-0,21	0,933
	1B/1G S	21	-0,65	0,001	-0,69	0,001
	3B/1G	16	-0,30	0,259	-0,26	0,334
1,5 kHz	1B/1G	18	-0,02	0,925	-0,07	0,774
	1B/1G S	21	-0,07	0,749	-0,06	0,805
	3B/1G	16	-0,01	0,976	-0,02	0,944
2,0 kHz	1B/1G	18	-0,40	0,102	-0,45	0,059
	1B/1G S	21	-0,12	0,620	-0,15	0,514
	3B/1G	16	-0,47	0,064	-0,45	0,079
3,0 kHz	1B/1G	18	-0,05	0,830	-0,11	0,663
	1B/1G S	21	0,25	0,269	0,17	0,476
	3B/1G	16	-0,32	0,231	-0,30	0,254
4,0 kHz	1B/1G	18	0,25	0,364	0,31	0,257
	1B/1G S	21	-0,10	0,674	-0,11	0,627
	3B/1G	16	-0,23	0,402	-0,3	0,283

Legenda: Curvas timpanométricas tipo B/G; N - número de ocorrências por orelha; r - coeficiente de correlação de Pearson; p - p-valor.

Tabela 12 - Valores observados do coeficiente de correlação de Pearson de EOAT e a reflectância com os estímulos *chirp* e tom puro por configuração B/G nas frequências de 1 , 1,5, 2, 3 e 4 kHz – Orelha esquerda

Frequência	Grupo	N	<i>Chirp</i>		Tom puro	
			r	p	r	p
1 kHz	1B/1G	16	-0,05	0,844	0,09	0,751
	1B/1G S	23	-0,10	0,660	-0,13	0,551
	3B/1G	11	0,12	0,725	0,04	0,905
1,5 kHz	1B/1G	16	0,17	0,539	0,19	0,485
	1B/1G S	23	0,19	0,392	0,20	0,353
	3B/1G	11	0,30	0,363	0,20	0,559
2,0 kHz	1B/1G	16	0,05	0,854	0,04	0,882
	1B/1G S	23	0,09	0,682	0,10	0,667
	3B/1G	11	-0,12	0,735	-0,04	0,912
3,0 kHz	1B/1G	16	0,37	0,157	0,36	0,168
	1B/1G S	23	-0,40	0,056	-0,44	0,038
	3B/1G	11	-0,65	0,030	-0,65	0,032
4,0 kHz	1B/1G	16	0,47	0,067	0,33	0,206
	1B/1G S	23	-0,12	0,593	-0,18	0,414
	3B/1G	11	-0,64	0,036	-0,62	0,040

Legenda: Curvas timpanométricas tipo B/G; N - número de ocorrências por orelha; r - coeficiente de correlação de Pearson; p - p-valor.

ANÁLISE DA COMPARAÇÃO ENTRE A AMPLITUDE DA RESPONSE DE EOAT, O TIPO DE CURVA TIMPANOMÉTRICA E A CURVA DA REFLECTÂNCIA DA ENERGIA COM ESTÍMULO CHIRP

Para fazer a correlação entre a amplitude de *response* das EOAT, o tipo de curva timpanométrica com a sonda de 1000 Hz e a curva da reflectância da energia, os valores da *response* das EOAT foram divididos em duas categorias: $EOAT \leq \text{mediana}$ e $EOAT > \text{mediana}$, e construída a curva da reflectância da energia em cada grupo de configuração B/G.

Orelha direita:

A análise de variância com medidas repetidas na orelha direita apontou que não houve diferença significativa entre as médias da reflectância nos dois sexos ($p=0,698$), em qualquer que seja a frequência ($p=0,812$), a configuração ($p=0,786$) e a categoria de EOAT ($p=0,974$). Porém, houve interação entre frequência, configuração e categoria de EOAT ($p=0,015$).

Na categoria EOAT $\leq$ mediana observou-se efeito de interação entre a configuração e a frequência ($p=0,007$).

Somente na frequência de 1992 Hz houve diferença significativa entre as médias da reflectância nas configurações. Na localização das diferenças entre as médias observou-se que não houve diferença significativa entre as médias da reflectância em 1B/1G e em 1B/1G S ($p=0,303$), o mesmo ocorrendo em 1B/1G e 3B/1G ($p=0,413$), mas a média em 1B/1GS é menor que em 3B/1G ($p=0,008$).

Na categoria EOAT $>$ mediana, não houve diferença significativa entre as médias da reflectância nas três configurações ($p=0,487$), independentemente da frequência ($p=0,119$). As médias da reflectância não são iguais em todas as frequências ($p<0,001$) e a diferença entre as médias independe da configuração ($p=0,119$).

Considerando os resultados acima foram construídos Gráficos (18 e 19) de valores individuais nos quais podem ser observados os perfis médios da reflectância da energia nas frequências.

Gráfico 18 - Valores individuais e perfis médios da reflectância da energia em cada categoria de configuração com $EOAT \leq$ mediana - orelha direita

Gráfico 19 - Valores individuais e perfil médio da reflectância da energia em cada categoria de configuração com $EOAT >$ mediana - orelha direita

Orelha esquerda:

Na análise não foi considerado a única orelha com configuração 3B/3G. A análise de variância com medidas repetidas apontou que não houve diferença significativa entre as médias da reflectância nos dois sexos ($p=0,747$), qualquer que seja a frequência ($p=0,504$), a configuração ($p=0,731$) e a categoria de EOAT ($p=0,838$). Como também não houve diferença significativa entre as médias da reflectância nas duas categorias das medidas de EOAT ($p=0,421$), qualquer que seja a frequência ($p=0,259$), a configuração ($p=0,958$) e o sexo ($p=0,838$). Entretanto, houve efeito de interação entre a configuração e a frequência ($p=0,036$).

Apenas na somente na frequência de 1992 Hz houve diferença significativa entre as médias da reflectância da energia nas configurações. Na localização das diferenças entre as médias, nessa frequência não houve diferença significativa entre as médias da reflectância em 1B/1G e em 1B/1G S ($p=0,057$), o mesmo ocorrendo em 1B/1G S e 3B/1G ($p>0,999$), mas a média em 1B/1G foi menor que em 3B/1G ($p=0,008$). Considerando os resultados apresentados, foi construído o Gráfico (20) de valores individuais nos quais podem ser observados os perfis médios da reflectância nas frequências em cada configuração. Não foi feita a separação nos grupos das medidas de EOAT $\leq$ mediana e das EOAT $>$ mediana porque a análise de variância apontou que as curvas não foram afetadas por esse fator.

Gráfico 20 - Valores individuais e perfis médios da reflectância em cada configuração - Orelha esquerda

CONCORDÂNCIA ENTRE OS ESTÍMULOS CHIRP E TOM PURO DA REFLECTÂNCIA DA ENERGIA

Na análise da concordância dos estímulos *chirp* e tom puro da reflectância da energia foi observada concordância acentuada entre as medidas obtidas pelos dois estímulos. Nota-se que os pontos dos diagramas de dispersão da reflectância *chirp* e tom puro em cada frequência, na orelha direita e esquerda estavam bastante concentrados ao redor das retas nas frequências a partir de 492 Hz (Gráficos 21 e 22).

Gráfico 21 - Diagramas de dispersão da reflectância da energia com os estímulos *chirp* e tom puro de cada frequência em recém-nascidos – orelha direita

Gráfico 22 - Diagramas de dispersão da reflectância da energia com os estímulos *chirp* e tom puro em cada frequência em recém-nascidos – orelha esquerda

Os valores do coeficiente de correlação intraclassa na Tabela 13 mostram que houve forte concordância entre a reflectância com estímulo *chirp* e com o tom puro nas frequências maiores ou iguais a 492 Hz. Na frequência de 258 Hz a concordância é moderada. Entretanto, na orelha direita, não houve diferença significativa entre as médias da reflectância com os estímulos *chirp* e tom puro em 258 Hz ($p=0,388$), independentemente na categoria de EOAT ($p=0,593$), configuração ($p=0,593$) e sexo ($p=0,238$). Na orelha esquerda os resultados foram análogos: não houve diferença significativa entre as médias da reflectância com estímulos *chirp* e tom puro em

258 Hz ($p=0,423$), independentemente na categoria das medidas de EOAT ($p=0,366$), de configuração ($p=0,768$) e de sexo ($p=0,420$).

Tabela 13 - Valores observados do coeficiente de correlação intraclass da reflectância com estímulos *chirp* e tom puro nas duas orelhas e intervalo de confiança de 95% para o coeficiente em cada frequência

Frequência (Hz)	Orelha Direita		Orelha Esquerda	
	coeficiente	intervalo	coeficiente	intervalo
258	0,72	[0,56 ; 0,83]	0,70	[0,51 ; 0,82]
492	0,88	[0,80 ; 0,93]	0,87	[0,78 ; 0,92]
750	0,88	[0,79 ; 0,93]	0,93	[0,88 ; 0,96]
1008	0,98	[0,96 ; 0,99]	0,95	[0,91 ; 0,97]
1500	0,99	[0,98 ; 0,99]	0,98	[0,96 ; 0,99]
1992	0,99	[0,98 ; 0,99]	0,99	[0,98 ; 0,99]
3000	0,99	[0,97 ; 0,99]	0,99	[0,98 ; 0,99]
4008	0,97	[0,96 ; 0,99]	0,93	[0,87 ; 0,96]
6000	0,99	[0,98 ; 0,99]	0,92	[0,87 ; 0,96]

A proximidade entre as curvas de reflectância da energia com os estímulos *chirp* e tom puro é também ilustrada no Gráfico 23.

Gráfico 23 - Curvas das médias de reflectância da energia com os estímulos *chirp* e tom puro

**ASSOCIAÇÃO ENTRE OS TIPOS DE CURVAS TIMPANOMÉTRICAS E A
AMPLITUDE DAS EMISSÕES OTOACÚSTICAS**

Nesta parte da análise foi avaliada a associação das medidas da *response* das EOAT e as variáveis da timpanometria: qualitativas - tipo de curva, configuração B/G; quantitativas - PPT, Y_{mt} , V_{mae} e LT.

Análise dos Resultados com a Sonda de 226 Hz

Os valores de estatísticas descritivas para a *response* em cada categoria do tipo de curva (Jerger, 1970) e em cada configuração B/G (Vanhuyse et al., 1975) são encontrados na Tabela 14 e 15 respectivamente. Não houve diferença significativa entre as distribuições da *response* nos dois tipos de curvas ($p=0,309$ na orelha direita e $p=0,683$ na orelha esquerda), como também não houve diferença significativa entre as distribuições da *response* nas configurações ($p=0,425$ na orelha direita e $p=0,558$ na orelha esquerda), portanto, não houve associação entre a *response* e o tipo de curva nem entre a *response* e as configurações B/G.

Tabela 14 - Estatísticas descritivas para a *response* (dB) em cada categoria de tipos de curvas nas orelhas direita e esquerda – sonda de 226 Hz

Orelha	Tipo	N	Média	Desvio padrão	Mínimo	Mediana	Máximo
Direita	A	3	9,97	2,00	7,9	10,1	11,9
	PD	55	8,33	5,36	0,5	6,7	24,9
	Total	58	8,42	5,25	0,5	7,1	24,9
Esquerda	A	6	9,77	4,05	4,4	10,2	14,6
	PD	48	7,46	5,02	0,5	6,1	21,2
	Total	54	7,72	4,94	0,5	6,45	21,2

Legenda: A - curva timpanométrica tipo pico único; PD - curva timpanométrica tipo pico duplo; N- número de ocorrências.

Tabela 15 - Estatísticas descritivas para a *response* (dB) em cada configuração B/G nas orelhas direita e esquerda – sonda de 226 Hz

Orelha	Configuração	N	Média	Desvio padrão	Mínimo	Mediana	Máximo
Direita	1B/1G	2	9,90	2,83	7,9	9,9	11,9
	3B/1G	5	9,80	1,68	7,2	10,1	11,6
	3B/3G	45	8,23	5,62	0,5	6,2	24,9
	5B/3G	4	10,18	5,35	4,2	10,1	16,3
	Total	56	8,57	5,26	0,5	7,25	24,9
Esquerda	1B/1G	2	11,05	3,04	8,9	11,05	13,2
	3B/1G	6	8,73	7,49	2,4	5,2	21,2
	3B/3G	35	7,15	4,59	0,5	6,1	19,3
	5B/3G	9	7,94	4,38	2,4	7,6	15,4
	Total	52	7,62	4,85	0,5	6,45	21,2

Legenda: Curvas timpanométricas tipo B/G; N - número de ocorrências por orelha.

Não houve correlação significativa (Tabela 16) da *response* com as variáveis quantitativas da timpanometria com base nos valores observados do coeficiente de correlação de *Pearson* da *response* com PPT, Y_{mt} , V_{mae} e LT em cada orelha na sonda de 226 Hz.

Tabela 16 - Valores observados do coeficiente de correlação de *Pearson* (r) da *response* com PPT, Y_{mt} , V_{mae} e LT nas duas orelhas – sonda de 226 Hz

Orelha		PPT	Y_{mt}	V_{mae}	LT
Direita	r	0,25	-0,21	-0,07	0,01
	p	0,057	0,119	0,624	0,957
	N	58	58	58	58
Esquerda	r	0,12	0,19	0,22	-0,01
	p	0,383	0,164	0,118	0,934
	N	54	54	54	53

Legenda: V_{mae} – Volume Equivalente do Meato Acústico Externo; PPT – Pressão do Pico Timpanométrico; Y_{mt} – Admitância Acústica Estática de Pico Compensado; LT – Largura Timpanométrica; N – número de ocorrências; r – coeficiente de correlação de *Pearson*; p – p-valor.

Análise dos Resultados com a Sonda de 1000 Hz

A estatística descritiva para a *response* em cada categoria de tipo de curva e em cada configuração B/G é encontrada na Tabela 17 e 18 respectivamente. Não houve diferença significativa entre as distribuições da *response* nas categorias do tipo de curvas (Jerger, 1970), tanto na orelha direita ($p=0,438$), quanto na orelha esquerda ($p=0,345$). Da mesma forma que não houve diferença significativa entre as distribuições da *response* nas categorias da configuração B/G (Vanhuysse et al., 1975) na orelha direita ($p=0,644$) e na orelha esquerda ($p=0,923$). Dessa forma, não houve associação da *response* com o tipo de curva nem com a configuração B/G nas duas orelhas. Os resultados na Tabela 19 mostram que, nas duas orelhas, não houve correlação significativa entre a *response* e PPT, Y_{mt} , V_{mae} e LT.

O único recém-nascido com configuração 3B/3G na orelha esquerda não foi considerado para efeito de teste de hipótese na orelha esquerda.

Tabela 17 - Estatísticas descritivas para a *response* (dB) em cada categoria de tipo nas orelhas direita e esquerda – sonda de 1000 Hz

Orelha	Tipo	N	Média	Desvio padrão	Mínimo	Mediana	Máximo
Direita	A	51	8,49	5,20	0,5	7,3	24,9
	AS	4	6,30	6,19	1,6	4,4	14,8
	PD	2	11,70	7,64	6,3	11,7	17,1
	Total	57	8,45	5,29	0,5	7,2	24,9
Esquerda	A	48	7,31	4,72	0,5	6,1	21,2
	AS	3	11,07	6,82	3,2	14,6	15,4
	PD	3	11,00	6,41	3,6	14,6	14,8
	Total	54	7,72	4,94	0,5	6,45	21,2

Legenda: A - curva timpanométrica tipo pico único; PD - curva timpanométrica tipo pico duplo; N- número de ocorrências.

Tabela 18 - Estatísticas descritivas para a *response* (dB) em cada configuração B/G nas orelhas direita e esquerda – sonda de 1000 Hz

Orelha	Configuração	N	Média	Desvio padrão	Mínimo	Mediana	Máximo
Direita	1B/1G	18	9,62	5,82	1,5	9,8	24,9
	1B/1G S	21	8,38	5,37	0,5	7,3	19,2
	3B/1G	16	7,74	4,71	1,8	6,25	17,1
	Total	55	8,60	5,30	0,5	7,3	24,9
Esquerda	1B/1G	16	6,98	4,22	0,5	7,05	15,3
	1B/1G S	23	7,55	4,10	1,9	6,1	15,4
	3B/1G	11	8,14	7,09	2,2	5,9	21,2
	3B/3G	1	14,80		14,8	14,8	14,8
	Total	51	7,64	4,90	0,5	6,1	21,2

Legenda: Curvas timpanométricas tipo B/G; N - número de ocorrências por orelha.

Tabela 19 - Valores observados do coeficiente de correlação de Pearson (r) da *Response* (dB) com PPT, Y_{mt} , V_{mae} e LT nas duas orelhas – sonda de 1000 Hz

Orelha		PPT	Y_{mt}	V_{mae}	LT
Direita	r	-0,16	0,06	-0,16	-0,09
	p	0,245	0,661	0,235	0,532
	N	52	52	56	46
Esquerda	r	0,08	-0,10	-0,07	-0,08
	p	0,576	0,493	0,629	0,642
	N	50	50	53	39

Legenda: V_{mae} – Volume Equivalente do Meato Acústico Externo; PPT – Pressão do Pico Timpanométrico; Y_{mt} – Admitância Acústica Estática de Pico Compensado; LT – Largura Timpanométrica; N – número de ocorrências; r – coeficiente de correlação de Pearson; p – p-valor.

CORRELAÇÃO ENTRE A RESPONSE E OS REFLEXOS

No Gráfico 24, são encontrados os diagramas de dispersão da *response* e os reflexos em 1000 Hz, 2000 Hz e RB, nas sondas de 226 e 1000 Hz, respectivamente. Os limites de resposta nos reflexos são indicados por linhas tracejadas.

Não houve correlação da medida da *response* com todos os reflexos em ambas as sondas. Os valores do coeficiente de correlação de Pearson (r) entre a *response* e os reflexos, nas sondas de 226 e 1000 Hz são encontrados na Tabela 20.

Gráfico 24 - Diagramas de dispersão da *response* (dB) e os reflexos em 1000, 2000 Hz e RB nas sondas de 226 Hz e 1000 Hz (*)

(*) as linhas tracejadas indicam os limites de resposta

Tabela 20 - Coeficientes de correlação de Pearson da *Response* e os reflexos em 1000, 2000 Hz e RB nas sondas de 226 e 1000 Hz em recém-nascidos

Sonda (Hz)		Reflexo (Hz)		
		1000	2000	RB
1000	r	0,02	0,12	0,07
	N	111	111	111
226	r	0,08	0,06	0,01
	N	112	112	112

Legenda: RB – Ruído de Banda Larga; N – número de ocorrências; r – coeficiente de correlação de Pearson.

DISCUSSÃO

5 DISCUSSÃO

Esta pesquisa investigou a correlação entre as medidas de reflectância da energia acústica, as medidas de emissões otoacústicas e as imitanciométricas em recém-nascidos, para verificar se o procedimento de reflectância acústica poderia identificar de forma mais precisa as discretas alterações de orelha média que poderiam intervir nas emissões otoacústicas.

A orelha média é tradicionalmente avaliada por meio da timpanometria convencional e esse método é, comprovadamente, eficaz em crianças e adultos, porém, quando aplicado em recém-nascidos com menos de quatro meses de idade apresenta uma baixa sensibilidade (Paradise, 1976; Hunter e Margolis, 1992; Rhodes et al., 1999), o que ocasiona insegurança ao examinador. A reflectância da energia tem surgido como um teste alternativo à timpanometria para avaliação da orelha média (Allen et al., 2005; Werff et al., 2007; Shahnaz et al., 2009; Hunter et al., 2010) na busca de aprimoramento do diagnóstico diferencial da perda auditiva.

Os cálculos da reflectância da energia, da timpanometria com as frequências da sonda de 226 e 1000 Hz, dos reflexos acústicos e das medidas de EOAT, foram feitos a partir de medições no meato acústico de 77 recém-nascidos (27-78h). A população do estudo foi obtida de acordo com a disponibilidade dos recém-nascidos no dia da coleta, resultando em uma distribuição homogênea, sendo 40 do sexo masculino e 37 do sexo feminino. A porcentagem da idade dos recém-nascidos entre 48-72h (61%) foi maior devido à realização da bateria dos testes antes da alta hospitalar.

Na busca de um método eficaz da avaliação da orelha média em recém-nascidos este estudo propôs a aplicação de um procedimento eletroacústico mais recente, a

reflectância acústica, aliado à aplicação de procedimentos mais tradicionais de avaliação, como a timpanometria e a pesquisa de reflexos acústicos. Mesmo com a sonda de 1000 Hz preconizada para essa faixa etária, ainda existe um desconforto do fonoaudiólogo que lida com a população neonatal em identificar alterações da orelha média que possa ocasionar falhas no teste de EOA na triagem auditiva, pois, causar falsas expectativas e frustrações aos familiares por um falso positivo na triagem auditiva é um fator preocupante. Para evitar esses transtornos é necessário ter segurança no diagnóstico diferencial.

A reflectância da energia surge como proposta de um novo procedimento potencialmente capaz de identificar, com precisão, alterações de orelha média que possam passar despercebidas na avaliação por meio da timpanometria e intervir nas emissões otoacústicas. Dessa forma, seria possível auxiliar tanto o diagnóstico diferencial de perda auditiva condutiva e neurosensorial, quanto a diminuição dos falsos positivos da triagem auditiva neonatal, contribuindo, assim, para a preservação da credibilidade do programa de triagem auditiva neonatal universal.

REFLECTÂNCIA DA ENERGIA

Para caracterizar as respostas da faixa etária entre 27 e 78h, foram calculadas as médias das frequências da reflectância da energia, utilizando os estímulos *chirp* e tom puro, e os dados normativos foram gerados, isto é, uma curva com as médias da reflectância caracterizando o comportamento da orelha média em recém-nascidos com EOAT presentes na avaliação antes da alta hospitalar. As medidas de reflectância acústica foram registradas em uma larga faixa de frequências, permitindo, ao contrário da timpanometria, investigar o comportamento da orelha

média de forma simultânea para todas estas frequências. Esta gama de informações traz um desafio ao pesquisador, uma vez que pela primeira vez há disponibilidade de recursos para investigação mais completa da resposta da orelha média.

Neste estudo não foi encontrada diferença significativa entre os sexos quanto à média de reflectância da energia acústica por frequência. Esse resultado está de acordo com outros estudos da literatura como o de Hunter et al. (2008) que não apresenta diferença significativa de sexo e de orelha, e o estudo de Merchant et al. (2010) que também não apresenta diferença significativa de sexo. Entretanto, no estudo de Merchant et al. (2010) a orelha esquerda apresenta uma média de reflectância da energia significativamente maior nas frequências de banda de 500-1000 Hz, e uma média significativamente menor nas faixas de frequências de 1000-2000 e de 2000-4000 Hz em relação à orelha direita. Porém, é importante ressaltar que este estudo de Merchant et al. (2010) foi realizado com um número pequeno de orelhas (cinco esquerda e sete direita).

O padrão de reflectância da energia de banda larga, descritos em diferentes estudos, apresenta algumas semelhanças e algumas divergências, que podem ser explicadas por diferenças entre os equipamentos, entre forma de calibração e entre idades populacionais. O presente estudo, assim como os estudos de Hunter et al. (2008, 2010), de Shahnaz (2008b) e de Merchant et al. (2010) adotaram o mesmo método e calibração usados por Voss e Allen (1994), enquanto os estudos de Keefe et al. (1993, 2000), de Sanford et al. (2008, 2009) e de Werner et al (2010) utilizaram a mesma técnica e calibração usadas por Keefe et al. (1993). O Gráfico 25 compara as medidas da reflectância da energia deste trabalho com medidas de outros trabalhos mais próximos em idade.

De modo geral, em todos os estudos envolvendo uma população com menos de um mês de idade, o comportamento da curva da reflectância da energia segue um mesmo padrão, mesmo utilizando métodos de medidas diferentes (Gráfico 25). A reflectância diminui até alcançar seu ponto mínimo, na faixa entre 1500 e 3000 Hz, havendo uma diferença entre os estudos quando analisada a frequência que apresenta a menor reflectância da energia, isto é, a frequência na qual a maior parte da energia incidente foi absorvida pela orelha média. No presente estudo, a menor média da reflectância da energia foi apresentada na frequência de 1500 Hz, valor encontrado também no estudo de Sanford et al. (2009), porém, diferente dos estudos de Shahnaz (2008b) e de Merchant et al. (2010), nos quais a reflectância da energia mínima está em torno da frequência de 2000 Hz, e também diferente do estudo de Hunter et al. (2008) em que a reflectância mínima está na frequência de 3000 Hz. Após a frequência de menor reflectância houve um aumento da reflectância até chegar à frequência de 4000 Hz em todos os estudos, e em seguida, a reflectância volta a diminuir alcançando um valor perto do mínimo na frequência de 6000 Hz. Essa baixa reflectância em 6000 Hz é uma característica que foi observada em recém-nascidos com menos de um mês de idade, pois, nos adultos não há declínio após a frequência de 4000 Hz e sim um contínuo aumento nas altas frequências

Quando a curva de reflectância deste estudo foi comparada com a curva do estudo de Hunter et al. (2008) em crianças mais velhas e do estudo de Shahnaz (2008b) e em adultos (Gráfico 26), verificou-se que a baixa reflectância na frequência de 6000 Hz é uma característica observada nos recém-nascidos, pois na curva dos adultos não há declínio após a frequência de 4000 Hz e sim um contínuo aumento da reflectância nas altas frequências. Para se averiguar essa característica da

baixa reflectância na frequência de 6000 Hz como peculiar a recém-nascidos com idade menor do que um ano, são necessários novos estudos com esse foco.

Gráfico 25 – As médias da reflectância da energia deste estudo comparadas com outros estudos em população com idade menor de um mês

Legenda: As médias de reflectância da energia medida em recém-nascido com idade entre 27 e 78h, são plotados em comparação com os dados relatados por Sanford et al. (2009) - média de recém-nascido saudáveis, idade média de 25,5h (DP 8h), Shahnaz (2008b) - média de orelhas de recém-nascidos de UTIN, idade gestacional média de 37,8 semanas (32-51s), Hunter et al. (2008) - média de recém-nascidos, três dias a um mês de idade, Merchant et al. (2010) - média de recém-nascidos com idade entre três a cinco dias.

Mesmo nos outros estudos em que foi observada a diminuição da reflectância da energia na frequência de 6000 Hz não foi encontrada uma justificativa dos pesquisadores para essa diferença de reflectância em relação ao padrão adulto ou de crianças maiores. Fatores tais como: tamanho do meato acústico externo, ressonância da orelha externa e média podem contribuir para essa maior absorção de energia acústica na frequência de 6000 Hz.

Gráfico 26 - Médias da reflectância deste estudo comparadas com outros estudos em população com crianças maiores do que três meses e adultos

Legenda: As médias de reflectância da energia deste estudo - medida em recém-nascido com idade entre 27 e 78h, são plotados em comparação com dados relatados por Hunter et al. (2008) - média de recém-nascidos, três a seis meses e por Shahnaz (2008b) - adultos com idade ente 18 a 32 anos.

Nos estudos de Ribeiro e Carvallo (2008) e Ribeiro et al. (2010) é sugerido que o tamanho reduzido do meato acústico externo influencia nas medidas e eletrofisiológicas na população neonatal. Além disso, não se pode descartar a influência de outro ponto de ressonância da orelha média em 6000 Hz provocando essa nova redução da reflectância da energia.

Quando a curva da reflectância deste estudo foi comparada com as curvas dos outros estudos, percebeu-se que no de Hunter et al. (2008) as médias por frequência foram menores entre 258 Hz até 1500 Hz, sendo similar na frequência de 1992 Hz. Porém, houve uma inversão a partir da frequência de 3000 Hz, na qual a média da reflectância da energia passou a ser mais alta do que no presente estudo. No estudo de Shahnaz (2008b) as médias foram próximas com exceção da frequência de 1992

Hz. E no estudo de Sanford et al. (2009) apenas as frequências de 492, 4008 e 6000 Hz foram mais baixas que o presente estudo. Enquanto que no estudo de Merchant et al. (2010) as médias foram mais baixas em todas as frequências, exceto na frequência de 6000 Hz.

Diferentemente de outros estudos que focam a população infantil em faixa etária mais ampla, este estudo foi focado numa população de recém-nascido homogênea, saudável, sem fatores de risco para perda auditiva e com idade precoce antes da alta da maternidade. Este fator talvez tenha contribuído para o acentuado declínio na reflectância em 6000 Hz, provavelmente característico de recém-nascidos avaliados nos primeiros dias de nascimento.

Fatores como vedamento da oliva não adequado, profundidade da inserção da sonda (Hunter et al., 2008) presença de vernix ou líquido amniótico no meato acústico externo ou mesênquima ou líquido amniótico na orelha média dos recém-nascidos com menos de 24h de idade, podem influenciar na medida da reflectância (Merchant et al., 2010). A diminuição da reflectância da energia na frequência de 258 Hz no presente estudo pode ser devido à dificuldade do posicionamento da oliva de silicone no meato acústico externo dos recém-nascidos. Como observado por Keefe et al. (2000), Feeney e Sanford (2005) e Hunter et al. (2008), um vedamento não adequado da sonda permite perda de energia no estímulo de baixa frequência e diminui a medida da reflectância no meato acústico.

Outro fator que pode interferir é a falta de capacitação e de treinamento do examinador para realização do procedimento. O equipamento requer condições especiais de calibração tais como: ambiente sem ruído, domínio da técnica de

calibração pelo examinador, ajustes da oliva, dos cabos e do acoplador com quatro cavidades.

Keefe et al. (2000) avaliaram dois grupos de recém-nascidos, um com idade abaixo de 24 horas e outro com idade entre 24 e 72h, tendo encontrado média da reflectância maior no grupo mais jovem. Os autores argumentaram uma interferência por vérnix na absorção de energia nos recém-nascidos com menos de 24h de idade. Sanford et al. (2009) compararam os resultados de recém-nascidos de um dia (média de 25,5h; DP 8h) com os de dois dias de idade, mostrando que a tendência de absorção de energia aumentou, apesar de todos terem passado igualmente na triagem das EOAPD. Este dado sugere que os efeitos da orelha externa possam interferir na captação da reflectância, uma vez que no segundo dia presume-se que as orelhas estejam livres de vérnix. Concordando com a interferência por vérnix no meato acústico externo o estudo de Merchant et al. (2010) demonstra menor porcentagem de reflectância em recém-nascidos com mais de 24 horas de vida, acreditando ser pelo fato de as orelhas, a esta altura, já estarem livres do vérnix.

Estes resultados são consistentes com estudos anteriores ao sugerirem que fatores do meato acústico externo e da orelha média, como vérnix e fluido amniótico, influenciam os resultados da TANU por medidas das EOA e dos PEATE (Thornton et al 1993; McKinley et al., 1997; Doyle et al. 2000). Porém, mais estudos são necessários para estender os resultados de recém-nascidos com idade entre um e cinco dias, isto é, o período antes da alta hospitalar, pois, diferenças podem ser justificadas pela diferença da idade entre a amostra dos estudos.

TIMPANOMETRIA

As curvas timpanométricas interpretadas segundo a classificação de Jerger (1970) e a classificação de Vanhuyse et al. (1975) foram introduzidas neste estudo para que pudessem ser analisadas em conjunto com as medidas de reflectância da energia e de EOAT

No presente estudo não existiu diferença significativa entre as distribuições de porcentagens dos tipos de curvas timpanométricas nos dois sexos.

Os timpanogramas do presente estudo com sonda de 226 Hz apresentaram 89% de curvas tipo PD, sendo uma porcentagem mais elevada do que os resultados encontrados por Lyra e Silva et al. (2007) de 50,9% em neonatos de seis a 30 dias de idade, e por Alaerts et al. (2007) que também apresenta pouco mais de 50% de curvas do tipo PD em neonatos menores de três meses de idade. Essa diferença pode ser devido à faixa etária específica (27 e 78h) do presente estudo, pois, de acordo com outros estudos como o de Alaerts et al. (2007) e de Baldwin (2006), a proporção da curva do tipo A diminui com o aumento da idade.

Na distribuição de curvas timpanométricas com sonda de 1000 Hz, a porcentagem (90,25%) de presença de curvas do tipo A mostrou-se similar aos estudos de Alaerts et al. (2007) e de Swanepoel et al. (2007), nos quais há uma presença de 91% e 93,4% respectivamente de curvas tipo A. Em Lyra e Silva et al. (2007), os timpanogramas apresentam curvas do tipo A em 70,9% das orelhas, como visto, há um predomínio da curva do tipo A mesmo em idades diferentes. Isto é confirmado com o estudo de Alaerts et al (2007), no qual verificou-se que a proporção de curvas do tipo A aumentou com a idade e atingiu 100% dos

timpanogramas em adultos na frequência da sonda de 226 Hz. Por outro lado, a proporção de curvas do tipo PD diminuiu com a idade, não ocorrendo a partir de nove meses no referido estudo. Um efeito invertido foi encontrado para os timpanogramas com sonda de 1000 Hz, a proporção de curvas do tipo A diminuiu com a idade, enquanto que a proporção de curvas do tipo PD aumentou com a idade.

Contudo, estudo recente demonstra que em neonatos o valor de frequência de ressonância da orelha média avaliado por imitanciometria em multifrequência mostra-se por volta de 250 Hz. Independente da idade da pessoa avaliada, quando o timpanograma é traçado com sonda em frequência próxima à ressonância da orelha média, há um predomínio de ocorrência de curva do tipo PD. Sendo assim, na prática clínica, quando realizada timpanometria em neonatos com sonda de 226 Hz, a curva do tipo PD encontrada pode ocorrer devido ao fato de ser uma sonda com frequência muito próxima à frequência de ressonância da orelha média do neonato (André e Carvalho, 2006).

Segundo o modelo de Vanhuyse et al. (1975), para a interpretação dos timpanogramas com frequência da sonda de 226 Hz o presente estudo apresentou 69,8% de curvas do tipo 3B/3G, enquanto que na sonda de 1000 Hz apenas uma orelha apresentou a configuração 3B/3G assim como no estudo de Alaerts et al. (2007). Esses dados diferem dos dados encontrados por Calandruccio et al. (2006) que apresentaram 76,9% de tipos de curvas 1B/1G em neonatos de 4 a 10 semanas de idade. O tipo de curva 5B/3G foi encontrado em 13% das orelhas no presente estudo, mas não foi encontrado estudo recente que apresentasse essa configuração.

Quando usada a sonda de 1000 Hz, os resultados das curvas do tipo 1B/1G +1B/1G S (43% + 27%) e 3B/1G (29%) foram diferentes dos encontrados em

Calandruccio et al. (2006), que apresentou em torno de 34% os tipos de curvas 1B/1G e aproximadamente 42% o tipo de curva 3B/1G, como também, em Alaerts et al. (2007) que apresenta os tipos de curvas 1B/1G e 3B/1G em conjunto, num total de 91% dos neonatos com a idade menor que três meses.

Na análise da correspondência entre os timpanogramas dos mesmos recém-nascidos traçados na modalidade admitância (Y_{mt}) avaliados pelo padrão de Jerger (1970) e os traçados no padrão B/G (Vanhuyse et al., 1975), todos os timpanogramas com curvas do tipo 1B1G corresponderam a timpanogramas de curva do tipo A. As curvas do tipo 3B/3G e 5B/3G corresponderam à curvas do tipo PD e por fim, a curva do tipo 3B/1G correspondeu tanto a curvas do tipo A quanto a curvas do tipo PD em ambas as sondas. Isso significa que a frequência da sonda não interfere no comportamento das correspondências de tipo de curvas. No estudo de Alaerts et al. (2007) todos os timpanogramas 1B/1G correspondem à curva do tipo A, e as curvas do tipo 3B/3G e 5B/3G resultam em PD.

O padrão do tipo de curvas timpanométricas interpretadas pela classificação de Jerger (1970) e pela configuração B/G de Vanhuyse et al. (1975) em recém-nascidos não diferenciaram quanto ao nível da *response* das medidas de EOAT pois não houve associação entre a *response* e o tipo de curva utilizando a sonda com frequências de 226 e 1000 Hz. Da mesma forma que o padrão das variáveis quantitativas da timpanometria não apresentou associações com o nível da *response* das medidas de EOAT nas duas frequências da sonda de 226 e 1000 Hz.

No modelo de Vanhuyse et al. (1975), a interpretação do tipo de curva timpanométrica é mais complicada quando comparada com a classificação tradicional de Jerger (1970). Além disso, medidas quantitativas como PPT, Y_{mt} e LT

não são avaliadas, de forma que a interpretação apenas limita-se a analisar visualmente a configuração das curvas timpanométricas B/G, traçadas simultaneamente. Estas restrições fazem o modelo Vanhuyse et al. (1975) menos aplicável clinicamente na avaliação da orelha média (Alaerts et al., 2007).

No geral, os dados normativos atualmente apresentados foram semelhantes aos resultados relatados em associação com estudos anteriores. O presente estudo, com a frequência da sonda de 226 Hz, apresentou as seguintes médias: PPT = 3,81 daPa, Y_{mt} = 0,39 e LT = 91,74 daPa; com a sonda de 1000 Hz as médias foram: PPT = 14,24 daPa, Y_{mt} = 0,73 mmho e LT = 108,29 daPa. No estudo de Alaerts et al. (2007) em participantes com idade menor que três meses de idade com a sonda de 1000 Hz apresenta médias de: PPT = -96 daPa, Y_{mt} = 0,34 mmho e LT = 98 daPa. O estudo de Mazlan et al. (2007), que analisou recém-nascidos com idade gestacional média de 39,5 semanas, com a sonda de 1000 Hz apresentando médias de: PPT = 12,46 daPa; Y_{mt} = 0,78 mmho. O estudo de Swanepoel et al. (2007), em recém-nascidos com menos de uma semana de idade, apresenta médias de: PPT = -10 daPa; Y_{mt} = 2,2 mmho para a sonda de 1000 Hz.

Embora as medidas timpanométricas não tenha sido critério de inclusão todos os recém-nascidos participantes deste estudo apresentaram um padrão dentro da normalidade tanto na sonda de 226 Hz quanto na sonda de 1000 Hz.

REFLEXOS ACÚSTICOS IPSILATERAL

No presente estudo o reflexo acústico ipsilateral foi medido por meio das frequências da sonda de 226 e 1000 Hz, com estímulos ativadores de frequência de 1000, 2000 Hz e ruído de banda larga.

Não foi observada diferença significativa entre os sexos em nenhuma das sondas, estando de acordo com os resultados de Sprague et al. (1985), de McMillan et al. (1985) e de Carvallo e Albernaz (1997), estudos nos quais não há diferença significativa de sexo ou de orelha na sonda de 226 Hz. Poucos estudos apresentam resultados de reflexos acústicos com sonda de 1000 Hz. Dentre os trabalhos encontrados, o estudo de Swanapoel (2007), não revela diferença significativa de sexo ou idade para os limiares do reflexo acústico em recém-nascidos, assim como no de Mazlan et al. (2009) para o estímulo de 2000 Hz. Entretanto, há diferença significativa de sexo e orelha no estímulo ativador de ruído branco.

No estudo de Mazlan et al. (2009), é apresentada uma alta confiabilidade de teste-reteste dos LRA em recém-nascidos com idades entre 24 e 192 horas

Com a sonda de 226 Hz obteve-se presença de 85% com o estímulo ativador de 1000 Hz, de 80% com a frequência de 2000 Hz e de 90% com RB. Entretanto, Linares e Carvallo (2008) obtiveram presença do reflexo acústico em todos os lactentes, do nascimento aos oito meses de idade, por um ou mais estímulos ativadores.

Com a sonda de 1000 Hz, obteve-se uma presença de 95% utilizando o estímulo ativador de 1000 Hz. Esses achados estão de acordo com os 94% de presença demonstrado por Swanapoel et al. (2007). Com os estímulos ativadores de 2000 Hz e RB obteve-se 100% de presença neste estudo e Mazlan et al. (2009) obteve 91% de presença do reflexo acústico com recém-nascidos saudáveis com idades entre 24 e 192 horas.

No presente estudo, as médias dos limiares com a sonda de 226 e 1000 Hz para os estímulos ativadores de 1000 Hz, 2000 Hz e ruído de RB foram respectivamente: 97,71 e 94,58 dB NA; 87,40 e 83,81 dB NA; 72,94 e 60,38 dB NA. No estudo de Swanepoel et al. (2007) o limiar médio do reflexo acústico ipsilateral foi de 93 dB no estímulo ativador de 1000 Hz com sonda de 1000 Hz, esse resultado foi muito próximo do limiar médio do reflexo do presente estudo, 94,58 dB NA.

A média do limiar do ruído de banda larga em ambas as sondas foi menor do que a média de 1000 Hz, a diferença foi de 10,31 dB NA e a diferença na média de 2000 Hz foi de 7,18 dB NA na sonda de 226 Hz. Na sonda de 1000 Hz, a diferença da média foi de 23,42 dB NA para o estímulo ativador de 1000 Hz e de 12,56 dB NA para o estímulo de 2000 Hz.

Os resultados encontrados no estudo de Carvallo e Albernaz (1997), para a sonda de 226 Hz, mostram que a média dos limiares dos reflexos acústicos para o estímulo ativador de 1000 Hz foi de 96,3 dB, para o de 2000 Hz foi de 95,2 dB, e para ruído branco foi de 83,3 dB e a diferença da média entre 1000 Hz e RB é de 13 dB e a diferença entre a média de 2000 Hz e RB é de 12,2 dB. As diferenças das médias do presente estudo foram mais baixas do que nos estudos de Carvallo e Albernaz (1997), e de Bennett e Weatherby (1982), no qual é demonstrada uma diferença de 26 dB NPS (2000 Hz - 99,5 dB NPS e RB - 73,2 dB NPS) entre estímulos em 28 recém-nascidos com idade entre quatro e oito dias.

No estudo de Mazlan et al. (2009), a média do limiar foi de 76,2 dB NA para o estímulo ativador de 2000 Hz e de 64,9 dB NA para o RB e a diferença entre os estímulos foi de 11,3 dB NA, usando os mesmos estímulos em recém-nascidos. No estudo de Mazlan et al. (2007) a média do LRA ipsilateral para o estímulo de

2000 Hz dos recém-nascidos foi de 73,05 dB NPS e quando o ativador de banda larga foi usado como um estímulo, a média do limiar foi de 59,39 dB NPS, que é 13,7 dB NPS mais baixa do que a diferença da média obtida usando um estímulo tom puro de 2000 Hz. A diferença do limiar apresentada em cada estudo revela uma concordância entre eles.

Segundo Bennett e Weatherby (1982) essa diferença entre tom puro e ruído de banda larga sugere que o LRA é altamente dependente da largura de banda de estímulo.

O uso do ruído de banda larga como um estímulo ativador apresenta a vantagem de que pode disparar o reflexo acústico em um nível menor do que quando o estímulo de 2000 Hz é usado. Segundo Mazlan et al. (2009) este menor nível de estimulação representa um menor risco de superestimulação quando o RA é realizado em recém-nascidos no programas de triagem auditiva. No entanto, o estímulo de 2000 Hz deve ser usado quando a informação de frequência específica for necessária.

Dada a limitação do equipamento utilizado neste estudo em apresentar a saída mínima do estímulo em intensidade de 50 dB NA, as medidas do LRA ipsilateral real, em alguns momentos, podem não ter sido captadas, pois fortes respostas reflexas foram encontradas nessa intensidade principalmente no estímulo ativador de ruído de banda larga. Isso também ocorreu no estudo de Mazlan et al. (2009). Assim, faz-se necessárias outras investigações com equipamentos possuindo menor intensidade para verificação de LRA mais baixos que no presente estudo.

A população neonatal se caracteriza pela dificuldade na captação dos reflexos acústicos, além de ser um procedimento demorado e necessitar um ajuste adequado

da sonda, assim o procedimento não é amplamente adotado nessa população. Segundo Mazlan et al. (2007, 2009) fatores como falta de uma vedação adequada e movimentos dos recém-nascidos, podem afetar a medida do LRA ipsilateral.

As respostas utilizando a frequência da sonda de 1000 Hz apresentaram uma clara vantagem em relação à frequência da sonda de 226 Hz, pois proporcionaram 100% de presença dos reflexos com os estímulos ativadores de 2000 Hz e de RB como também 99,3% no estímulo ativador de 1000 Hz nos recém-nascidos avaliados.

Com base nos resultados, não houve correlação entre a *response* e os limiares dos reflexos acústicos ipsilaterais tanto com a sonda de 226 Hz quanto 1000 Hz.

CONCORDÂNCIA DA CURVA DE REFLECTÂNCIA DA ENERGIA ENTRE O ESTÍMULO CHIRP E O ESTÍMULO TOM PURO

Para decisão sobre qual estímulo usar no teste da reflectância da energia, são necessárias informações adicionais sobre a concordância entre os estímulos *chirp* e o tom puro. O presente estudo não encontrou diferença significativa entre as médias das frequências entre os estímulos *chirp* e tom puro em ambas as orelhas, havendo equivalência entre os estímulos. Além disso, os dois estímulos foram medidos com o mesmo posicionamento da oliva da sonda, o que permitia uma direta comparação visual, resultando em medidas semelhantes. A equivalência dos estímulos *chirp* e do tom puro indica que qualquer um dos estímulos poderia ser usado para avaliar o valor médio da função da orelha média em recém-nascidos. Esses resultados estão compatíveis com os resultados dos estudos de Hunter et al. (2008, 2010) nos quais, foi demonstrado que os estímulos *chirp* e tom puro foram equivalentes para medidas

de reflectância de energia. Porém, há um acordo entre os estudos de que mais pesquisas são necessárias para investigação sobre a eficiência do diagnóstico desses diferentes tipos de estímulos e as vantagens e desvantagens que cada tipo pode oferecer.

CORRELAÇÃO ENTRE EMISSÕES OTOACÚSTICAS E REFLECTÂNCIA DA ENERGIA

Considerando os recém-nascidos participantes deste estudo como ouvintes, por apresentarem EOAT presentes, avaliou-se a correlação entre as frequências próximas de EOAT e de reflectância da energia por classificação definidas pela configuração de B/G (Vanhuyse et al., 1975) com frequência da sonda de 1000 Hz. Algumas frequências e configurações apresentaram uma tendência das EOAT diminuírem com o aumento da reflectância em ambos os estímulos *chirp* e tom puro, como, por exemplo, na classificação 1B/1G S, na frequência de 1000 Hz, e nas classificações 1B/1G e 3B/1G na frequência de 2000 Hz na orelha direita, e o mesmo comportamento foi observado na frequência de 3000 Hz nas classificações 1B/1G S e 3B/1G, e na frequência de 4000 Hz na classificação 3B/1G na orelha esquerda. Essa condição, de certa forma, foi uma hipótese no desenho do estudo e traduz a condição de que maior reflectância da energia está associada a maior impedimento de orelha média, portanto na diminuição nas respostas de EOAT, sendo as respostas dos dois procedimentos correlacionadas na mesma frequência.

Não existiu correlação significativa entre EOAT e reflectância da energia na maioria das frequências e classificações, tanto no estímulo *chirp* quanto no tom puro.

Isso significa que as diferentes configurações B/G não interferem diretamente nas mesmas frequências para captação de EOAT.

CONSTRUÇÃO DAS CURVAS DE REFLECTÂNCIA COM ESTÍMULO CHIRP CORRELACIONADAS COM AS EOAT E CONFIGURAÇÃO TIMPANOMÉTRICA B/G

Houve um interesse em saber se o nível de respostas das médias de EOAT poderia sofrer efeito da porcentagem de reflectância e, ainda, se a classificação B/G poderia justificar os resultados da reflectância e das medidas de EOAT. Assim, as três variáveis foram analisadas em conjunto. Na literatura consultada não foram encontrados estudos que analisassem de forma concomitante as três medidas, dessa forma os dados não puderam ser comparados a estudos anteriores.

Para análise da comparação entre a amplitude das medidas das EOAT, a configuração dos tipos de curvas timpanométricas B/G usando frequência de sonda de 1000 Hz e as médias de reflectância da energia a *response* de EOAT foram divididas em duas categorias: *response* de EOAT $\leq$ mediana e *response* de EOAT $>$ mediana. Assim, para cada categoria foram descritos os valores de porcentagens de reflectância por configuração timpanométrica B/G. Não existiu diferença significativa entre as médias da reflectância nos dois sexos, para qualquer que fosse a frequência, a configuração B/G e a categoria de EOAT. Na orelha direita o perfil médio da reflectância nas frequências depende da configuração e da categoria de EOAT. Na categoria EOAT $\leq$ mediana, o comportamento das médias de reflectância nas frequências depende da configuração B/G, as diferenças entre as médias das configurações B/G e também as diferenças entre as médias das

configurações dependem da frequência. Na categoria EOAT > mediana não houve efeito de interação entre frequência e configuração. Na orelha esquerda não houve interação entre EOAT e os fatores sexo, configuração e frequência. O comportamento das médias da reflectância nas frequências depende da configuração. As diferenças entre as médias das configurações dependem, também, da frequência.

As EOAT analisadas em relação à mediana mostram diferenças no comportamento por orelha. Na orelha direita as configurações timpanométricas B/G dividem o comportamento da reflectância da energia para o grupo dos recém-nascidos que apresenta a categoria abaixo da mediana, porém, esse comportamento não foi encontrado na orelha esquerda. Nenhuma dessas classificações timpanométricas esteve associada a diferenças no nível de *response* de EOAT.

Considerando que as diferenças entre as orelhas não foram constantes, pode-se ponderar o fato de que as categorias timpanométricas não estiveram associadas às diferenças no nível de *response* da EOAT. Caso as linhas das curvas da reflectância da energia fossem sobrepostas em um gráfico, as discretas diferenças não seriam representativas, o que pode ser atribuído ao fato de que as categorias de B/G caracterizam um comportamento normal da orelha média. Dessa forma, acredita-se que essas diferenças não distinguem um padrão de normalidade, assim como Hunter et al. (2008) afirma que os dados normativos podem ser utilizados com ambas as orelhas e sexos para a reflectância da energia na caracterização do padrão da curva normal.

CONSIDERAÇÕES FINAIS

O presente estudo foi aplicado em recém-nascidos da faixa etária entre 27 a 78h com presença de EOAT e sem risco para a perda de audição, com isso considerou-se que a orelha média não possuía alteração. Desta forma foi caracterizada a curva da medida de reflectância da energia desta população. Entretanto, novos estudos de orelha média com alteração são fundamentais para que haja comparação entre os padrões e assim possibilitar a determinação da eficácia das medidas de reflectância da energia.

O teste da reflectância da energia pode ser concluído de forma rápida, portanto, é viável para uso em ambiente de triagem. Completar com a obtenção possui menos variações e apresentação mais constante maior consistência do teste reteste.

O reflexo ipisilateral com a sonda de 1000 Hz esteve presente em quase 100% dos resultados, houve apenas uma única orelha com ausência de reflexo. Dada sua confiabilidade, o teste pode ser um instrumento útil de diagnóstico/triagem na verificação do estado da orelha média em recém-nascidos. Quando for necessário o uso de frequência específica deve ser usado o estímulo ativador de 2000 Hz.

Um teste que detecte alterações mínimas de orelha média é fundamental para a diminuição do falso positivo da triagem auditiva neonatal.

CONCLUSÕES

6 CONCLUSÕES

Os Resultados da aplicação de diferentes procedimentos eletroacústicos em recém-nascidos entre 27 e 72 horas de vida permitiram as seguintes conclusões:

- Os recém-nascidos com EAOT presentes revelam uma configuração de curva da reflectância da energia com característica peculiar da idade, ou seja, baixa reflectância na frequência de 6000 Hz.
- Os resultados apontam para uma equivalência entre os estímulos *chirp* e tom puro, desta forma, qualquer um dos estímulos pode ser usado para avaliação da orelha média em recém-nascidos.
- A inter-relação entre o nível de amplitude das EOAT a configuração timpanométrica B/G e reflectância mostram diferenças no comportamento por orelha. Na orelha direita as configurações timpanometrias B/G dividem o comportamento da reflectância da energia para o grupo dos recém-nascidos que apresenta respostas de EOAT abaixo da mediana, porém, esse comportamento não foi encontrado na orelha esquerda. Nenhuma dessas configurações timpanométricas esteve associada a diferenças no nível de amplitude de EOAT.
- Algumas frequências e configurações B/G apresentarem uma tendência da diminuição de EOAT com o aumento da reflectância, entretanto, não existiu correlação significativa entre EOAT e reflectância da energia na maioria das frequências e classificações B/G.
- Não há diferenças no nível de EOAT em relação ao padrão timpanométrico B/G.
- As diferentes configurações B/G não interferem diretamente nas mesmas frequências para captação de EOAT.

- Não houve correlação entre a amplitude de EOAT e os limiares dos reflexos acústicos ipsilaterais, tanto com a sonda de 226 Hz, quanto a de 1000 Hz.
- A curva do tipo A foi observada na maioria dos timpanogramas com a frequência da sonda de 1000 Hz, enquanto com a sonda de 226 Hz a maioria foi curva em pico duplo.
- A sonda de 1000 Hz apresenta vantagem em relação à sonda de 226 Hz, tendo detectado reflexos acústicos ipsilaterais para estímulos ativadores de 1000 e 2000 Hz e ruído branco nos recém-nascidos avaliados.

REFERÊNCIAS

REFERÊNCIAS

Aidan, D.; Avan, P.; Bonfils, P. Auditory screening in neonates by means of transient evoked otoacoustic emissions: A report of 2,842 recordings. *Annals of Otology, Rhinology and Laryngology*, v. 108, n. 6, p. 525-531, 1999.

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 1,000-hz Tympanometry. *Otology and Neurotology*, v. 28, n. 6, p. 727-732, Sep 2007.

Alford, B.; Jerger, J.; Coats, A. Neurophysiology of facial nerve testing. *Arch Otolaryngol*, 97, 214-219. 1973.

Allen, J. B.; Jeng, P. S.; Levitt, H. Evaluation of human middle ear function via an acoustic power assessment. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, v. 42, n. 4, p. 63-77, 2005.

André, K. D.; Carvalho, R. M. M. Variação da Frequência de Ressonância da Orelha Média em Lactentes. In: 21 Encontro Internacional de Audiologia, Bauru. Anais do 21o. Encontro Internacional de Audiologia, 2006.

Baldwin, M. Choice of probe tone and classification of trace patterns in tympanometry undertaken in early infancy. *International Journal of Audiology*, v. 45, n. 7, p. 417-427, 2006.

Balkany, T. F. F.; Telischi, M.; McCoy, B. L.; Lonsbury-Martin e G. K. Martin Otoacoustic emissions in otologic practice. *American Journal of Otology*, 15, 29-38, 1994. ISSN 0192-9763.

Bennett, M. Acoustic impedance bridge measurements with the neonate. *British Journal Audiology*, 9:117-24, 1975.

Bennett, M. J.; Weatherby, L. A. Newborn acoustic reflexes to noise and pure-tone stimuli. *J. Speech Hear. Res.* 25, 383-387, 1982.

Beppu, R.; Hattori, T.; Yanagita, N. Comparison of TEOAE with play audiometry for screening hearing problems in children. *Auris Nasus Larynx*, 24, 367-371, 1997. ISSN 0385-8146

Boone, R. T.; Bower, C. M.; Martin, P. F. Failed newborn hearing screens as presentation for otitis media with effusion in the newborn population. *International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology*, v. 69, n. 3, p. 393-397, 2005. ISSN 0165-5876.

Calandruccio, L.; Fitzgerald, T. S.; Prieve, B. A. Normative multifrequency tympanometry in infants and toddlers. *Journal of the American Academy of Audiology*, v. 17, n. 7, p. 470-480, Jul-Aug, 2006.

Carvalho, R. M. M. Imitância Acústica. In: Renata Mota Mamede Carvalho (Org.). *Fonoaudiologia Informação para a Formação*. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2003, p. 1-22.

Carvalho, R. M. M.; Sanches, S. G. G.; Ravagnani, M.P. Different tympanometric patterns and acoustic emission register. *American Academy of Audiology*. Los Angeles, USA, 1998.

Carvalho, R. M. M.; Mangabeira Albernaz, P. L. Reflexos Acústicos em Lactentes. *Acta AWHO*, 16 (3): 103-8, 1997.

Carvalho, R. M. M.; Couto, M. I. V. Imitanciometria. In: Fernandes F.D.M., Navas AL, Mendes BC. (Org.). *Tratado de Fonoaudiologia*. 2 ed. São Paulo: , v. 1, p. 108-11, 2009.

Chang, K. W.; Vohr, B. R.; Norton, S. J.; Lekas, M. D. External and middle ear status related to evoked otoacoustic emission in neonates. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg*, 119:276-82, 1993.

Citron, D.; Adour, K. Acoustic reflex and loudness discomfort in acute facial paralysis. *Arch Otolaryngol*, 104, 303-308, 1978.

COMUSA Comitê Multiprofissional em Saúde Auditiva Disponível em: <http://www.audiologiabrasil.org.br>, Acessado em: Novembro, 2011.

Cone-Wesson, B.; Vohr, B. R.; Sininger, Y. S.; Widen, J. E.; Folsom, R.C.; Gorga, M. P.; Norton, S. J. Identification of neonatal hearing impairment: Ear-canal measurements of acoustic admittance and reflectance in neonates. *Ear and Hearing*, v. 21, n. 5, p. 443-461, 2000.

Downs, D. W.; Crum, M. A. The Hyperactive Acoustic Reflex - 4 case studies. *Archives of Otolaryngology-Head and Neck Surgery*, 106, 401-404, 1980.

Doyle, K. J.; Burggraaff, B.; Fujikawa, S.; Kim, J; MacArthur, C. J. Neonatal hearing screening with otoscopy, auditory brain stem response and otoacoustic emissions. *Otolaryngol Head Neck Surg*, 116:597-603, 1997.

Doyle, K. J.; Rodgers, P.; Fujikawa, S.; Newman, E.; External and middle ear effects on infant hearing screening test results. *Otolaryngology, Head and Neck Surgery*, 122, 2000.

Feeney, M. P.; Grant, I. L.; Marryott, L. P. Wideband energy reflectance measurements in adults with middle-ear disorders. *Journal of Speech Language and Hearing Research*, 46, 901-911, 2003a.

Feeney, M. P.; Keefe, D. H.; Marryott, L. P. Contralateral acoustic reflex thresholds for tonal activators using wideband energy reflectance and admittance. *Journal of Speech, Language, and Hearing Research*, v. 46, n. 1, p. 128-136, 2003b.

Feeney, M. P.; Sanford, C. A. Detection of the acoustic stapedius reflex in infants using wideband energy reflectance and admittance. *Journal of the American Academy of Audiology*, v. 16, n. 5, p. 278-290, 2005. ISSN 1050-0545.

Feldman, A. S. Diagnostic Application and Interpretation of Tympanometry and Acoustic Reflex. *Audiology*, 16, 294-306, 1977.

Fisher, L. D.; van Belle, G. Biostatistics. John Wiley and Sons, New York, 1993.

Fleiss, J. L. Design and Analysis of Clinical Experiments. New York: John Wiley and Sons, 1986.

Fowler, C. G.; Shanks, J. E. Tympanometry. In: Katz J, editor. Handbook of clinical audiology. 5th ed. Philadelphia: Lippincott Williams and Wilkins, p.175-204, 2002.

Gelfand, S. A.; Piper, N. Acoustic reflex thresholds: Variability and distribution effects. *Ear and Hearing*, v. 5, n. 4, p. 228-234, 1984. ISSN 0196-0202.

Gn Otometrics. Developmental Milestones. Disponível em: <http://www.gnotometrics.com>. Acessado em: Novembro, 2011.

Gorga, M. P.; Neely, S. T.; Ohlrich, B.; Hoover, B.; Redner, J.; Peters, J. From laboratory to clinic: A large scale study of distortion product otoacoustic emissions in ears with normal hearing and ears with hearing loss. *Ear and Hearing*, 18, 440-455, 1997.

Himelfarb, M. Z.; Popelka, G. R.; Shanon, E. Tympanometry in Normal Neonates. *Journal of Speech and Hearing Research*, v. 22, n. 1, p. 179-191, 1979.

Holte, L.; Cavanaugh JR, R. M.; Margolis, R. H. Ear canal wall mobility and tympanometric shape in young infants. *Journal of Pediatrics*, v. 117, n. 1 I, p. 77-80, 1990.

Holte, L.; Margolis, R. H.; Cavanaugh JR, R. M. Developmental changes in multifrequency tympanograms. *Audiology*, v. 30, n. 1, p. 1-24, 1991. ISSN 0020-6091.

Hood, L. J. A review of objective methods of evaluating auditory neural pathways. *Laryngoscope* 109, 1745-1748. 1999.

Huang, L. H.; MaXR, Wang, S.; Mo, L. Y.; Liu, H.; Tang, X. R.; Yang, Y. L.; Tang, X. Q.; Guo, L.S.; Han, D. M. 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.

Hunter, L. L.; Feeney, M. P.; Miller, J. A. L.; Jeng, P. S.; Bohning, S. Wideband reflectance in newborns: normative regions and relationship to hearing-screening results. *Ear and hearing*, v. 31, n. 5, p. 599-610, 2010.

Hunter, L. L.; Tubaugh L.; Jackson, A.; Propes, S. Wideband middle ear power measurement in infants and children. *Journal of the American Academy of Audiology*, v. 19, n. 4, p. 309-324, 2008.

Hunter, L. L.; Margolis, R. H. Multifrequency tympanometry: current clinical application. *Am J Audiol*; 1:33-43, 1992.

Jaisinghani, V. J.; Paparella, M. M.; Schachern, P. A.; Schneider, D. S; Le, C. T. Residual mesenchyme persisting into adulthood. *American Journal of Otolaryngology - Head and Neck Medicine and Surgery*, v. 20, n. 6, p. 363-370, 1999. ISSN 0196-0709.

Jardim, I. S.; Mata, C.G.; Carvallo, R. M. M. Emissões otoacústicas evocadas por estímulos transientes e potencial evocado auditivo de tronco encefálico automático na triagem auditiva neonatal. *Einstein*, 6(3):253-61, 2008.

Jerger, J. Clinical experience with impedance audiometry. *Arch otolaryngol*, v. 92, n. 4, p. 311-324, 1970. ISSN 0003-9977.

Jerger, J.; Anthony, L.; Jerger, S.; Mauldin, L. Studies in impedance audiometry: III —Middle ear disorders. *Arch Otolaryngol*, 99, 165–171, 1974a. ISSN 0003-9977. ISSN 0022-4677.

Jerger, J.; Burney, P.; Mauldin, L.; Crump, B. Predicting hearing loss from the acoustic reflex. *J Speech Hear Disorder*, 39, 11–17. 1974b.

Joint Committee on Infant Hearing (JCIH). Year 2007 position statement: Principles and guidelines for early hearing detection and intervention programs. *Pediatrics*, 120, 898–921, 2007.

Keefe, D. H.; Bulen, J. C.; Arehart, K. H.; Burns, E. M. Ear-Canal Impedance and Reflection Coefficient in Human Infants and Adults. *Journal of the Acoustical Society of America*, v. 94, n. 5, p. 2617-2638, 1993.

Keefe, D. H.; Levi, E. Maturation of the middle and external ears: Acoustic power-based responses and reflectance tympanometry. *Ear and Hearing*, v. 17, n. 5, p. 361-373, 1996.

Keefe, D. H.; Folsom, R. C.; Gorga, M. P.; Vohr, B. R.; Bulen, J. C. Identification of neonatal hearing impairment: Ear-canal measurements of acoustic admittance and reflectance in neonates. *Ear and Hearing*, v. 21, n. 5, p. 443-461, 2000. ISSN 0196-0202.

Keefe, D. H.; Zhao, F.; Neely, S. T.; Gorga, M. P.; Vohr, B. R. Ear-meato acoustic admittance and reflectance effects in human neonates. I. Predictions of otoacoustic

emission and auditory brainstem responses. *Journal of the Acoustical Society of America*, v. 113, n. 1, p. 389-406, 2003.

Keefe, D. H.; Ling, R.; Bulen, J. C. Method to Measure Acoustic-Impedance and Reflection Coefficient. *Journal of the Acoustical Society of America*, v. 91, n. 1, p. 470-485, 1992.

Keefe, D. H.; Simmons, J. L. Energy transmittance predicts conductive hearing loss in older children and adults. *Journal of the Acoustical Society of America*, v. 114, n. 6, p. 3217-3238, 2003. ISSN 0001-4966.

Kei, J.; Allison-Levick, J.; Dockray, J.; Harrys, R.; Kirkegard, C.; Wong, J.; Maurer, M.; Hegarty, J.; Young, J.; Tudehope, D. High-frequency (1000 Hz) tympanometry in normal neonates. *Journal of the American Academy of Audiology*, v. 14, n. 1, p. 20-28, 2003. ISSN 1050-0545.

Keith, R. W. Impedance audiometry with neonates. *Arch Otolaryngol.* 97:465-7, 1973.

Keith, R. W. Middle ear function in neonates. *Archives of Otolaryngology*, v. 101, n. 6, p. 376-379, 1975. ISSN 0003-9977.

Keith, R. W.; Bench, R. J. Stapedial reflex in neonates newborn. *Scandinavian Audiology*, v. 7, n. 4, p. 187-191, 1978. ISSN 0105-0397.

Kemp, D. T. Otoacoustic emissions, travelling waves and cochlear mechanisms. *Hearing Research*, v. 22, p. 95-104, 1986. ISSN 0378-5955.

Kemp, D. T. Stimulated acoustic emissions from within the human auditory system. *Journal of the Acoustical Society of America*, 64, 1386-1391, 1978.

Liden, G.; Bjorkman, G.; Nyman, H.; Kunov, H. Tympanometry And Acoustic Impedance. *Acta Oto-Laryngologica*, v. 83, n. 1-2, p. 140-145, 1977. ISSN 0001-6489.

Liden, G. The scope and application of current audiometric tests. *The Journal of laryngology and otology*, v. 83, n. 6, p. 507-520, 1969. ISSN 0022-2151.

Liden, G.; Harford, E.; Hallen, O. Automatic Tympanometry in Clinical Practice. *Audiology*, v. 13, n. 2, p. 126-139, 1974. ISSN 0020-6091.

Linares, A. E.; Carvalho, R. M. M. Medidas imitanciométricas em crianças com ausência de emissões otoacústicas. *Revista Brasileira de Otorrinolaringologia*, v. 74, p. 410-406, 2008.

Lonsbury-Martin, B. L.; M. J. McCoy; Whitehead, M. L.; Martin, G. K. Clinical testing of distortion-product otoacoustic emissions. *Ear and Hearing*, 14, 11-22, 1993.

Lyra e Silva, K. A.; Novaes, B. A.; Lewis, D. R.; Carvallo, R. M. M., Tympanometry in neonates with normal otoacoustic emissions: Measurements and interpretation. *Rev Bras de ORL*, 73(5):633-9, 2007. ISSN 1808-8694.

Marchant, C. D.; McMillan, P. M.; Shurin, P. A.; Johnson, C. E.; Turczyk, V. A.; Feinstein, J. C.; Panek, D. M. Objective Diagnosis of Otitis-Media in Early Infancy by Tympanometry and Ipsilateral Acoustic Reflex Thresholds. *Journal of Pediatrics*, 109, 590-595, 1986.

Margolis, R. H.; Hunter, L. L. Timpanometria: princípios básicos e aplicações clínicas. In: Musiek FE, Rintelmann WI, editores. *Perspectivas atuais em avaliação auditiva*. São Paulo: Manole, p.85-126, 2001.

Margolis, R. H.; Rykken, J. R.; Hunter, L. L.; Giebink, G. S. Effects of otitis media on extended high-frequency hearing in children. *Annals of Otology, Rhinology and Laryngology*, v. 102, n. 1 I, p. 1-5, 1993. ISSN 0003-4894.

Margolis, R. H.; Bass-Ringdahl, S.; Hanks, W. D.; Holte, L.; Zapala, D. A. Tympanometry in newborn infants --1 kHz norms. *Journal of the American Academy of Audiology*, v. 14, n. 7, p. 383-392, 2003. ISSN 1050-0545.

Margolis, R. H.; Popelka, G. R. Static and dynamic acoustic impedance measurements in infant ears. *Journal of Speech and Hearing Research*, 18, 435-443, 1975. ISSN 0022-4685.

Margolis, R. H.; Saly, G. L.; Keefe, D. H. Wideband reflectance tympanometry in normal adults. *Journal of the Acoustical Society of America*, 106, 265-280, 1999. ISSN 0001-4966.

Margolis, R. H.; Levine, S. C. Acoustic Reflex Measures In Audiological Evaluation. *Otolaryngologic Clinics of North America*, v. 24, n. 2, p. 329-347, 1991. ISSN 0030-6665.

Margolis, R. H.; Saly, G. L.; Hunter, L. L. High-frequency hearing loss and wideband middle ear impedance in children with otitis media histories. *Ear and Hearing*, v. 21, n. 3, p. 206-211, 2000. ISSN 0196-0202.

Margolis, R. H.; Smith, P. Tympanometric asymmetry. *Journal of Speech and Hearing Research*, v. 20, n. 3, p. 437-446, 1977. ISSN 0022-4685.

Martin G. K.; Ohlms L. A.; Franklin D. J.; Hams F. P.; Lonsbury - Martin B.L. Distortion-product emissions in humans: 111. Influence of sensorineural hearing loss. *Ann Otol Rhinol Laryngol*, 147:29-44. 1990.

Mazlan, R.; Kei, J.; Hickson, L. Test-Retest Reliability of the Acoustic Stapedial Reflex Test in Healthy Neonates. *Ear and Hearing*, 30, 295-301, 2009.

Mazlan, R.; Kei, J.; Hickson, L.; Stapleton, C.; Grant, S.; Lim, S.; Linning, R.; Gavranich, J. High frequency immittance findings: Newborn versus six-week-old infants. *International Journal of Audiology*, 46, 711-717, 2007.

Mazlan, R.; J. Kei; L. Hickson; J. Gavranich; R. Linning Test-retest reproducibility of the 1000 Hz tympanometry test in newborn and six-week-old healthy infants. *International Journal of Audiology*, 49, 815-822, 2010.

McKinley, A. M.; Grose, J. H.; Roush, J. Multifrequency tympanometry and evoked otoacoustic emissions in neonates during the first 24 hours of life. *Journal of the American Academy of Audiology*, v. 8, n. 3, p. 218-223, 1997. ISSN 1050-0545.

McMillan, P. M.; Bennett, M. J.; Marchant, C. D.; Shurin, P. A. Ipsilateral and contralateral acoustic reflexes in neonates. *Ear Hear*, 6, 320-324, 1985. ISSN 0196-0202

McPherson, B. e Smyth, V. Hearing screening for school children with otitis media using otoacoustic emission measures, *Asia Pac. J. Speech Lang. Hear.* 2, 69-82, 1997.

Merchant, G. R.; Horton, N. J.; Voss, S. E. Normative Reflectance and Transmittance Measurements on Healthy Newborn and 1-Month-Old Infants. *Ear and Hearing*, v. 31, n. 6, p. 746-754, 2010.

Metz, O. The acoustic impedance measured on normal and pathological ears. *Actu Otolaryngol (Stockh)*, Suppl. 63, 1946.

Meyer, S. E.; Jardine, C. A.; Deverson, W. Developmental changes in tympanometry: A case study. *British Journal of Audiology*, 31, 189-195, 1997.

Moller, A. R. Bilateral contraction of the tympanic muscles in man. *Ann Otol Rhinol Laryngol*, 70, 733-752, 1961.

Neter, J.; Kutner, M. H.; Nachtsheim, C. J.; Li, W. *Applied Linear Statistical Models*. 5th ed, Irwin, Chicago, 2005.

Niemeyer, W.; Sesterhenn, G. Calculating the hearing threshold from the stapedius reflex threshold for different sound stimuli. *Audiology*, v. 13, n. 5, p. 421-427, 1974. ISSN 0020-6091.

Northern, J. L.; Downs, M. P. *Audição na infância*. 5 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2005.

O'Rourke, C.; Driscoll, C.; Kei, J.; Smyth, V. A normative study of distortion-product otoacoustic emissions in 6-year-old schoolchildren. *International Journal of Audiology*, 41, 162-169, 2002.

Paradise, J. L. Tympanometry Controversy And Middle-Ear Effusion - Too Much Concern Or Too Little. *Pediatrics*, v. 58, n. 4, p. 626-627, 1976.

Pereira, P. K.; Azevedo, M. F.; Testa, J. R. Conductive impairment in newborn who failed the newborn hearing screening. *Brazilian journal of otorhinolaryngology*, v. 76, n. 3, p. 347-354, 2010. ISSN 1808-8686.

Peterson, J. L.; Liden, G. Some static characteristics of the stapedial muscle reflex. *Audiology : official organ of the International Society of Audiology*, v. 11, n. 1, p. 97-114, 1972. ISSN 0020-6091.

Probst, R.; Coats, A. C.; Martin, G. K.; Lonsbury-Martin, B. L.; Spontaneous, click-, and toneburst-evoked otoacoustic emissions from normal ears. *Hearing Research*, 21, 261-275. 1986.

Probst, R.; Harris, F. P. A comparison of transiently evoked and distortion-product otoacoustic emissions in humans. *Progress in Brain Research*, v. 97, p. 91-99, 1993. ISSN 0079-6123.

Probst, R.; Lonsburymartin, B. L.; Martin, G. K. A Review of Otoacoustic Emissions. *Journal of the Acoustical Society of America*, v. 89, n. 5, p. 2027-2067, 1991. ISSN 0001-4966.

Rabbitt, R. D. A hierarchy of examples illustrating the acoustic coupling of the eardrum. *Journal of the Acoustical Society of America*, v. 87, n. 6, p. 2566-2582, 1990. ISSN 0001-4966.

Rhodes, M. C.; Margolis, R. H.; Hirsch, J. E.; Napp, A. P. Hearing screening in the newborn intensive care nursery: Comparison of methods. *Otolaryngology-Head and Neck Surgery*, 120, 799-808, 1999.

Ribeiro, F. M.; Carvalho, R. M. M. Tone- evoked ABR in full-term and preterm neonates with normal hearing. *International Journal of Audiology*, v. 47, p. 21-29, 2008.

Ribeiro, F. M.; Carvalho, R. M. M.; Marcoux, A. M. Auditory Steady-State Evoked Responses for Preterm and Term Neonates. *Audiology and Neuro-Otology*, v. 15, p. 97-110, 2010.

Roberts, D. G; Johnson, C. E.; Carlin, S. A.; Turczyk, V.; Karnuta, M. A.; Yaffee, K. Resolution of middle ear effusion in newborns. *Archives of Pediatrics and Adolescent Medicine*, v. 149, n. 8, p. 873-877, 1995. ISSN 1072-4710.

Sanford, C. A.; Keefe, D. H.; Liu, Y. W.; Fitzpatrick, D.; McCreery, R. W.; Lewis, D. E.; Gorga, M. P. Sound-Conduction Effects on Distortion-Product Otoacoustic Emission Screening Outcomes in Newborn Infants: Test Performance of Wideband Acoustic Transfer Functions and 1-kHz Tympanometry. *Ear and Hearing*, 30, 635-652, 2009.

Sanford, C. A.; Feeney, M. P. Effects of maturation on tympanometric wideband acoustic transfer functions in human infants. *Journal of the Acoustical Society of America*, v. 124, n. 4, p. 2106-2122, 2008. ISSN 0001-4966.

Shahnaz, N.; Miranda, T.; Polka, L. Multifrequency tympanometry in neonatal intensive care unit and well babies. *Journal of the American Academy of Audiology*, v. 19, n. 5, p. 392-418, 2008a.

Shahnaz, N. Wideband Reflectance in Neonatal Intensive Care Units. *Journal of the American Academy of Audiology*, v. 19, n. 5, p. 419-429, 2008b. ISSN 1050-0545.

Shahnaz, N.; Longridge, N.; Bell, D. Wideband energy reflectance patterns in preoperative and post-operative otosclerotic ears. *International Journal of Audiology*, v. 48, n. 5, p. 240-247, 2009. ISSN 1499-2027 1708-8186.

Shanks, J. E. Tympanometry. *Ear and Hearing*, v. 5, n. 5, p. 268-280, 1984. ISSN 0196-0202.

Shaw, E. A. G. The acoustics of the external ear, In: *Acoustical Factors Affecting Hearing Aid Performance*, edited by G. A. Studebaker and I. Hochberg (University Park, Baltimore, MD), p. 109-125, 1978.

Shi, S.; Kei, J.; Murdoch, B.; McPherson, B.; Smyth, V.; Latham, S.; Loscher, J. Paediatric hearing screening in the community: A comparison of outcomes from transient evoked and distortion product otoacoustic emission measures. *Scandinavian Audiology*, 29, 83-92, 2000.

Silman, S.; Gelfand, S. A.; Emmer, M. Acoustic reflex in hearing loss identification and prediction. *Seminars in Hearing*, v. 8, n. 4, p. 379-390, 1987.

Sprague, B. H.; Wiley, T. L.; Goldstein, R. Tympanometric and acoustic-reflex studies in neonates. *Journal of Speech and Hearing Research*, 28, 265-272, 1985.

Stinson, M. R. Revision of estimates of acoustic energy reflectance at the human eardrum. *Journal of the Acoustical Society of America*, v. 88, n. 4, p. 1773-1778, 1990.

Swanepoel, D. W.; Werner, S.; Hugo, R.; Louw, B.; Owen, R.; Swanepoel, A. High frequency immittance for neonates: a normative study. *Acta Oto-Laryngologica*, v. 127, n. 1, p. 49-56, 2007. ISSN 0001-6489.

Thornton A.R.D; Kimm L.; Kennedy C.R.; Cafarelli-Dees, D. External and middle-ear factors affecting evoked otoacoustic emissions in neonates. *Br J Audiol*, 27:319-27, 1993. ISSN 0300-5364

Van Camp, K. J.; Margolis, R. H.; Wilson, R. H.; Creten, W. L.; Shanks, J. E. Principles of tympanometry. *ASHA monographs*, n. 24, p. 1-88, 1986. ISSN 0066-071X.

Van Der Werff, K. R.; Prieve, B. A.; Georgantas, L. M. Test-retest reliability of wideband reflectance measures in infants under screening and diagnostic test conditions. *Ear and Hearing*, v. 28, n. 5, p. 669-681, 2007. ISSN 0196-0202.

Vanhuyse, V. J.; Greten, W. L.; Van Camp, K. J. On the W notching of tympanograms. *Scandinavian Audiology*, v. 4, n. 1, p. 45-50, 1975. ISSN 0105-0397.

Voss, S. E.; Horton, N. J.; Woodbury, R. R.; Sheffield, K. N. Sources of variability in reflectance measurements on normal cadaver ears. *Ear and Hearing*, v. 29, n. 4, p. 651-665, 2008. ISSN 0196-0202.

Voss, S. E.; Allen, J. B. Measurement of acoustic impedance and reflectance in the human ear canal. *Journal of the Acoustical Society of America*, v. 95, n. 1, p. 372-384, 1994.

Weatherby, L. A.; Bennett, M. J. The Neonatal Acoustic Reflex. *Scandinavian Audiology*, 9, 103-110, 1980.

Werner, L. A.; Levi, E. C.; Keefe, D. H. Ear-Canal Wideband Acoustic Transfer Functions of Adults and Two- to Nine-Month-Old Infants. *Ear and Hearing*, v. 31, n. 5, p. 587-598, 2010.

Wiley, T. L.; Fowler, C., *Acoustic Immittance Measures in Clinical Audiology*. San Diego: Singular Publishing Group, 1997.

ANEXO I

São Paulo, 20 de julho de 2009.

Il^{mo(a)}. S^{ra}.

Dra. Renata Mota Mamede Carvalho

Departamento de Fonoaudiologia, Fisioterapia e Terapia Ocupacional

Faculdade de Medicina

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

REFERENTE: **Projeto de Pesquisa** “Timpanometria e reflexo acústico de alta frequência em neonatos: uso combinado dos procedimentos” – **Co-investigador(es)**: Kilza de Arruda Lyra e Silva, Ivone Ferreira Neves, Seisse Gabriela Gandolfi Sanches - **Registro CEP-HU/USP**: 917/08 – **SISNEP CAAE**: 0038.0.198.000-09

Prezado(a) Senhor(a)

O Comitê de Ética em Pesquisa do Hospital Universitário da Universidade de São Paulo, em reunião ordinária realizada no dia 17 de julho de 2009, analisou o Projeto de Pesquisa acima citado, considerando-o como **APROVADO**, bem como o seu **Termo de Consentimento Livre e Esclarecido**.

Lembramos que cabe ao pesquisador elaborar e apresentar a este Comitê, relatórios anuais (parciais ou final, em função da duração da pesquisa), de acordo com a Resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde, item IX.2.c.

O primeiro relatório está previsto para 17 de julho de 2010.

Atenciosamente,

Dr. Maurício Seckler
Coordenador do Comitê de Ética em Pesquisa
Hospital Universitário da USP

ANEXO II

São Paulo, 20 de maio de 2011.

Ilmo. Sr(a).

Dra. Renata Mota Mamede Carvalho

Departamento de Fisioterapia, Fonoaudiologia e Terapia Ocupacional

Faculdade de Medicina

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

REFERENTE: **Projeto de Pesquisa** "Timpanometria e reflexo acústico de alta frequência em neonatos: uso combinado dos procedimentos" - **Pesquisador(a) responsável:** Dra. Renata Mota Mamede Carvalho - **Co-Autor(es):** Kílza de Arruda Lyra e Silva, Ivone Ferreira Neves, Seisse Gabriela Gandolfi Sanches - **Registro CEP-HU/USP:** 917/09 - **SISNEP CAAE:** 0038.0.198.000-09.

Prezada Doutora

O Comitê de Ética em Pesquisa do Hospital Universitário da Universidade de São Paulo, em reunião ordinária realizada no dia 20 de maio de 2011, analisou e APROVOU a solicitação feita por V.Sa., através do documento datado de 13 de maio de 2011, referente à alteração do título do Estudo acima mencionado, para "Reflectância de banda larga em recém-nascidos: uso combinado de procedimentos eletroacústicos"

Atenciosamente,

Dr. Mauricio Seckler
Coordenador do Comitê de Ética em Pesquisa
Hospital Universitário da Universidade de São Paulo

ANEXO III

INDICADORES DE RISCO PARA DEFICIÊNCIA AUDITIVA SEGUNDO “JOINT COMMITTEE ON INFANT HEARING”.

- História familiar de perda auditiva neurosensorial infantil permanente
- Toda doença ou condição que requeira admissão em UTI por período igual ou maior a 48 horas.
- Sinais sugestivos de síndrome conhecida associada à perda auditiva neurosensorial.
- Anomalias crânio faciais, incluindo aquelas com alterações morfológicas de pavilhão e meato acústico externo.
- Infecções intra - útero tais como citomagalovirus, herpes, toxoplasmose ou rubéola.
- Anomalias cranianas
- Uso de ototóxico a parti de cinco dias
- Ventilação mecânica prolongada no mínimo de cinco dias
- Consanguinidade
- Hiperbilirrubinemia – BI – 18mg/dl
- Distúrbio neurodegenerativos
- Apgar: 1º < 4 ou 5º < 6 ou 10º < 6
- Peso menor do que 1500g
- Prematuridade (< 37 semanas)
- Pequeno para idade gestacional (PIG)

ANEXO IV

TERMO DE LIVRE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIMENTO

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO – TCLE

TIMPANOMETRIA E REFLEXOS ACÚSTICOS DE ALTA FREQUÊNCIA: USO COMBINADO DE PROCEDIMENTOS

Prezado (a) Sr. (a):

Seu filho (a) está sendo convidado a participar de um estudo sobre audição na fase do nascimento. O objetivo da pesquisa é obter maiores informações a respeito das respostas auditivas nesta fase, possibilitando aperfeiçoar esta avaliação em bebês.

Participarão do estudo bebês com audição normal, que não tenham apresentado problemas ao nascimento. Como seu filho (a) não apresenta nenhum risco para perda de audição, reúne as condições ideais para participar deste estudo.

Para avaliar a audição, serão colocados pequenos fones de ouvido em cada orelha do bebê e através deles serão apresentados sons de baixa intensidade que não causam desconforto ao seu bebê. Vamos então medir as respostas do bebê a estes sons. O exame a que seu filho será submetido dura aproximadamente 30 minutos e é realizado em estado tranquilo ou durante o sono. É importante avaliar a audição, pois ela é importante para que a criança aprenda a falar e a se comunicar.

A equipe esclarece que V.Sa. terá acesso, a qualquer tempo, às informações sobre procedimentos, riscos e benefícios relacionados à pesquisa, inclusive para esclarecer eventuais dúvidas. A equipe esclarece também que não haverá desconforto ou risco esperado decorrente da pesquisa, pois o grau de risco é mínimo. Fica garantida a confidencialidade, o sigilo e a privacidade dos dados obtidos no estudo. A equipe esclarece também que V.Sa. tem total liberdade de recusar a participação de seu filho ou retirar seu consentimento, em qualquer fase da pesquisa, sem penalização alguma e sem prejuízo ao seu cuidado. Ainda, a equipe garante a disponibilidade de assistência, por eventuais danos à saúde, decorrentes da pesquisa. Caso seja identificada alguma alteração auditiva em seu/sua filha, nossa equipe fará os acompanhamentos necessários na Clínica de Fonoaudiologia do Centro de Docência e Pesquisa em Fisioterapia, Fonoaudiologia e Terapia Ocupacional.

Qualquer dúvida adicional, favor entrar em contato com a fonoaudióloga Kliza de Amada Lyra e Silva (kliza.amada@usp.br) e/ou com a Profa. Dra. Renata Mota Mamede Carvalho (renamaca@usp.br), Centro de Docência e Pesquisa em Fisioterapia, Fonoaudiologia e Terapia Ocupacional, à Rua Cipotânea, 51 - Cidade Universitária - São Paulo - SP, telefone: 3091-7453

Agradecendo a participação de seu filho, subscrevo-me.
Atenciosamente,

Profa. Dra. Renata Mota Mamede Carvalho
Curso de Fonoaudiologia FMUSP

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

São Paulo, _____ de _____ de 2010

assinatura do sujeito da pesquisa ou responsável legal

assinatura do pesquisador

ANEXO V

A simulação dos tamanhos amostrais foi conforme a especificação dos erros nominais e estatísticos. Utilizou-se as descritivas de Refletância na frequência de 258 Hz, conforme mostra a Tabela 1.

Tabela 1 - Descritiva de Reflectância em Teste na Frequência de 258 Hz

Reflectancia (Teste)	Freq. 258 Hz	
	Chirp	Tom
Média	61,86	52,65
Desvio Padrão	25,80	19,43
N	32	42
IC	8,94	5,88

A variabilidade é medida pelo desvio padrão. Quanto mais próximo (ou maior) esse valor for em relação á média, maior será a variabilidade, o que é ruim, pois assim não se tem uma homogeneidade dos dados. O intervalo de confiança (IC) ora somado e ora subtraído da média, mostra a variação da média segundo uma probabilidade estatística. Aqui, esses limites não tem relação com o cálculo de mais ou menos um desvio padrão em relação à média. O IC é mais confiável, pois se tem uma probabilidade estatística associada em seu cálculo.

Como base nestes valores foi realizado alguns cálculos (simulações) para determinar o tamanho amostral. O tamanho amostral é calculado com a definição de dois tipos de erros, o erro estatístico (alfa) e o erro na escala nominal dos dados (beta) (Tabela 2).

Tabela 2 - Simulações de tamanhos amostrais

		Erro Estatístico					
		12%	10%	7%	5%	3%	1%
Erro Nominal	12,90 (1/2 DP)	10	11	13	15	19	27
	8,60 (1/3 DP)	22	24	30	35	42	60
	6,45 (1/4 DP)	39	43	53	61	75	106
	3,23 (1/8 DP)	155	173	210	246	301	425

Os valores na primeira coluna representam o erro nominal, onde antes do parêntese tem o valor correspondente do desvio padrão em *Chirp*. Já dentro do parêntese, tem a representação de quanto corresponde do desvio padrão original. Calculando-o em relação ao desvio padrão (DP) de cada variável e por isso conseguiu-se ter um valor de tamanho amostral único e não para cada variável. Realizou-se simulações com seis níveis de erros estatísticos (alfa).

A amostragem composta por 77 sujeitos tem um erro nominal de $\frac{1}{4}$ do desvio padrão com um erro estatístico de aproximadamente 3%.

ANEXO VI

TABELAS E GRÁFICOS

REFLECTÂNCIA DA ENERGIA

Tabela 1 - Estatísticas descritivas para a reflectância com estímulo *Chirp* por orelha

	Orelha	N	Média	Desvio Padrão	Percentil				
					5	25	50	75	95
258 Hz	Direita	66	62,23	20,53	28,82	45,59	60,82	76,06	92,89
	Esquerda	65	60,78	21,29	27,85	43,72	60,17	78,10	96,69
492 Hz	Direita	72	64,95	14,25	37,88	57,73	67,01	73,52	88,77
	Esquerda	72	67,24	15,48	44,05	57,95	67,56	76,73	92,00
750 Hz	Direita	72	54,67	13,96	29,53	46,45	54,18	65,19	74,47
	Esquerda	72	56,86	13,83	30,58	48,96	57,49	65,86	75,50
1008 Hz	Direita	72	36,83	16,52	17,36	22,84	32,28	48,08	67,07
	Esquerda	72	38,60	16,88	13,43	24,98	38,11	50,06	67,79
1500 Hz	Direita	72	27,41	19,76	3,17	13,94	23,91	36,31	68,86
	Esquerda	72	25,77	17,66	5,47	12,89	21,29	33,45	60,00
1992 Hz	Direita	72	32,89	20,07	6,29	16,92	29,85	45,34	69,25
	Esquerda	72	30,05	20,12	4,87	14,66	27,68	40,42	73,03
3000 Hz	Direita	72	44,86	16,11	22,61	33,67	41,70	58,37	71,23
	Esquerda	72	44,29	18,03	15,06	34,98	44,00	54,59	73,41
4008 Hz	Direita	72	54,49	15,61	28,40	43,80	53,06	65,42	82,71
	Esquerda	72	55,25	18,41	26,07	42,77	55,68	71,31	84,51
6000 Hz	Direita	67	32,80	22,68	4,62	14,01	29,45	48,19	74,02
	Esquerda	65	33,38	23,79	2,89	14,03	27,77	50,64	71,83

Gráfico 1 – Curvas das médias de reflectância da energia com estímulo chirp por orelha em recém-nascidos

Tabela 2 - Estatísticas descritivas para a reflectância com estímulo tom puro por orelha em recém-nascidos

	Orelha	N	Média	Desvio Padrão	Percentil				
					5	25	50	75	95
258 Hz	Direita	72	58,23	21,66	26,98	41,96	55,42	73,94	95,09
	Esquerda	72	57,60	18,23	30,63	43,38	55,22	66,46	94,16
492 Hz	Direita	72	63,36	15,16	37,39	57,03	64,91	71,88	85,27
	Esquerda	72	66,68	13,34	44,75	59,76	67,39	75,00	86,46
750 Hz	Direita	72	52,54	14,11	29,69	45,47	53,40	61,55	74,71
	Esquerda	72	56,02	13,26	32,56	47,51	56,93	63,96	78,16
1008 Hz	Direita	72	36,53	16,71	16,60	22,69	31,52	50,08	70,14
	Esquerda	72	37,93	16,51	14,53	23,89	36,31	48,60	67,40
1500 Hz	Direita	72	27,63	18,85	2,33	14,64	22,09	35,86	68,56
	Esquerda	72	26,94	17,93	5,24	12,97	22,32	36,85	64,19
1992 Hz	Direita	72	32,61	19,87	6,94	16,98	30,74	44,83	70,59
	Esquerda	72	30,47	20,05	5,39	15,77	26,28	40,36	73,41
3000 Hz	Direita	72	44,57	16,41	22,90	31,82	43,54	55,52	73,14
	Esquerda	72	44,32	18,23	14,38	32,70	44,23	55,46	73,18
4008 Hz	Direita	72	53,60	15,43	27,26	42,77	52,97	62,60	80,77
	Esquerda	72	53,72	18,17	24,68	44,53	53,02	66,84	82,27
6000 Hz	Direita	72	32,13	24,12	3,00	11,34	27,28	48,61	74,19
	Esquerda	72	31,78	23,87	2,27	13,91	22,99	48,55	75,10

Gráfico 2 – Curvas das médias de reflectância da energia com estímulo tom puro por orelha em recém-nascidos

TIMPANOMETRIA

Resultados com a sonda de 226 Hz

Tabela 3 - Distribuições de frequências e porcentagens do tipo de curva marginais e por sexo na orelha direita– sonda de 226 Hz

Sexo	Tipo de curva		Total
	A	PD	
F	5	31	36
	13,9%	86,1%	100,0%
M	3	33	36
	8,3%	91,7%	100,0%
Total	8	64	72
	11,1%	88,9%	100,0%

Legenda: A - curva timpanométrica tipo pico único; PD – curva timpanométrica tipo pico duplo.

Tabela 4 - Distribuições de frequências e porcentagens do Tipo de curva marginais e por sexo na orelha esquerda– sonda de 226 Hz

Sexo	Tipo de curva		Total
	A	PD	
F	4	32	36
	11,1%	88,9%	100,0%
M	4	32	36
	11,1%	88,9%	100,0%
Total	8	64	72
	11,1%	88,9%	100,0%

Legenda: A - curva timpanométrica tipo pico único; PD – curva timpanométrica tipo pico duplo.

Tabela 5 - Distribuições de frequências e porcentagens da configuração B/G marginais e por sexo na orelha direita– sonda de 226 Hz

Sexo	Configuração B/G				Total
	1B/1G	3B/1G	3B/3G	5B/3G	
F	1	6	26	3	36
	2,8%	16,7%	72,2%	8,3%	100,0%
M	3	2	27	2	34
	8,8%	5,9%	79,4%	5,9%	100,0%
Total	4	8	53	5	70
	5,7%	11,4%	75,7%	7,1%	100,0%

Legenda: Curvas timpanométricas tipo B/G

Tabela 6 - Distribuições de frequências e porcentagens da configuração B/G marginais e por sexo na orelha esquerda– sonda de 226 Hz

Sexo	Configuração B/G				Total
	1B/1G	3B/1G	3B/3G	5B/3G	
F	2	6	22	6	36
	5,6%	16,7%	61,1%	16,7%	100,0%
M	2	3	23	5	33
	6,1%	9,1%	69,7%	15,2%	100,0%
Total	4	9	45	11	69
	5,8%	13,0%	65,2%	15,9%	100,0%

Legenda: Curvas timpanométricas tipo B/G

Tabela 7 - Estatísticas descritivas para PPT, Y_{mt} , V_{mae} , LT e Reflexos na orelha direita por sexo e total

	Sexo	N	Média	Desvio padrão	Mínimo	Mediana	Máximo
PPT	F	36	-0,25	41,42	-85,0	8,0	55,0
	M	36	4,69	44,12	-79,0	13,0	62,0
	Total	72	2,22	42,56	-85,0	12,0	62,0
Y_{mt}	F	36	0,39	0,11	0,3	0,4	0,8
	M	36	0,40	0,11	0,2	0,4	0,7
	Total	72	0,39	0,11	0,2	0,4	0,8
V_{mae}	F	36	0,40	0,07	0,3	0,4	0,6
	M	36	0,45	0,10	0,3	0,5	0,6
	Total	72	0,42	0,09	0,3	0,4	0,6
LT	F	36	94,11	36,77	57,0	78,5	171,0
	M	36	91,17	38,94	53,0	78,0	201,0
	Total	72	92,64	37,63	53,0	78,0	201,0
Reflexo 1kHz	F	36	96,81	12,26	70,0	95,0	110,0
	M	36	97,92	9,74	75,0	97,5	110,0
	Total	72	97,36	11,01	70,0	95,0	110,0
Reflexo 2kHz	F	36	92,22	14,32	65,0	95,0	110,0
	M	36	96,39	12,40	70,0	100,0	110,0
	Total	72	94,31	13,46	65,0	95,0	110,0
Reflexo RB	F	36	89,58	18,30	50,0	90,0	110,0
	M	36	90,56	15,67	50,0	90,0	110,0
	Total	72	90,07	16,92	50,0	90,0	110,0

Legenda: V_{mae} – Volume Equivalente do Meato Acústico Externo; PPT – Pressão do Pico Timpanométrico
 Y_{mt} – Admitância Acústica Estática de Pico Compensado; LT – Largura Timpanométrica.

Gráfico 3 - Box-plots para PPT, Y_{mt} , V_{mae} , LT e Reflexos na orelha direita por sexo (*)

(*) as linhas tracejadas representam os limites de resposta

Tabela 8 - Resultados obtidos na comparação das variâncias e das médias de PPT, V_{mae} e Reflexos nos dois sexos – Orelha direita

Variável	Igualdade de variâncias	Igualdade de médias
PPT	0,642	0,626
V_{mae}	0,028	0,014
Reflexo 1 kHz	0,082	0,671
Reflexo 2kHz	0,287	0,191
Reflexo RB	0,493	0,809

Legenda: V_{mae} – Volume Equivalente do Meato Acústico Externo; PPT – Pressão do Pico Timpanométrico; RB – Ruído de Banda Larga

Tabela 9 - Estatísticas descritivas para PPT, Y_{mt} , V_{mae} , LT e Reflexos na orelha esquerda por sexo e total

Variável	Sexo	N	Média	Desvio padrão	Mínimo	Mediana	Máximo
PPT	F	36	8,69	36,29	-65,0	24,5	50,0
	M	36	2,08	48,14	-76,0	16,5	83,0
	Total	72	5,39	42,46	-76,0	22,0	83,0
Y_{mt}	F	36	0,37	0,11	0,2	0,3	0,7
	M	36	0,40	0,14	0,2	0,4	0,9
	Total	72	0,39	0,13	0,2	0,4	0,9
V_{mae}	F	36	0,42	0,08	0,3	0,4	0,7
	M	36	0,43	0,09	0,3	0,4	0,6
	Total	72	0,42	0,09	0,3	0,4	0,7
LT	F	35	95,80	41,24	49,0	81,0	194,0
	M	36	86,00	31,96	37,0	76,0	171,0
	Total	71	90,83	36,89	37,0	78,0	194,0
Reflexo 1kHz	F	36	98,33	10,62	75,0	97,5	110,0
	M	36	97,78	11,18	80,0	100,0	110,0
	Total	72	98,06	10,83	75,0	100,0	110,0
Reflexo 2kHz	F	36	94,44	12,06	70,0	95,0	110,0
	M	36	95,28	11,83	70,0	95,0	110,0
	Total	72	94,86	11,87	70,0	95,0	110,0
Reflexo RB	F	36	88,06	15,69	50,0	87,5	110,0
	M	36	85,42	15,46	50,0	85,0	110,0
	Total	72	86,74	15,52	50,0	85,0	110,0

Legenda: V_{mae} – Volume Equivalente do Meato Acústico Externo; PPT – Pressão do Pico Timpanométrico
 Y_{mt} – Admitância Acústica Estática de Pico Compensado; LT – Largura Timpanométrica; RB – Ruído de Banda Larga

Gráfico 4 - *Box-plots* para PPT, Y_{mt} , V_{mae} , LT e Reflexos na orelha esquerda por sexo

(*) as linhas tracejadas representam os limites de resposta

Tabela 10 - Resultados obtidos na comparação das variâncias e das médias de PPT, V_{mae} e Reflexos nos dois sexos – Orelha esquerda

Variável	Igualdade de variâncias	Igualdade de médias
PPT	0,005	0,513
V_{mae}	0,028	0,646
Reflexo 1 kHz	0,418	0,829
Reflexo 2kHz	0,973	0,768
Reflexo RB	0,544	0,475

Legenda: V_{mae} – Volume Equivalente do Meato Acústico Externo; PPT – Pressão do Pico Timpanométrico; RB – Ruído de Banda Larga

Resultados com a sonda de 1000 Hz

Tabela 11 - Distribuições de frequências e porcentagens do Tipo de curva marginais e por sexo na orelha direita – sonda de 1000 Hz

Sexo	Tipo de curva			Total
	A	AS	PD	
F	32	2	1	35
	91,4%	5,7%	2,9%	100,0%
M	32	3	1	36
	88,9%	8,3%	2,8%	100,0%
Total	64	5	2	71
	90,1%	7,0%	2,8%	100,0%

Legenda: A - curva timpanométrica tipo pico único; PD – curva timpanométrica tipo pico duplo.

Tabela 12 - Distribuições de frequências e porcentagens do Tipo marginais e por sexo na orelha esquerda – sonda de 1000 Hz

Sexo	Tipo de curva			Total
	A	AS	PD	
F	32	1	3	36
	88,9%	2,8%	8,3%	100,0%
M	33	3	0	36
	91,7%	8,3%	0,0%	100,0%
Total	65	4	3	72
	90,3%	5,6%	4,2%	100,0%

Legenda: A - curva timpanométrica tipo pico único; PD – curva timpanométrica tipo pico duplo.

Tabela 13 - Distribuições de frequências e porcentagens da classificação B/G marginais e por sexo na orelha direita– sonda de 1000Hz

Sexo	Configuração B/G			Total
	1B/1G	1B/1G S	3B/1G	
F	11	12	12	35
	31,4%	34,3%	34,3%	100,0%
M	9	17	8	34
	26,5%	50,0%	23,5%	100,0%
Total	20	29	20	69
	29,0%	42,0%	29,0%	100,0%

Legenda: Curvas timpanométricas tipo B/G

Tabela 14 - Distribuições de frequências e porcentagens da classificação B/G marginais e por sexo na orelha esquerda– sonda de 1000 Hz

Sexo	Configuração B/G				Total
	1B/1G	1B/1G S	3B/1G	3B/3G	
F	10	16	9	1	36
	27,8%	44,4%	25,0%	2,8%	100,0%
M	10	14	8	0	32
	31,3%	43,8%	25,0%	0,0%	100,0%
Total	20	30	17	1	68
	29,4%	44,1%	25,0%	1,5%	100,0%

Legenda: Curvas timpanométricas tipo B/G

Tabela 15 - Estatísticas descritivas para PPT, Y_{mt} , V_{mae} , LT e Reflexos na orelha direita por sexo e total

Variável	Sexo	N	Média	Desvio padrão	Mínimo	Mediana	Máximo
PPT	F	33	11,73	34,31	-52	22	83
	M	33	18,58	39,15	-62	22	92
	Total	66	15,15	36,69	-62	22	92
Y_{mt}	F	33	0,73	0,33	0,26	0,67	1,7
	M	33	0,78	0,36	0,26	0,70	1,6
	Total	66	0,76	0,35	0,26	0,70	1,7
V_{mae}	F	35	0,24	0,06	0,1	0,24	0,36
	M	36	0,28	0,12	0,14	0,26	0,74
	Total	71	0,26	0,10	0,1	0,25	0,74
LT	F	27	110,00	31,29	56	112	171
	M	29	106,28	26,03	64	103	167
	Total	56	108,07	28,49	56	103	171
Reflexo 1kHz	F	35	84,00	7,26	70	85	105
	M	36	84,44	8,52	70	85	105
	Total	71	84,23	7,87	70	85	105
Reflexo 2kHz	F	35	73,29	13,06	50	70	100
	M	36	72,64	15,05	50	70	105
	Total	71	72,96	14,01	50	70	105
Reflexo RB	F	35	59,14	12,75	50	55	100
	M	36	62,78	13,81	50	60	100
	Total	71	60,99	13,33	50	55	100

Legenda: V_{mae} – Volume Equivalente do Meato Acústico Externo; PPT – Pressão do Pico Timpanométrico
 Y_{mt} – Admitância Acústica Estática de Pico Compensado; LT – Largura Timpanométrica; RB – Ruído de Banda Larga

Gráfico 5 - Box-plots para PPT, Y_{mt} , V_{mae} , LT e Reflexos na orelha direita por sexo

(*) as linhas tracejadas representam os limites de resposta

Tabela 16 - Resultados obtidos na comparação das variâncias e das médias de PPT, Y_{mt} e Reflexo 2 kHz nos dois sexos – Orelha direita – Sonda de 1000 Hz

Variável	Igualdade de variâncias	Igualdade de médias
PPT	0,739	0,453
Y_{mt}	0,581	0,571
LT	0,252	0,629
Reflexo 2kHz	0,349	0,847

Legenda: PPT – Pressão do Pico Timpanométrico; Y_{mt} – Admitância Acústica Estática de Pico Compensado; LT – Largura Timpanométrica

Tabela 17 - Estatísticas descritivas para PPT Y_{mt} , V_{mae} , LT e Reflexos na orelha esquerda por sexo e total

	Sexo	N	Média	Desvio padrão	Mínimo	Mediana	Máximo
PPT	F	35	9,69	35,51	-79	10	83
	M	33	17,30	50,67	-100	18	98
	Total	68	13,38	43,37	-100	15,5	98
Y_{mt}	F	35	0,78	0,40	0,3	0,67	1,8
	M	33	0,64	0,29	0,3	0,57	1,5
	Total	68	0,71	0,36	0,3	0,61	1,8
V_{mae}	F	36	0,25	0,08	0,15	0,24	0,51
	M	36	0,28	0,12	0,15	0,26	0,68
	Total	72	0,27	0,10	0,15	0,24	0,68
LT	F	26	112,46	28,60	58	111	174
	M	28	104,86	26,73	53	107	171
	Total	54	108,52	27,65	53	109,5	174
Reflexo 1kHz	F	36	83,33	8,28	75	85	110
	M	36	83,47	6,64	75	82,5	100
	Total	72	83,40	7,45	75	85	110
Reflexo 2kHz	F	36	73,75	11,86	50	75	100
	M	36	72,08	12,78	50	70	100
	Total	72	72,92	12,27	50	70	100
Reflexo RB	F	36	60,56	12,58	50	55	100
	M	36	59,03	14,28	50	50	95
	Total	72	59,79	13,39	50	52,5	100

Legenda: V_{mae} – Volume Equivalente do Meato Acústico Externo; PPT – Pressão do Pico Timpanométrico
 Y_{mt} – Admitância Acústica Estática de Pico Compensado; LT – Largura Timpanométrica; RB – Ruído de Banda Larga

Gráfico 6 - *Box-plots* para PPT, Y_{mt} , V_{mae} , LT e Reflexos na orelha esquerda por sexo

(*) as linhas tracejadas representam os limites de resposta

Tabela 18 - Resultados obtidos na comparação das variâncias e das médias de PPT, LT e Reflexo 2 kHz nos dois sexos – Orelha esquerda – Sonda de 1000 Hz

Variável	Igualdade de variâncias	Igualdade de médias
PPT	0,075	0,473
LT	0,931	0,317
Reflexo 2kHz	0,629	0,568

Legenda: PPT – Pressão do Pico Timpanométrico; LT – Largura Timpanométrica.

EMISSIONES OTOACSTICAS

Tabela 19 - Estatísticas descritivas para EOAT (dB) na orelha direita por sexo e frequência

Frequência	Sexo	N	Média	Desvio padrão	Mínimo	Mediana	Máximo
1 kHz	F	27	1,47	7,53	-7,7	-1,7	19,3
	M	31	3,49	9,33	-11,1	1,9	23,2
	Total	58	2,55	8,53	-11,1	1,2	23,2
1,5 kHz	F	27	9,81	6,98	-3	9,9	24
	M	31	10,10	9,53	-19	8,6	31
	Total	58	9,96	8,37	-19	9,55	31
2 kHz	F	27	13,24	6,86	4,3	11,3	29,9
	M	31	12,54	7,92	-6,8	12,6	30,7
	Total	58	12,86	7,39	-6,8	11,35	30,7
3 kHz	F	27	12,06	6,46	0	11,6	26
	M	31	12,10	5,81	6	10,7	25
	Total	58	12,08	6,06	0	10,9	26
4 kHz	F	27	13,29	8,36	-0,3	12,8	31,9
	M	31	12,71	8,77	-9,4	12,4	29,6
	Total	58	12,98	8,51	-9,4	12,6	31,9
Response	F	27	8,09	4,83	0,5	6,7	19,6
	M	31	8,70	5,65	1,5	7,3	24,9
	Total	58	8,42	5,25	0,5	7,1	24,9

Gráfico 7 - *Box-plots* para EOAT (dB) na orelha direita por sexo e frequência

Tabela 20 - P-valores obtidos na comparação das variâncias e das médias da EOAT nos dois sexos – Orelha direita

Frequência	Igualdade de variâncias	Igualdade de médias
1 kHz	0,332	0,373
1,5 kHz	0,389	0,898
2 kHz	0,805	0,722
3 kHz	0,413	0,982
4 kHz	0,934	0,797
Response	0,638	0,662

Tabela 21 - Estatísticas descritivas para EOAT (dB) na orelha esquerda por sexo e frequência

Frequência	Sexo	N	Média	Desvio padrão	Mínimo	Mediana	Máximo
1 kHz	F	26	0,84	7,44	-16,1	0,15	16,6
	M	28	3,15	6,92	-11,1	3,5	13,5
	Total	54	2,04	7,20	-16,1	2,45	16,6
1,5 kHz	F	26	10,14	6,35	0	9,15	22
	M	28	10,76	7,90	-8	12,5	26
	Total	54	10,46	7,14	-8	10,9	26
2 kHz	F	26	13,64	7,31	-1,4	12,6	24,7
	M	28	13,11	5,92	0,7	13,65	26,8
	Total	54	13,37	6,57	-1,4	13,45	26,8
3 kHz	F	26	10,30	6,30	-1,1	9,35	20,7
	M	28	12,74	6,87	-0,7	11,5	29,6
	Total	54	11,57	6,66	-1,1	10,95	29,6
4 kHz	F	26	12,20	7,71	-1,8	10,3	29,7
	M	28	13,10	7,88	-2,3	13,95	30,5
	Total	54	12,67	7,74	-2,3	12,25	30,5
Response	F	26	7,26	4,41	0,5	6,1	14,8
	M	28	8,15	5,44	0,5	7,5	21,2
	Total	54	7,72	4,94	0,5	6,45	21,2

Gráfico 8 - *Box-plots* para EOAT (dB) na orelha esquerda por sexo e frequência

Tabela 22 - P-valores obtidos na comparação das variâncias e das médias da EOAT nos dois sexos – Orelha esquerda

Frequência	Igualdade de variâncias	Igualdade de médias
1 kHz	0,963	0,244
1,5 kHz	0,251	0,752
2 kHz	0,199	0,773
3 kHz	0,898	0,182
4 kHz	0,871	0,672
Response	0,42	0,516

CONSTRUÇÃO DAS CURVAS DE REFLECTÂNCIA CHIRP

Orelha direita

A análise descritiva da Reflectância chirp consistiu da construção de tabelas com valores de estatísticas descritivas (tabelas 23 a 31) e representação gráfica dos valores individuais e médios (Gráficos 9 e 10) por categoria de EOAT, configuração B/G e sexo em cada frequência.

Tabela 23 - Estatísticas descritivas para a Reflectância chirp por categoria de EOAT, configuração B/G e sexo na frequência de 258 Hz – Orelha direita

EOAT	B/G	Sexo	N	Média	Desvio padrão	Mínimo	Mediana	Máximo
≤ mediana	1B/1G	F	4	40,35	25,19	18,28	34,04	75,05
		M	4	31,00	17,67	17,22	24,94	56,91
		Total	8	35,68	20,76	17,22	25,96	75,05
	1B/1G S	F	6	43,66	7,88	34,53	43,21	56,03
		M	5	36,91	19,37	18,70	35,83	67,41
		Total	11	40,59	13,91	18,70	40,67	67,41
	3B/1G	F	4	24,33	4,94	18,54	24,30	30,17
		M	5	40,52	25,92	17,48	31,15	71,94
		Total	9	33,33	20,44	17,48	25,95	71,94
	Total	F	14	37,19	15,79	18,28	35,78	75,05
		M	14	36,51	20,24	17,22	28,59	71,94
		Total	28	36,85	17,82	17,22	32,84	75,05
>mediana	1B/1G	F	5	46,20	18,92	26,68	43,62	73,71
		M	5	38,76	14,15	18,68	38,84	56,10
		Total	10	42,48	16,23	18,68	41,23	73,71
	1B/1G S	F	3	26,99	7,31	21,31	24,42	35,23
		M	7	28,87	10,67	17,01	23,63	46,23
		Total	10	28,31	9,41	17,01	24,02	46,23
	3B/1G	F	4	18,25	6,47	11,31	17,83	26,04
		M	3	24,36	1,56	22,56	25,21	25,30
		Total	7	20,87	5,69	11,31	22,56	26,04
	Total	F	12	32,08	17,84	11,31	26,36	73,71
		M	15	31,26	11,81	17,01	25,30	56,10
		Total	27	31,63	14,49	11,31	26,04	73,71
Total	1B/1G	F	9	43,60	20,65	18,28	42,18	75,05
		M	9	35,31	15,29	17,22	33,27	56,91
		Total	18	39,45	18,14	17,22	36,06	75,05
	1B/1G S	F	9	38,10	11,03	21,31	37,02	56,03
		M	12	32,22	14,68	17,01	27,11	67,41
		Total	21	34,74	13,27	17,01	35,23	67,41
	3B/1G	F	8	21,29	6,24	11,31	21,67	30,17
		M	8	34,46	21,32	17,48	25,26	71,94
		Total	16	27,88	16,63	11,31	23,94	71,94
	Total	F	26	34,83	16,63	11,31	31,00	75,05
		M	29	33,80	16,34	17,01	26,03	71,94
		Total	55	34,29	16,33	11,31	30,17	75,05

Legenda: Curvas timpanométricas tipo B/G

Tabela 24 - Estatísticas descritivas para a Reflectância chirp por categoria de EOAT, configuração B/G e sexo na frequência de 492 Hz – Orelha direita

EOAT	B/G	Sexo	N	Média	Desvio padrão	Mínimo	Mediana	Máximo
≤ mediana	1B/1G	F	4	68,45	10,99	62,26	63,32	84,90
		M	4	71,96	11,56	64,46	67,13	89,15
		Total	8	70,21	10,61	62,26	65,22	89,15
	1B/1G S	F	6	64,24	8,52	50,59	65,78	75,16
		M	5	61,71	18,68	39,20	56,39	88,46
		Total	11	63,09	13,33	39,20	63,48	88,46
	3B/1G	F	4	61,81	17,52	36,26	68,60	73,79
		M	5	59,82	16,22	43,91	51,13	82,72
		Total	9	60,70	15,74	36,26	64,57	82,72
	Total	F	14	64,75	11,56	36,26	64,30	84,90
		M	14	63,97	15,73	39,20	65,22	89,15
		Total	28	64,36	13,55	36,26	64,51	89,15
>mediana	1B/1G	F	5	65,53	18,76	32,02	72,99	75,13
		M	5	70,68	6,11	61,21	73,49	75,58
		Total	10	68,11	13,43	32,02	73,24	75,58
	1B/1G S	F	3	67,61	16,37	51,69	66,74	84,40
		M	7	62,02	12,23	39,21	68,19	72,17
		Total	10	63,69	12,90	39,21	67,46	84,40
	3B/1G	F	4	65,70	5,38	61,67	63,77	73,61
		M	3	63,64	7,03	55,54	67,29	68,09
		Total	7	64,82	5,67	55,54	64,24	73,61
	Total	F	12	66,11	13,62	32,02	69,78	84,40
		M	15	65,23	9,90	39,21	68,09	75,58
		Total	27	65,62	11,47	32,02	68,09	84,40
Total	1B/1G	F	9	66,83	14,96	32,02	72,82	84,90
		M	9	71,25	8,32	61,21	68,28	89,15
		Total	18	69,04	11,96	32,02	70,55	89,15
	1B/1G S	F	9	65,36	10,73	50,59	66,74	84,40
		M	12	61,89	14,44	39,20	67,34	88,46
		Total	21	63,38	12,80	39,20	66,74	88,46
	3B/1G	F	8	63,76	12,18	36,26	64,41	73,79
		M	8	61,25	12,98	43,91	61,42	82,72
		Total	16	62,51	12,22	36,26	64,41	82,72
	Total	F	26	65,38	12,31	32,02	65,65	84,90
		M	29	64,62	12,82	39,20	67,93	89,15
		Total	55	64,98	12,47	32,02	67,29	89,15

Legenda: Curvas timpanométricas tipo B/G

Tabela 25 - Estatísticas descritivas para a Reflectância chirp por categoria de EOAT, configuração B/G e sexo na frequência de 750 Hz – Orelha direita

EOAT	B/G	Sexo	N	Média	Desvio padrão	Mínimo	Mediana	Máximo
≤ mediana	1B/1G	F	4	54,41	14,76	42,99	49,50	75,65
		M	4	54,96	9,49	48,33	51,27	68,97
		Total	8	54,69	11,49	42,99	51,27	75,65
	1B/1G S	F	6	58,66	5,37	51,01	57,60	65,93
		M	5	53,06	15,04	29,88	52,07	67,83
		Total	11	56,11	10,65	29,88	56,76	67,83
	3B/1G	F	4	50,04	5,47	42,90	50,52	56,22
		M	5	58,31	17,17	34,92	57,23	83,35
		Total	9	54,64	13,33	34,92	56,22	83,35
	Total	F	14	54,98	9,06	42,90	54,59	75,65
		M	14	55,48	13,66	29,88	54,55	83,35
	Total	Total	28	55,23	11,38	29,88	54,59	83,35
>mediana	1B/1G	F	5	57,34	17,29	29,10	65,80	72,60
		M	5	58,30	8,64	44,94	57,84	67,19
		Total	10	57,82	12,90	29,10	61,20	72,60
	1B/1G S	F	3	53,20	19,53	33,72	53,11	72,78
		M	7	48,34	17,92	27,09	44,02	82,52
		Total	10	49,80	17,45	27,09	46,65	82,52
	3B/1G	F	4	52,19	2,45	48,82	52,63	54,69
		M	3	48,14	7,16	41,89	46,58	55,96
		Total	7	50,46	4,98	41,89	52,62	55,96
	Total	F	12	54,59	13,63	29,10	53,11	72,78
		M	15	51,62	13,79	27,09	49,28	82,52
	Total	Total	27	52,94	13,54	27,09	53,11	82,52
Total	1B/1G	F	9	56,04	15,29	29,10	53,11	75,65
		M	9	56,82	8,62	44,94	56,99	68,97
		Total	18	56,43	12,04	29,10	55,05	75,65
	1B/1G S	F	9	56,84	10,99	33,72	56,76	72,78
		M	12	50,31	16,23	27,09	49,90	82,52
		Total	21	53,11	14,29	27,09	53,11	82,52
	3B/1G	F	8	51,12	4,09	42,90	51,66	56,22
		M	8	54,50	14,52	34,92	56,28	83,35
		Total	16	52,81	10,45	34,92	52,63	83,35
	Total	F	26	54,80	11,16	29,10	53,11	75,65
		M	29	53,48	13,62	27,09	52,50	83,35
	Total	Total	55	54,11	12,42	27,09	53,11	83,35

Legenda: Curvas timpanométricas tipo B/G

Tabela 26 - Estatísticas descritivas para a Reflectância chirp por categoria de EOAT, configuração B/G e sexo na frequência de 1008 Hz – Orelha direita

EOAT	B/G	Sexo	N	Média	Desvio padrão	Mínimo	Mediana	Máximo
≤ mediana	1B/1G	F	4	40,35	25,19	18,28	34,04	75,05
		M	4	31,00	17,67	17,22	24,94	56,91
		Total	8	35,68	20,76	17,22	25,96	75,05
	1B/1G S	F	6	43,66	7,88	34,53	43,21	56,03
		M	5	36,91	19,37	18,70	35,83	67,41
		Total	11	40,59	13,91	18,70	40,67	67,41
	3B/1G	F	4	24,33	4,94	18,54	24,30	30,17
		M	5	40,52	25,92	17,48	31,15	71,94
		Total	9	33,33	20,44	17,48	25,95	71,94
	Total	F	14	37,19	15,79	18,28	35,78	75,05
		M	14	36,51	20,24	17,22	28,59	71,94
	Total	Total	28	36,85	17,82	17,22	32,84	75,05
>mediana	1B/1G	F	5	46,20	18,92	26,68	43,62	73,71
		M	5	38,76	14,15	18,68	38,84	56,10
		Total	10	42,48	16,23	18,68	41,23	73,71
	1B/1G S	F	3	26,99	7,31	21,31	24,42	35,23
		M	7	28,87	10,67	17,01	23,63	46,23
		Total	10	28,31	9,41	17,01	24,02	46,23
	3B/1G	F	4	18,25	6,47	11,31	17,83	26,04
		M	3	24,36	1,56	22,56	25,21	25,30
		Total	7	20,87	5,69	11,31	22,56	26,04
	Total	F	12	32,08	17,84	11,31	26,36	73,71
		M	15	31,26	11,81	17,01	25,30	56,10
	Total	Total	27	31,63	14,49	11,31	26,04	73,71
Total	1B/1G	F	9	43,60	20,65	18,28	42,18	75,05
		M	9	35,31	15,29	17,22	33,27	56,91
		Total	18	39,45	18,14	17,22	36,06	75,05
	1B/1G S	F	9	38,10	11,03	21,31	37,02	56,03
		M	12	32,22	14,68	17,01	27,11	67,41
		Total	21	34,74	13,27	17,01	35,23	67,41
	3B/1G	F	8	21,29	6,24	11,31	21,67	30,17
		M	8	34,46	21,32	17,48	25,26	71,94
		Total	16	27,88	16,63	11,31	23,94	71,94
	Total	F	26	34,83	16,63	11,31	31,00	75,05
		M	29	33,80	16,34	17,01	26,03	71,94
	Total	Total	55	34,29	16,33	11,31	30,17	75,05

Legenda: Curvas timpanométricas tipo B/G

Tabela 27 - Estatísticas descritivas para a Reflectância chirp por categoria de EOAT, configuração B/G e sexo na frequência de 1500 Hz – Orelha direita

EOAT	B/G	Sexo	N	Média	Desvio padrão	Mínimo	Mediana	Máximo
≤ mediana	1B/1G	F	4	26,40	35,81	3,20	11,65	79,09
		M	4	15,67	13,91	0,42	14,92	32,43
		Total	8	21,04	25,79	0,42	13,90	79,09
	1B/1G S	F	6	22,67	12,51	1,84	24,62	34,20
		M	5	26,30	24,59	12,35	15,28	70,07
		Total	11	24,32	17,99	1,84	19,07	70,07
	3B/1G	F	4	26,76	17,44	4,97	27,26	47,57
		M	5	36,46	30,84	0,25	23,97	78,82
		Total	9	32,15	24,81	0,25	25,69	78,82
	Total	F	14	24,90	20,75	1,84	22,53	79,09
		M	14	26,89	24,44	0,25	19,86	78,82
	Total	Total	28	25,90	22,27	0,25	20,01	79,09
>mediana	1B/1G	F	5	26,72	10,67	15,92	25,91	39,58
		M	5	22,27	13,18	5,23	19,64	38,59
		Total	10	24,49	11,55	5,23	22,77	39,58
	1B/1G S	F	3	16,69	14,68	3,12	14,68	32,27
		M	7	20,72	12,58	5,08	23,84	39,18
		Total	10	19,51	12,54	3,12	19,26	39,18
	3B/1G	F	4	19,14	17,17	3,26	15,20	42,90
		M	3	18,37	8,67	12,34	14,48	28,31
		Total	7	18,81	13,14	3,26	14,48	42,90
	Total	F	12	21,68	13,48	3,12	18,13	42,90
		M	15	20,77	11,41	5,08	19,64	39,18
	Total	Total	27	21,17	12,13	3,12	19,46	42,90
Total	1B/1G	F	9	26,58	23,19	3,20	18,62	79,09
		M	9	19,34	13,09	0,42	19,64	38,59
		Total	18	22,96	18,65	0,42	19,13	79,09
	1B/1G S	F	9	20,68	12,68	1,84	19,37	34,20
		M	12	23,04	17,73	5,08	17,17	70,07
		Total	21	22,03	15,45	1,84	19,07	70,07
	3B/1G	F	8	22,95	16,53	3,26	22,58	47,57
		M	8	29,67	25,54	0,25	23,72	78,82
		Total	16	26,31	21,07	0,25	23,72	78,82
	Total	F	26	23,42	17,50	1,84	19,41	79,09
		M	29	23,72	18,77	0,25	19,64	78,82
Total	Total	55	23,58	18,01	0,25	19,46	79,09	

Legenda: Curvas timpanométricas tipo B/G

Tabela 28 - Estatísticas descritivas para a Reflectância chirp por categoria de EOAT, configuração B/G e sexo na frequência de 1992 Hz – Orelha direita

EOAT	B/G	Sexo	N	Média	Desvio padrão	Mínimo	Mediana	Máximo
≤ mediana	1B/1G	F	4	37,24	26,79	12,13	31,03	74,79
		M	4	20,85	17,61	6,79	15,64	45,31
		Total	8	29,05	22,75	6,79	24,37	74,79
	1B/1G S	F	6	19,46	11,52	5,99	19,17	34,71
		M	5	24,17	24,15	7,52	14,13	66,64
		Total	11	21,60	17,49	5,99	17,57	66,64
	3B/1G	F	4	43,31	13,24	28,59	42,99	58,69
		M	5	41,19	28,66	9,16	28,88	76,46
		Total	9	42,13	21,86	9,16	36,98	76,46
	Total	F	14	31,36	19,42	5,99	29,24	74,79
		M	14	29,30	24,30	6,79	20,98	76,46
		Total	28	30,33	21,61	5,99	26,12	76,46
>mediana	1B/1G	F	5	18,36	11,67	6,00	15,85	37,42
		M	5	27,74	16,06	7,83	27,84	50,27
		Total	10	23,05	14,13	6,00	18,68	50,27
	1B/1G S	F	3	20,72	12,29	6,53	27,52	28,11
		M	7	27,17	20,66	2,58	31,87	58,26
		Total	10	25,24	18,11	2,58	27,81	58,26
	3B/1G	F	4	34,54	18,08	10,86	36,33	54,65
		M	3	27,07	8,67	17,27	30,17	33,76
		Total	7	31,34	14,30	10,86	33,76	54,65
	Total	F	12	24,35	14,96	6,00	23,20	54,65
		M	15	27,34	16,36	2,58	30,17	58,26
		Total	27	26,01	15,53	2,58	27,84	58,26
Total	1B/1G	F	9	26,75	20,89	6,00	18,87	74,79
		M	9	24,67	16,08	6,79	21,96	50,27
		Total	18	25,71	18,11	6,00	20,42	74,79
	1B/1G S	F	9	19,88	11,00	5,99	20,77	34,71
		M	12	25,92	21,15	2,58	17,07	66,64
		Total	21	23,33	17,43	2,58	20,00	66,64
	3B/1G	F	8	38,93	15,40	10,86	37,72	58,69
		M	8	35,90	23,33	9,16	29,52	76,46
		Total	16	37,41	19,16	9,16	33,98	76,46
	Total	F	26	28,12	17,53	5,99	27,81	74,79
		M	29	28,29	20,22	2,58	25,45	76,46
		Total	55	28,21	18,82	2,58	27,52	76,46

Legenda: Curvas timpanométricas tipo B/G

Tabela 29 - Estatísticas descritivas para a Reflectância chirp por categoria de EOAT, configuração B/G e sexo na frequência de 3000 Hz – Orelha direita

EOAT	B/G	Sexo	N	Média	Desvio padrão	Mínimo	Mediana	Máximo
≤ mediana	1B/1G	F	4	50,38	24,79	27,17	47,95	78,45
		M	4	42,31	26,59	9,18	45,85	68,36
		Total	8	46,34	24,19	9,18	45,85	78,45
	1B/1G S	F	6	36,55	13,52	22,40	35,14	58,33
		M	5	38,32	17,38	14,30	39,36	62,91
		Total	11	37,35	14,59	14,30	37,72	62,91
	3B/1G	F	4	43,89	16,33	26,09	42,23	65,01
		M	5	52,05	20,58	35,16	40,02	78,63
		Total	9	48,42	18,17	26,09	40,02	78,63
	Total	F	14	42,60	17,60	22,40	37,98	78,45
		M	14	44,36	20,60	9,18	39,69	78,63
		Total	28	43,48	18,82	9,18	38,80	78,63
>mediana	1B/1G	F	5	31,16	7,60	22,77	32,11	41,93
		M	5	41,31	18,11	11,67	48,20	57,63
		Total	10	36,24	14,14	11,67	35,70	57,63
	1B/1G S	F	3	38,53	3,35	34,85	39,36	41,39
		M	7	41,52	10,28	25,62	44,69	51,70
		Total	10	40,63	8,66	25,62	41,43	51,70
	3B/1G	F	4	53,66	11,05	37,91	56,79	63,16
		M	3	39,52	18,60	24,43	33,83	60,29
		Total	7	47,60	15,28	24,43	54,72	63,16
	Total	F	12	40,51	12,65	22,77	38,64	63,16
		M	15	41,05	13,75	11,67	44,69	60,29
		Total	27	40,81	13,02	11,67	41,39	63,16
Total	1B/1G	F	9	39,70	19,02	22,77	32,11	78,45
		M	9	41,76	20,72	9,18	48,20	68,36
		Total	18	40,73	19,33	9,18	35,70	78,45
	1B/1G S	F	9	37,21	10,86	22,40	37,72	58,33
		M	12	40,19	13,05	14,30	41,21	62,91
		Total	21	38,91	11,96	14,30	39,36	62,91
	3B/1G	F	8	48,78	13,93	26,09	50,46	65,01
		M	8	47,35	19,57	24,43	38,29	78,63
		Total	16	48,06	16,42	24,43	43,12	78,63
	Total	F	26	41,63	15,25	22,40	38,08	78,45
		M	29	42,65	17,16	9,18	40,94	78,63
		Total	55	42,17	16,14	9,18	39,36	78,63

Legenda: Curvas timpanométricas tipo B/G

Tabela 30 - Estatísticas descritivas para a Reflectância chirp por categoria de EOAT, configuração B/G e sexo na frequência de 4008 Hz – Orelha direita

EOAT	B/G	Sexo	N	Média	Desvio padrão	Mínimo	Mediana	Máximo
≤ mediana	1B/1G	F	4	63,01	15,87	49,93	58,77	84,56
		M	4	44,46	26,17	24,14	36,97	79,77
		Total	8	53,74	22,36	24,14	51,10	84,56
	1B/1G S	F	6	43,92	6,59	33,33	43,89	52,07
		M	5	52,15	14,70	38,09	46,18	74,59
		Total	11	47,66	11,25	33,33	45,77	74,59
	3B/1G	F	4	55,46	13,26	37,50	57,43	69,50
		M	5	59,73	20,33	42,31	48,81	83,55
		Total	9	57,83	16,66	37,50	57,08	83,55
	Total	F	14	52,67	13,64	33,33	51,00	84,56
		M	14	52,66	19,79	24,14	47,49	83,55
		Total	28	52,67	16,68	24,14	48,90	84,56
>mediana	1B/1G	F	5	49,81	13,34	31,12	50,53	67,93
		M	5	48,47	10,28	34,79	47,06	61,51
		Total	10	49,14	11,25	31,12	48,79	67,93
	1B/1G S	F	3	55,23	19,48	43,45	44,53	77,71
		M	7	51,33	8,97	40,81	51,03	66,38
		Total	10	52,50	11,90	40,81	48,85	77,71
	3B/1G	F	4	66,81	14,75	56,09	61,30	88,53
		M	3	50,39	24,79	22,86	57,36	70,96
		Total	7	59,77	19,77	22,86	59,61	88,53
	Total	F	12	56,83	15,89	31,12	54,97	88,53
		M	15	50,19	12,42	22,86	51,03	70,96
		Total	27	53,14	14,18	22,86	53,86	88,53
Total	1B/1G	F	9	55,67	15,23	31,12	52,26	84,56
		M	9	46,69	17,72	24,14	47,06	79,77
		Total	18	51,18	16,68	24,14	50,23	84,56
	1B/1G S	F	9	47,69	12,41	33,33	44,53	77,71
		M	12	51,67	11,08	38,09	48,85	74,59
		Total	21	49,97	11,54	33,33	46,18	77,71
	3B/1G	F	8	61,14	14,33	37,50	58,70	88,53
		M	8	56,23	20,86	22,86	53,09	83,55
		Total	16	58,68	17,47	22,86	57,57	88,53
	Total	F	26	54,59	14,57	31,12	52,17	88,53
		M	29	51,38	16,14	22,86	48,81	83,55
		Total	55	52,90	15,36	22,86	50,53	88,53

Legenda: Curvas timpanométricas tipo B/G

Tabela 31 - Estatísticas descritivas para a Reflectância chirp por categoria de EOAT, configuração B/G e sexo na frequência de 6000 Hz – Orelha direita

EOAT	B/G	Sexo	N	Média	Desvio padrão	Mínimo	Mediana	Máximo
≤ mediana	1B/1G	F	4	37,31	37,52	1,60	33,83	79,97
		M	3	36,16	29,65	14,65	23,86	69,98
		Total	7	36,82	31,58	1,60	23,86	79,97
	1B/1G S	F	5	30,30	18,38	10,41	35,91	50,83
		M	4	25,48	13,64	13,82	22,52	43,05
		Total	9	28,16	15,66	10,41	29,45	50,83
	3B/1G	F	4	23,92	22,76	2,70	23,62	45,75
		M	4	44,38	29,17	17,14	42,57	75,23
		Total	8	34,15	26,57	2,70	31,62	75,23
	Total	F	13	30,50	24,98	1,60	35,91	79,97
		M	11	35,26	23,64	13,82	23,86	75,23
		Total	24	32,68	23,97	1,60	26,65	79,97
>mediana	1B/1G	F	5	32,80	22,88	12,66	25,46	71,18
		M	5	24,43	16,57	4,07	18,87	42,67
		Total	10	28,61	19,34	4,07	22,84	71,18
	1B/1G S	F	3	16,37	7,88	9,80	14,19	25,10
		M	6	22,43	24,99	7,05	9,73	69,94
		Total	9	20,41	20,37	7,05	9,98	69,94
	3B/1G	F	4	26,10	18,55	9,17	21,35	52,52
		M	3	28,48	24,84	2,31	31,39	51,73
		Total	7	27,12	19,47	2,31	22,38	52,52
	Total	F	12	26,46	18,48	9,17	21,35	71,18
		M	14	24,44	20,62	2,31	17,54	69,94
		Total	26	25,37	19,30	2,31	20,27	71,18
Total	1B/1G	F	9	34,80	28,20	1,60	25,46	79,97
		M	8	28,83	21,09	4,07	21,36	69,98
		Total	17	31,99	24,53	1,60	23,86	79,97
	1B/1G S	F	8	25,08	16,21	9,80	19,65	50,83
		M	10	23,65	20,28	7,05	14,70	69,94
		Total	18	24,28	18,07	7,05	14,89	69,94
	3B/1G	F	8	25,01	19,26	2,70	21,35	52,52
		M	7	37,56	26,52	2,31	31,39	75,23
		Total	15	30,87	23,00	2,31	22,38	75,23
	Total	F	25	28,56	21,74	1,60	22,38	79,97
		M	25	29,20	22,21	2,31	21,92	75,23
		Total	50	28,88	21,75	1,60	22,15	79,97

Legenda: Curvas timpanométricas tipo B/G

Gráfico 9 - Valores individuais e médios da Reflectância chirp por configuração, sexo e frequência no grupo com $EOAT \leq$ mediana – Orelha direita

Gráfico 10 - Valores individuais e médios da Reflectância chirp por configuração, sexo e frequência no grupo com $EOAT >$ mediana – Orelha direita

Os p-valores obtidos (corrigidos pelo procedimento de Bonferroni) são apresentados na tabela 32. As médias da Reflectância nas configurações foram comparadas, duas a duas, em cada frequência, e os p-valores obtidos são apresentados na tabela 33.

Tabela 32 - P-valores obtidos na comparação das médias da Reflectância nas frequências duas a duas em cada configuração no grupo com EOAT $\leq$ mediana – Orelha direita

Comparação		Configuração		
		1B/1G	1B/1G S	3B/1G
258 x 492		>0,999	>0,999	>0,999
258 x 750		>0,999	>0,999	>0,999
258 x 1008		0,288	0,738	0,099
258 x 1500		0,015	0,007	0,151
258 x 1992		0,109	0,010	0,141
258 x 3000		>0,999	0,766	0,529
258 x 4008		>0,999	>0,999	>0,999
258 x 6000		0,467	0,209	0,229
492 x 750		0,072	0,199	>0,999
492 x 1008		0,052	0,005	0,348
492 x 1500		0,025	0,002	0,641
492 x 1992		0,026	0,001	>0,999
492 x 3000		0,634	0,006	>0,999
492 x 4008		>0,999	0,278	>0,999
492 x 6000		0,349	0,002	0,709
750 x 1008		0,114	0,006	0,091
750 x 1500		0,155	0,002	0,238
750 x 1992		0,535	0,001	>0,999
750 x 3000		>0,999	0,007	>0,999
750 x 4008		>0,999	>0,999	>0,999
750 x 6000		>0,999	0,008	0,620
1008 x 1500		>0,999	0,011	>0,999
1008 x 1992		>0,999	0,035	>0,999
1008 x 3000		>0,999	>0,999	0,266
1008 x 4008		0,498	>0,999	0,034
1008 x 6000		>0,999	>0,999	>0,999
1500 x 1992		0,515	>0,999	0,496
1500 x 3000		0,097	>0,999	0,019
1500 x 4008		0,062	0,006	0,056
1500 x 6000		>0,999	>0,999	>0,999
1992 x 3000		0,274	0,022	>0,999
1992 x 4008		0,106	<0,001	0,099
1992 x 6000		>0,999	0,551	>0,999
3000 x 4008		>0,999	0,712	>0,999
3000 x 6000		>0,999	>0,999	0,787
4008 x 6000		>0,999	0,204	0,244

Legenda: Curvas timpanométricas tipo B/G

Tabela 33 - P-valores obtidos na comparação das médias da Reflectância nas configurações duas a duas em cada frequência no grupo com EOAT $\leq$ mediana – Orelha direita

	Frequência (Hz)								
	258	492	750	1008	1500	1992	3000	4008	6000
p	0,136	0,482	0,746	0,821	0,247	0,009	0,153	0,191	0,772

Orelha esquerda

A análise descritiva da Reflectância chirp consistiu da construção de tabelas com valores de estatísticas descritivas (Tabelas 32 a 42) e representação gráfica dos valores individuais e médios (Gráficos 11 e 12) por categoria de EOAT, configuração B/G e sexo em cada frequência.

Tabela 34 - Estatísticas descritivas para a Reflectância chirp por categoria de EOAT, configuração B/G e sexo na frequência de 258 Hz – Orelha esquerda

EOAT	B/G	Sexo	N	Média	Desvio padrão	Mínimo	Mediana	Máximo
≤ mediana	1B/1G	F	3	62,79	37,96	19,09	81,76	87,52
		M	2	47,07	21,60	31,79	47,07	62,34
		Total	5	56,50	30,19	19,09	62,34	87,52
	1B/1G S	F	5	63,96	31,79	35,77	46,09	100,00
		M	6	59,11	22,98	28,63	59,69	85,94
		Total	11	61,31	25,97	28,63	59,17	100,00
	3B/1G	F	3	53,56	17,18	33,95	60,77	65,95
		M	3	58,48	27,74	26,46	74,44	74,56
		Total	6	56,02	20,81	26,46	63,36	74,56
	Total	F	11	60,80	27,81	19,09	60,77	100,00
		M	11	56,75	22,08	26,46	60,22	85,94
		Total	22	58,78	24,59	19,09	60,50	100,00
>mediana	1B/1G	F	4	57,82	12,11	45,28	55,99	74,05
		M	5	58,86	20,11	27,66	59,14	81,43
		Total	9	58,40	16,05	27,66	58,48	81,43
	1B/1G S	F	6	64,09	16,75	47,48	58,12	88,75
		M	4	61,39	23,09	37,55	57,86	92,28
		Total	10	63,01	18,32	37,55	58,12	92,28
	3B/1G	F	1	73,64	.	73,64	73,64	73,64
		M	2	83,89	5,60	79,92	83,89	87,85
		Total	3	80,47	7,12	73,64	79,92	87,85
	Total	F	11	62,68	14,38	45,28	58,48	88,75
		M	11	64,33	20,49	27,66	62,92	92,28
		Total	22	63,50	17,29	27,66	60,58	92,28
Total	1B/1G	F	7	59,95	23,68	19,09	58,48	87,52
		M	7	55,49	19,51	27,66	59,14	81,43
		Total	14	57,72	20,97	19,09	58,81	87,52
	1B/1G S	F	11	64,03	23,33	35,77	54,22	100,00
		M	10	60,02	21,74	28,63	59,69	92,28
		Total	21	62,12	22,11	28,63	59,17	100,00
	3B/1G	F	4	58,58	17,25	33,95	63,36	73,64
		M	5	68,65	24,21	26,46	74,56	87,85
		Total	9	64,17	20,80	26,46	73,64	87,85
	Total	F	22	61,74	21,63	19,09	59,63	100,00
		M	22	60,54	21,14	26,46	61,28	92,28
		Total	44	61,14	21,15	19,09	60,50	100,00

Legenda: Curvas timpanométricas tipo B/G

Tabela 35 - Estatísticas descritivas para a Reflectância chirp por categoria de EOAT, configuração B/G e sexo na frequência de 492 Hz – Orelha esquerda

EOAT	B/G	Sexo	N	Média	Desvio padrão	Mínimo	Mediana	Máximo
≤ mediana	1B/1G	F	4	68,04	6,38	60,68	67,72	76,02
		M	3	67,48	3,38	64,00	67,70	70,75
		Total	7	67,80	4,93	60,68	67,70	76,02
	1B/1G S	F	6	68,64	13,36	53,48	68,30	88,53
		M	6	55,76	21,51	15,75	57,25	76,15
		Total	12	62,20	18,35	15,75	60,71	88,53
	3B/1G	F	4	68,24	16,38	47,04	72,34	81,22
		M	3	75,53	21,19	51,31	84,70	90,60
		Total	7	71,36	17,29	47,04	81,10	90,60
	Total	F	14	68,35	11,83	47,04	67,72	88,53
		M	12	63,64	19,25	15,75	65,85	90,60
	Total	Total	26	66,18	15,54	15,75	67,00	90,60
>mediana	1B/1G	F	4	79,85	13,73	67,42	76,26	99,46
		M	5	76,56	11,59	63,76	74,58	93,71
		Total	9	78,02	11,87	63,76	75,63	99,46
	1B/1G S	F	6	64,49	8,36	57,22	61,16	77,80
		M	5	64,35	19,07	40,75	73,68	83,21
		Total	11	64,42	13,43	40,75	63,06	83,21
	3B/1G	F	1	65,92	.	65,92	65,92	65,92
		M	3	66,91	18,43	46,75	71,08	82,90
		Total	4	66,66	15,06	46,75	68,50	82,90
	Total	F	11	70,20	12,26	57,22	67,42	99,46
		M	13	69,64	16,00	40,75	73,68	93,71
	Total	Total	24	69,90	14,11	40,75	71,29	99,46
Total	1B/1G	F	8	73,94	11,75	60,68	72,39	99,46
		M	8	73,15	10,11	63,76	70,04	93,71
		Total	16	73,55	10,60	60,68	70,04	99,46
	1B/1G S	F	12	66,56	10,85	53,48	63,01	88,53
		M	11	59,67	19,92	15,75	58,46	83,21
		Total	23	63,27	15,86	15,75	62,96	88,53
	3B/1G	F	5	67,77	14,22	47,04	65,92	81,22
		M	6	71,22	18,38	46,75	76,99	90,60
		Total	11	69,65	15,91	46,75	71,08	90,60
	Total	F	25	69,17	11,80	47,04	67,42	99,46
		M	25	66,76	17,53	15,75	70,75	93,71
	Total	Total	50	67,96	14,84	15,75	69,25	99,46

Legenda: Curvas timpanométricas tipo B/G

Tabela 36 - Estatísticas descritivas para a Reflectância chirp por categoria de EOAT, configuração B/G e sexo na frequência de 750 Hz – Orelha esquerda

EOAT	B/G	Sexo	N	Média	Desvio padrão	Mínimo	Mediana	Máximo
≤ mediana	1B/1G	F	4	51,60	12,02	43,16	47,23	68,76
		M	3	63,05	6,94	57,54	60,76	70,84
		Total	7	56,50	11,21	43,16	57,54	70,84
	1B/1G S	F	6	57,22	10,73	46,41	55,11	77,42
		M	6	47,26	17,89	16,54	51,80	65,44
		Total	12	52,24	14,99	16,54	55,11	77,42
	3B/1G	F	4	52,83	10,41	37,36	57,20	59,56
		M	3	64,19	11,66	50,80	69,67	72,09
		Total	7	57,70	11,68	37,36	58,33	72,09
	Total	F	14	54,36	10,46	37,36	55,11	77,42
		M	12	55,44	15,88	16,54	58,63	72,09
		Total	26	54,86	12,97	16,54	56,39	77,42
>mediana	1B/1G	F	4	65,35	8,83	57,44	65,47	73,03
		M	5	63,95	9,61	51,40	65,38	73,93
		Total	9	64,58	8,72	51,40	65,38	73,93
	1B/1G S	F	6	51,63	6,76	43,36	52,34	60,39
		M	5	55,14	16,24	31,87	63,18	71,90
		Total	11	53,23	11,48	31,87	54,49	71,90
	3B/1G	F	1	60,10	.	60,10	60,10	60,10
		M	3	58,81	25,81	29,00	73,58	73,84
		Total	4	59,13	21,08	29,00	66,84	73,84
	Total	F	11	57,39	9,60	43,36	57,44	73,03
		M	13	59,38	15,69	29,00	63,53	73,93
		Total	24	58,47	13,02	29,00	59,03	73,93
Total	1B/1G	F	8	58,47	12,22	43,16	57,70	73,03
		M	8	63,61	8,17	51,40	63,07	73,93
		Total	16	61,04	10,39	43,16	59,36	73,93
	1B/1G S	F	12	54,43	9,03	43,36	54,63	77,42
		M	11	50,84	16,81	16,54	56,70	71,90
		Total	23	52,71	13,14	16,54	54,77	77,42
	3B/1G	F	5	54,28	9,59	37,36	58,33	60,10
		M	6	61,50	18,15	29,00	70,88	73,84
		Total	11	58,22	14,69	29,00	59,56	73,84
	Total	F	25	55,69	10,01	37,36	56,07	77,42
		M	25	57,49	15,57	16,54	60,76	73,93
		Total	50	56,59	12,99	16,54	57,49	77,42

Legenda: Curvas timpanométricas tipo B/G

Tabela 37 - Estatísticas descritivas para a Reflectância chirp por categoria de EOAT, configuração B/G e sexo na frequência de 1008 Hz – Orelha esquerda

EOAT	B/G	Sexo	N	Média	Desvio padrão	Mínimo	Mediana	Máximo
≤ mediana	1B/1G	F	4	38,19	21,69	10,97	40,74	60,29
		M	3	42,32	4,41	37,24	44,65	45,07
		Total	7	39,96	15,70	10,97	44,65	60,29
	1B/1G S	F	6	47,65	17,75	29,52	41,96	76,84
		M	6	29,81	19,39	13,18	24,55	65,25
		Total	12	38,73	20,02	13,18	36,06	76,84
	3B/1G	F	4	28,56	8,10	19,32	28,36	38,21
		M	3	37,32	18,00	24,40	29,68	57,89
		Total	7	32,32	12,76	19,32	29,68	57,89
	Total	F	14	39,49	17,69	10,97	36,72	76,84
		M	12	34,82	16,25	13,18	33,29	65,25
		Total	26	37,34	16,87	10,97	36,06	76,84
>mediana	1B/1G	F	4	44,11	16,37	29,25	42,51	62,17
		M	5	46,24	10,16	34,22	42,31	59,08
		Total	9	45,29	12,38	29,25	42,31	62,17
	1B/1G S	F	6	30,59	11,80	17,66	28,68	44,38
		M	5	35,70	20,86	11,80	28,69	66,10
		Total	11	32,91	15,84	11,80	28,69	66,10
	3B/1G	F	1	38,00	.	38,00	38,00	38,00
		M	3	44,69	27,37	13,42	56,36	64,29
		Total	4	43,02	22,60	13,42	47,18	64,29
	Total	F	11	36,18	13,94	17,66	35,13	62,17
		M	13	41,83	18,17	11,80	42,31	66,10
		Total	24	39,24	16,28	11,80	39,67	66,10
Total	1B/1G	F	8	41,15	18,07	10,97	40,74	62,17
		M	8	44,77	8,28	34,22	43,48	59,08
		Total	16	42,96	13,71	10,97	43,48	62,17
	1B/1G S	F	12	39,12	16,91	17,66	37,34	76,84
		M	11	32,49	19,28	11,80	26,50	66,10
		Total	23	35,95	17,98	11,80	35,13	76,84
	3B/1G	F	5	30,45	8,19	19,32	31,39	38,21
		M	6	41,01	21,11	13,42	43,02	64,29
		Total	11	36,21	16,73	13,42	31,39	64,29
	Total	F	25	38,03	15,91	10,97	35,22	76,84
		M	25	38,46	17,29	11,80	37,24	66,10
		Total	50	38,25	16,45	10,97	37,07	76,84

Legenda: Curvas timpanométricas tipo B/G

Tabela 38 - Estatísticas descritivas para a Reflectância chirp por categoria de EOAT, configuração B/G e sexo na frequência de 1500 Hz – Orelha esquerda

EOAT	B/G	Sexo	N	Média	Desvio padrão	Mínimo	Mediana	Máximo
≤ mediana	1B/1G	F	4	10,86	7,79	1,39	10,83	20,39
		M	3	19,36	5,74	12,74	22,39	22,96
		Total	7	14,51	7,87	1,39	12,74	22,96
	1B/1G S	F	6	28,09	26,64	5,79	17,02	77,85
		M	6	24,25	19,66	7,00	19,20	59,86
		Total	12	26,17	22,41	5,79	17,95	77,85
	3B/1G	F	4	16,81	1,99	14,45	16,92	18,94
		M	3	32,99	5,35	29,03	30,86	39,08
		Total	7	23,74	9,29	14,45	18,94	39,08
	Total	F	14	19,94	18,62	1,39	15,82	77,85
		M	12	25,22	14,60	7,00	22,67	59,86
		Total	26	22,38	16,77	1,39	18,12	77,85
>mediana	1B/1G	F	4	20,56	15,73	3,75	18,75	40,98
		M	5	24,54	12,29	9,49	20,71	41,07
		Total	9	22,77	13,14	3,75	20,71	41,07
	1B/1G S	F	6	23,92	9,83	10,01	24,87	36,92
		M	5	38,72	24,06	15,59	27,17	71,57
		Total	11	30,64	18,43	10,01	27,17	71,57
	3B/1G	F	1	44,30	.	44,30	44,30	44,30
		M	3	34,25	25,84	6,28	39,25	57,22
		Total	4	36,76	21,69	6,28	41,78	57,22
	Total	F	11	24,55	12,97	3,75	22,97	44,30
		M	13	32,23	19,94	6,28	27,17	71,57
		Total	24	28,71	17,20	3,75	25,07	71,57
Total	1B/1G	F	8	15,71	12,60	1,39	13,08	40,98
		M	8	22,60	10,14	9,49	21,55	41,07
		Total	16	19,15	11,61	1,39	19,76	41,07
	1B/1G S	F	12	26,00	19,26	5,79	20,04	77,85
		M	11	30,83	21,95	7,00	22,81	71,57
		Total	23	28,31	20,26	5,79	21,69	77,85
	3B/1G	F	5	22,31	12,42	14,45	17,85	44,30
		M	6	33,62	16,70	6,28	34,97	57,22
		Total	11	28,48	15,36	6,28	29,03	57,22
	Total	F	25	21,97	16,23	1,39	17,85	77,85
		M	25	28,86	17,59	6,28	22,96	71,57
		Total	50	25,42	17,11	1,39	20,80	77,85

Legenda: Curvas timpanométricas tipo B/G

Tabela 39 - Estatísticas descritivas para a Reflectância chirp por categoria de EOAT, configuração B/G e sexo na frequência de 1992 Hz – Orelha esquerda

EOAT	B/G	Sexo	N	Média	Desvio padrão	Mínimo	Mediana	Máximo
≤ mediana	1B/1G	F	4	16,05	13,01	1,08	17,63	27,86
		M	3	17,42	12,07	5,25	17,61	29,39
		Total	7	16,63	11,56	1,08	17,61	29,39
	1B/1G S	F	6	26,84	28,89	7,18	16,35	83,19
		M	6	30,76	24,03	4,39	27,27	72,84
		Total	12	28,80	25,42	4,39	18,90	83,19
	3B/1G	F	4	29,28	10,46	14,99	31,07	40,01
		M	3	47,45	8,18	41,65	43,90	56,81
		Total	7	37,07	13,09	14,99	40,01	56,81
	Total	F	14	24,45	20,42	1,08	22,31	83,19
		M	12	31,60	20,61	4,39	32,39	72,84
		Total	26	27,75	20,42	1,08	26,91	83,19
>mediana	1B/1G	F	4	18,28	4,96	12,58	18,23	24,10
		M	5	17,95	10,20	10,15	14,45	35,27
		Total	9	18,10	7,83	10,15	16,32	35,27
	1B/1G S	F	6	30,82	10,22	17,59	32,70	45,02
		M	5	42,97	29,16	9,44	33,36	75,53
		Total	11	36,34	20,80	9,44	33,36	75,53
	3B/1G	F	1	43,09	.	43,09	43,09	43,09
		M	3	26,69	25,42	9,46	14,73	55,89
		Total	4	30,79	22,32	9,46	28,91	55,89
	Total	F	11	27,38	11,16	12,58	24,10	45,02
		M	13	29,59	23,64	9,44	18,45	75,53
		Total	24	28,58	18,63	9,44	22,37	75,53
Total	1B/1G	F	8	17,17	9,19	1,08	18,23	27,86
		M	8	17,75	10,06	5,25	16,03	35,27
		Total	16	17,46	9,31	1,08	16,97	35,27
	1B/1G S	F	12	28,83	20,77	7,18	25,47	83,19
		M	11	36,31	25,87	4,39	33,36	75,53
		Total	23	32,40	23,12	4,39	30,30	83,19
	3B/1G	F	5	32,05	10,96	14,99	32,13	43,09
		M	6	37,07	20,36	9,46	42,77	56,81
		Total	11	34,79	16,19	9,46	40,01	56,81
	Total	F	25	25,74	16,73	1,08	24,10	83,19
		M	25	30,55	21,80	4,39	25,13	75,53
		Total	50	28,15	19,38	1,08	24,62	83,19

Legenda: Curvas timpanométricas tipo B/G

Tabela 40 - Estatísticas descritivas para a Reflectância chirp por categoria de EOAT, configuração B/G e sexo na frequência de 3000 Hz – Orelha esquerda

EOAT	B/G	Sexo	N	Média	Desvio padrão	Mínimo	Mediana	Máximo
≤ mediana	1B/1G	F	4	33,25	14,66	15,69	33,53	50,23
		M	3	48,37	9,43	37,81	51,37	55,93
		Total	7	39,73	14,23	15,69	38,44	55,93
	1B/1G S	F	6	46,77	22,28	16,93	42,56	84,77
		M	6	40,05	17,09	18,34	36,93	69,06
		Total	12	43,41	19,25	16,93	40,63	84,77
	3B/1G	F	4	50,15	26,83	14,87	52,82	80,10
		M	3	52,02	10,39	41,50	52,30	62,27
		Total	7	50,95	19,92	14,87	52,30	80,10
	Total	F	14	43,87	21,39	14,87	42,56	84,77
		M	12	45,12	14,08	18,34	44,30	69,06
		Total	26	44,45	18,04	14,87	42,56	84,77
>mediana	1B/1G	F	4	25,08	11,97	7,94	28,38	35,63
		M	5	40,19	15,10	15,21	44,71	53,48
		Total	9	33,48	15,20	7,94	35,63	53,48
	1B/1G S	F	6	47,37	6,48	40,13	46,11	55,31
		M	5	38,73	27,93	8,89	35,17	73,19
		Total	11	43,44	18,80	8,89	42,67	73,19
	3B/1G	F	1	56,10	.	56,10	56,10	56,10
		M	3	36,73	28,62	19,79	20,63	69,77
		Total	4	41,57	25,29	19,79	38,36	69,77
	Total	F	11	40,06	14,54	7,94	42,52	56,10
		M	13	38,83	21,78	8,89	38,07	73,19
		Total	24	39,39	18,44	7,94	41,32	73,19
Total	1B/1G	F	8	29,16	13,14	7,94	29,12	50,23
		M	8	43,26	13,17	15,21	47,10	55,93
		Total	16	36,21	14,65	7,94	37,94	55,93
	1B/1G S	F	12	47,07	15,65	16,93	42,98	84,77
		M	11	39,45	21,41	8,89	35,17	73,19
		Total	23	43,43	18,60	8,89	42,52	84,77
	3B/1G	F	5	51,34	23,39	14,87	54,15	80,10
		M	6	44,38	21,00	19,79	46,90	69,77
		Total	11	47,54	21,27	14,87	52,30	80,10
	Total	F	25	42,19	18,43	7,94	42,52	84,77
		M	25	41,85	18,40	8,89	41,50	73,19
		Total	50	42,02	18,22	7,94	42,17	84,77

Legenda: Curvas timpanométricas tipo B/G

Tabela 41 - Estatísticas descritivas para a Reflectância chirp por categoria de EOAT, configuração B/G e sexo na frequência de 4008 Hz – Orelha esquerda

EOAT	B/G	Sexo	N	Média	Desvio padrão	Mínimo	Mediana	Máximo
≤ mediana	1B/1G	F	4	40,51	17,70	25,88	36,46	63,24
		M	3	55,99	14,01	40,18	60,91	66,87
		Total	7	47,14	17,05	25,88	45,86	66,87
	1B/1G S	F	6	55,52	17,83	26,22	57,14	81,21
		M	6	48,22	16,41	25,25	44,93	74,66
		Total	12	51,87	16,78	25,25	52,55	81,21
	3B/1G	F	4	64,90	28,37	23,07	75,59	85,36
		M	3	57,23	12,35	48,12	52,28	71,28
		Total	7	61,61	21,68	23,07	71,28	85,36
	Total	F	14	53,91	21,77	23,07	57,14	85,36
		M	12	52,41	14,33	25,25	50,20	74,66
		Total	26	53,22	18,37	23,07	53,37	85,36
>mediana	1B/1G	F	4	51,60	26,23	31,75	43,42	87,80
		M	5	55,83	17,19	33,53	51,47	74,68
		Total	9	53,95	20,27	31,75	51,47	87,80
	1B/1G S	F	6	53,65	14,94	34,06	53,96	74,02
		M	5	46,52	19,51	26,93	42,27	71,99
		Total	11	50,41	16,67	26,93	52,41	74,02
	3B/1G	F	1	62,76	.	62,76	62,76	62,76
		M	3	44,70	19,78	29,94	37,00	67,17
		Total	4	49,22	18,50	29,94	49,88	67,17
	Total	F	11	53,73	18,11	31,75	54,07	87,80
		M	13	49,68	17,80	26,93	47,90	74,68
		Total	24	51,54	17,67	26,93	51,94	87,80
Total	1B/1G	F	8	46,05	21,55	25,88	39,32	87,80
		M	8	55,89	15,00	33,53	56,19	74,68
		Total	16	50,97	18,64	25,88	49,69	87,80
	1B/1G S	F	12	54,58	15,71	26,22	54,99	81,21
		M	11	47,44	16,96	25,25	44,52	74,66
		Total	23	51,17	16,36	25,25	52,41	81,21
	3B/1G	F	5	64,48	24,58	23,07	72,70	85,36
		M	6	50,97	16,26	29,94	50,20	71,28
		Total	11	57,11	20,59	23,07	62,76	85,36
	Total	F	25	53,83	19,83	23,07	54,46	87,80
		M	25	50,99	15,95	25,25	48,12	74,68
		Total	50	52,41	17,87	23,07	52,35	87,80

Legenda: Curvas timpanométricas tipo B/G

Tabela 42 - Estatísticas descritivas para a Reflectância chirp por categoria de EOAT, configuração B/G e sexo na frequência de 6000 Hz – Orelha esquerda

EOAT	B/G	Sexo	N	Média	Desvio padrão	Mínimo	Mediana	Máximo
≤ mediana	1B/1G	F	3	18,11	6,81	12,33	16,37	25,62
		M	2	39,65	16,80	27,77	39,65	51,53
		Total	5	26,72	15,26	12,33	25,62	51,53
	1B/1G S	F	5	33,30	38,85	1,09	23,33	100,00
		M	6	16,34	17,68	0,52	9,00	40,78
		Total	11	24,05	28,96	0,52	12,34	100,00
	3B/1G	F	3	43,21	25,40	14,92	50,64	64,07
		M	3	41,54	28,48	9,89	49,62	65,11
		Total	6	42,38	24,15	9,89	50,13	65,11
	Total	F	11	31,86	28,96	1,09	23,33	100,00
		M	11	27,45	22,59	0,52	27,77	65,11
		Total	22	29,66	25,44	0,52	24,48	100,00
>mediana	1B/1G	F	4	38,18	19,72	19,04	33,93	65,83
		M	5	22,58	17,31	6,58	20,39	51,80
		Total	9	29,51	19,06	6,58	20,45	65,83
	1B/1G S	F	6	37,27	26,25	13,92	29,17	72,91
		M	4	24,82	17,86	6,48	23,55	45,71
		Total	10	32,29	23,03	6,48	25,96	72,91
	3B/1G	F	1	48,55	.	48,55	48,55	48,55
		M	2	37,40	29,44	16,58	37,40	58,22
		Total	3	41,12	21,79	16,58	48,55	58,22
	Total	F	11	38,63	21,73	13,92	34,01	72,91
		M	11	26,09	18,29	6,48	20,39	58,22
		Total	22	32,36	20,62	6,48	26,76	72,91
Total	1B/1G	F	7	29,58	18,03	12,33	25,62	65,83
		M	7	27,45	17,78	6,58	20,45	51,80
		Total	14	28,52	17,24	6,58	23,04	65,83
	1B/1G S	F	11	35,47	30,86	1,09	23,33	100,00
		M	10	19,74	17,30	0,52	12,51	45,71
		Total	21	27,97	25,99	0,52	18,85	100,00
	3B/1G	F	4	44,55	20,91	14,92	49,60	64,07
		M	5	39,89	25,05	9,89	49,62	65,11
		Total	9	41,96	21,99	9,89	49,62	65,11
	Total	F	22	35,24	25,22	1,09	27,68	100,00
		M	22	26,77	20,07	0,52	20,42	65,11
		Total	44	31,01	22,93	0,52	24,48	100,00

Legenda: Curvas timpanométricas tipo B/G

Gráfico 11 - Valores individuais e médios da Reflectância chirp por configuração, sexo e frequência no grupo com $EOAT \leq$ mediana – Orelha esquerda

Gráfico 12 - Valores individuais e médios da Reflectância chirp por configuração, sexo e frequência no grupo com $EOAT >$ mediana – Orelha esquerda

As médias da Reflectância nas configurações foram comparadas, duas a duas, em cada frequência, e os p-valores obtidos são apresentados na tabela 44.

Tabela 43 - P-valores obtidos na comparação das médias da Reflectância nas frequências duas a duas em cada configuração– Orelha esquerda

Comparação		Configuração		
		1B/1G	1B/1G S	3B/1G
258 x 492		0,840	>0,999	>0,999
258 x 750		>0,999	>0,999	>0,999
258 x 1008		0,064	0,000	0,135
258 x 1500		0,000	0,000	0,013
258 x 1992		0,001	0,000	0,392
258 x 3000		0,615	0,006	>0,999
258 x 4008		>0,999	>0,999	>0,999
258 x 6000		0,066	0,000	0,234
492 x 750		0,051	< 0,001	0,254
492 x 1008		0,002	< 0,001	0,005
492 x 1500		< 0,001	< 0,001	0,004
492 x 1992		< 0,001	< 0,001	0,007
492 x 3000		< 0,001	0,005	0,715
492 x 4008		0,005	0,290	>0,999
492 x 6000		< 0,001	< 0,001	0,048
750 x 1008		0,007	< 0,001	0,007
750 x 1500		< 0,001	< 0,001	0,002
750 x 1992		< 0,001	0,006	0,110
750 x 3000		0,021	>0,999	>0,999
750 x 4008		>0,999	>0,999	>0,999
750 x 6000		0,001	0,004	>0,999
1008 x 1500		0,003	>0,999	>0,999
1008 x 1992		0,005	>0,999	>0,999
1008 x 3000		>0,999	>0,999	>0,999
1008 x 4008		>0,999	0,030	0,562
1008 x 6000		>0,999	>0,999	>0,999
1500 x 1992		>0,999	>0,999	>0,999
1500 x 3000		0,482	0,002	0,732
1500 x 4008		0,011	< 0,001	0,218
1500 x 6000		>0,999	>0,999	>0,999
1992 x 3000		0,010	0,057	0,263
1992 x 4008		< 0,001	0,005	0,082
1992 x 6000		>0,999	>0,999	>0,999
3000 x 4008		0,137	0,056	0,490
3000 x 6000		>0,999	0,017	>0,999
4008 x 6000		0,076	0,002	0,296

Legenda: Curvas timpanométricas tipo B/G

Tabela 44 - P-valores obtidos na comparação das médias da Reflectância nas configurações duas a duas em cada frequência – Orelha esquerda

	Frequência (Hz)								
	258	492	750	1008	1500	1992	3000	4008	6000
p	0,751	0,109	0,125	0,497	0,190	0,017	0,061	0,208	0,281

CORRELAÇÃO ENTRE A RESPONSE E OS REFLEXOS

Gráfico 13 - Diagramas de dispersão da Response e os reflexos em 1 kHz, 2 kHz e RB nas orelhas direita e esquerda na sonda de 226 Hz (*)

(*) as linhas tracejadas indicam os limites de resposta

Tabela 45 - Coeficientes de correlação de Pearson da Response e os reflexos em 1 kHz, 2 kHz e RB nas orelhas direita e esquerda na sonda de 226 Hz

Orelha		1kHz	2kHz	RB
Direita	r	0,23	0,22	0,27
	p	0,088	0,091	0,042
	N	58	58	58
Esquerda	r	-0,06	-0,14	-0,29
	p	0,644	0,319	0,036
	N	54	54	54

Legenda: RB – Ruído de Banda Larga

Gráfico 14 - Diagramas de dispersão da Response e os reflexos em 1 kHz, 2 kHz e RB nas orelhas direita e esquerda na sonda de 1000 Hz (*)

(*) as linhas tracejadas indicam os limites de resposta

Tabela 46 - Coeficientes de correlação de Pearson da Response e os reflexos em 1 kHz, 2 kHz e RB nas orelhas direita e esquerda na sonda de 1000 Hz

Orelha		1kHz	2kHz	RB
Direita	r	-0,05	0,10	0,24
	p	0,738	0,477	0,067
	N	57	57	57
Esquerda	r	-0,06	-0,30	-0,42
	p	0,676	0,030	0,002
	N	54	54	54

Legenda: N - número de ocorrências por orelha; r - coeficiente de correlação de Pearson; p - p-valor.