

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO  
HOSPITAL DE REABILITAÇÃO DE ANOMALIAS CRANIOFACIAIS

**APARELHO DE AMPLIFICAÇÃO SONORA INDIVIDUAL POR CONDUÇÃO  
ÓSSEA E MALFORMAÇÕES CONGÊNITAS DAS ORELHAS:  
CARACTERIZAÇÃO E ANÁLISE DO BENEFÍCIO E SATISFAÇÃO**

ELAINE CRISTINA MORETO PACCOLA

Dissertação apresentada ao Hospital de Reabilitação de Anomalias Craniofaciais da Universidade de São Paulo, para a obtenção do título de MESTRE em Ciências da Reabilitação.

Área de concentração: Distúrbios da Comunicação Humana.

BAURU

2007

# **Livros Grátis**

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO  
HOSPITAL DE REABILITAÇÃO DE ANOMALIAS CRANIOFACIAIS

**APARELHO DE AMPLIFICAÇÃO SONORA INDIVIDUAL POR CONDUÇÃO  
ÓSSEA E MALFORMAÇÕES CONGÊNITAS DAS ORELHAS:  
CARACTERIZAÇÃO E ANÁLISE DO BENEFÍCIO E SATISFAÇÃO**

ELAINE CRISTINA MORETO PACCOLA

Orientador: Prof. Dr. João Cândido Fernandes

Dissertação apresentada ao Hospital de Reabilitação de Anomalias Craniofaciais da Universidade de São Paulo, para a obtenção do título de MESTRE em Ciências da Reabilitação.

Área de concentração: Distúrbios da Comunicação Humana

BAURU

2007

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO  
HOSPITAL DE REABILITAÇÃO DE ANOMALIAS CRANIOFACIAIS

Rua Silvio Marchione, 3-20  
Caixa Postal: 1501  
17012-900 Bauru/SP - Brasil  
(14) 3235-8000

Profa. Dra. Suely Vilela - Reitora da USP  
Prof. Dr. José Alberto de Souza Freitas - Superintendente do HRAC/USP

Autorizo, exclusivamente, para fins acadêmicos e científicos, a reprodução total ou parcial deste trabalho.

\_\_\_\_\_  
Elaine Cristina Moreto Paccola

Bauru, 04 de Setembro de 2007.

Paccola, Elaine Cristina Moreto  
P114a Aparelho de amplificação sonora individual por condução óssea e malformações congênitas das orelhas: caracterização e análise do benefício e satisfação. Bauru, 2007.  
131f.: il.; 30 cm

Dissertação (Mestrado - Distúrbios da Comunicação Humana) - HRAC/USP.

Orientador: Prof. Dr. João Cândido Fernandes

Descritores: Malformações, Prótese auditiva, Condução óssea, Percepção da fala, Satisfação do paciente, Questionários.



HOSPITAL DE REABILITAÇÃO  
DE ANOMALIAS CRANIOFACIAIS  
UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

## FOLHA DE APROVAÇÃO

Dissertação apresentada e defendida por

**ELAINE CRISTINA MORETO PACCOLA**

e aprovada pela Comissão Julgadora em \_\_\_\_ / \_\_\_\_ / \_\_\_\_

---

Prof.(a) Dr.(a):  
Instituição:

---

Prof.(a) Dr.(a):  
Instituição:

---

Prof.(a) Dr.(a):  
Instituição:

---

Profa. Dra. Inge Elly Kiemle Trindade  
Presidente da Comissão de Pós-Graduação do HRAC/USP

Data de depósito da dissertação junto à CPG: \_\_\_\_ / \_\_\_\_ / \_\_\_\_

## ELAINE CRISTINA MORETO PACCOLA

20 de Abril de 1973	Nascimento - Lençóis Paulista – SP
1993 – 1996	Graduação em Fonoaudiologia - Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo, Bauru/SP.
1997 - 1998	Aperfeiçoamento em Fonoaudiologia - HRAC/USP Bolsista de aperfeiçoamento da FUNCRAF.
1998 - 2000	Especialização em Audiologia Clínica e Educacional – HRAC/USP; Bolsista de aperfeiçoamento do CNPq.
2000 - 2001	Fonoaudióloga da Prefeitura Municipal de Lençóis Paulista.
2001 - 2005	Fonoaudióloga do HRAC/USP, contratada pela FUNCRAF, atuando no diagnóstico da deficiência auditiva e na seleção, indicação e adaptação de AASI.
2001 até o presente	Supervisão de alunos de especialização, bolsistas e estagiários da Divisão de Saúde Auditiva do HRAC/USP.
2005 até o presente	Fonoaudióloga do HRAC/USP, contratada pela USP, atuando no diagnóstico da deficiência auditiva e na seleção, indicação e adaptação de AASI.

*“Pois tudo, absolutamente tudo, nos céus e na terra, visível e invisível (...) todas as coisas começaram Nele e Nele encontram seu propósito.”*

*Colossenses 1:16*

## **Dedicatória**

*À Deus, por ter me concedido o dom da vida e uma família maravilhosa.*

*Aos meus queridos pais, **Nivaldo e Enedite**, exemplos de amor, dedicação e honestidade, pelos ensinamentos de vida e incentivo constante nos estudos, mostrando-me que a perseverança e os esforços são necessários para a conquista dos ideais.*

*Ao meu querido irmão **Murilo**, exemplo de solidariedade, por estar sempre presente em minha vida, como um grande amigo e incentivador.*

*Ao meu querido **James**, por ser muito mais que um marido, um amigo, um companheiro, meu eterno amor, pelo seu afeto e carinho e por estar sempre ao meu lado, compartilhando a vida.*

*Ao meu **bebê**, presente divino, por ter me mostrado que a vida é ainda mais maravilhosa do que eu poderia imaginar.*

*Aos meus afilhados **Ana Laura, Renan e João Pedro** e à pequena **Manuela**, anjos do céu, por seus sorrisos, que tornam a vida mais doce.*

*De coração, dedico este trabalho.*

## *Agradecimentos Especiais*

*Ao Prof. Dr. João Cândido Fernandes, exemplo de dedicação à ciência, pelo profissionalismo e paciência demonstrados na orientação deste trabalho, encorajando-me a prosseguir.*

*À Profa. Dra. Regina Tangerino de Souza Jacob, exemplo de competência profissional, pela dedicação, incentivo, confiança e carinho demonstrados nas diversas etapas deste trabalho e por ser uma presença especial em minha vida, por quem tenho grande admiração e amizade.*

*Às amigas super-poderosas Ticiane Cristina de Freitas Zambonato (Lindinha) e Maria Fernanda Capoani Garcia Mondelli (Florzinha), por compartilharem as alegrias, tristezas, anseios e conquistas durante todo o Curso de Pós-Graduação, permitindo uma troca constante de apoio e incentivo, que tornaram o caminho mais ameno.*

*De coração, a minha eterna gratidão.*

## *Agradecimentos*

*Ao Prof. Dr. Alceu Sérgio Trindade Júnior, à Profa. Dra. Márcia Ribeiro Gomide e à Profa. Dra. Mariza Ribeiro Feniman, pelas valiosas sugestões e elogios, no momento da pré-qualificação, que me incentivaram a continuar.*

*Ao Prof. Dr. José Alberto de Souza Freitas (tio Gastão), à Profa. Dra. Sandra Elisa Rossetto Agra e à Profa. Dra. Edilene Marchini Boéchat, pelas contribuições oferecidas no momento da qualificação, que enriqueceram este trabalho e que me ajudaram a chegar à etapa final.*

*À Profa. Sylvanira da Silva Bramante, pela atenção, e empenho na excelente revisão ortográfica e gramatical.*

*Ao Marcel Frederico de Lima Taga, pela competência, paciência e atenção demonstradas na análise estatística dos dados.*

*À bibliotecária Denise Giacheti pela colaboração na revisão técnica e normalização.*

*Ao meu querido sobrinho **Petter Paccola Júnior**, pelo auxílio na digitação e formatação deste trabalho e por tornar os momentos difíceis mais divertidos.*

*À **Dra. Telma Flores Genaro Motti** por incentivar e autorizar o desenvolvimento deste trabalho na Divisão de Saúde Auditiva do HRAC/USP.*

*À diretora técnica da Divisão de Saúde Auditiva do HRAC/USP, **Profa. Dra. Regina Célia Bortoleto Amantini**, pelo incentivo e pela compreensão em minhas ausências.*

*À fonoaudióloga e amiga **Daniela Rossini Dora**, exemplo de amizade, por ser sempre tão dedicada e acolhedora, recebendo-me em sua casa, quando precisei.*

*À fonoaudióloga e amiga **Natália Barreto Frederique**, pelo carinho, amizade e disponibilidade em ajudar sempre e por contribuir com as minhas pequenas conquistas.*

*À fonoaudióloga e amiga **Tyvana Sandim da Silveira Sassi**, pelo carinho e dedicação sempre demonstrados, não somente durante a realização deste trabalho, mas durante todos os anos de convivência e amizade.*

*À fonoaudióloga e amiga Valdéia Vieira de Oliveira, pela amizade, carinho e colaboração despretensiosa ao longo deste trabalho, principalmente durante a coleta de dados.*

*Às fonoaudiólogas e amigas Amarílis Barreto dos Santos Andrade e Rosana Ribeiro Manoel, por compreenderem as minhas ausências, pelo incentivo e pela disponibilidade em ajudar.*

*Às fonoaudiólogas e amigas Andréia R B R Coelho Aguiar, Viviane Cassiola e Patrícia Graciano Vicci de Araújo, pelo carinho e amizade e por compartilharem experiências de vida, que amenizaram meus esforços.*

*Às fonoaudiólogas e amigas Eliane Aparecida Tech Castiquini, Cláudia Daniele Pelanda, Jerusa Roberta Massola, Karina Costa Brosco, Ana Elisa Lara Noronha, Adriana Sampaio de Almeida Meyer e Daniela Rodrigues Shayeb por contribuírem, de uma forma ou de outra, para a realização deste trabalho.*

*Às funcionárias do Setor de Arquivo da Divisão de Saúde Auditiva do HRAC/USP, Inês Dias Moraes, Jenifer Massae Baptista Nishida, Elizângela Cristina Poiato e Lindalva Vieira Medina, pela dedicação, carinho e auxílio na localização dos prontuários.*

*À funcionária do Setor de Agendamento da Divisão de Saúde Auditiva, **Fátima Aparecida Pereira**, por ser tão prestativa ao atender as minhas solicitações para o agendamento dos indivíduos que fizeram parte deste estudo.*

*À funcionária do Setor de Adaptação da Divisão de Saúde Auditiva, **Audria Karina do Amaral**, pelo levantamento das listas de pacientes e pela disponibilidade em ajudar sempre.*

*À funcionária da Divisão de Saúde Auditiva, **Ivanil Zanuto da Silva**, pela disponibilidade e carinho demonstrados.*

*Aos funcionários da Secretaria de Pós-Graduação, **Andréia Cristina da Silva, Rogério da Silveira, Saulo José Garcia e Maria José Bento Lopes**, pelo carinho e atenção durante todo o curso de Pós-Graduação.*

*A minha querida madrinha **Elizabeth Elena Pavanato**, exemplo de dedicação aos estudos, pelo incentivo constante e por me lembrar que a perfeição é somente obra divina.*

*À minha querida avó **Maria Helena Vacchi Pavanato**, exemplo vida, por todos os ensinamentos e por compreender mais do que ser compreendida no auge dos seus 93 anos de idade.*

*Aos meus sogros Clóvis Paccola e Ivone Maria da Silva Paccola, por contribuírem para as minhas conquistas, impulsionando-me sempre.*

*Aos meus queridos Petter Paccola, Eliana Aparecida Lourenção Paccola e Ana Paula Giovanetti Moreto, pelo carinho e incentivo e por vibrarem comigo, a cada etapa vencida.*

*Aos meus queridos Emerson Manoel e Simone Ângela Cacciolari Manoel pela presença constante em minha vida, como grandes e verdadeiros amigos.*

*À amiga Mônica Damine, pela amizade e incentivo constantes e pelo auxílio na confecção do Abstract.*

*Aos indivíduos que aceitaram participar deste estudo, mesmo sem perspectivas de auxílio em curto prazo, mas com o intuito de colaborar com a ciência.*

*De coração, muito obrigada a todos.*

## SUMÁRIO

LISTA DE ABREVIATURAS.....	xv
LISTA DE SIGLAS.....	xvi
LISTA DE FIGURAS.....	xvii
LISTA DE TABELAS.....	xviii
RESUMO.....	xx
SUMMARY.....	xxii
1. INTRODUÇÃO.....	1
2. REVISÃO DE LITERATURA.....	6
2.1. Mecanismo de condução óssea.....	7
2.1.1. Inércia da orelha média.....	8
2.1.2. Inércia dos líquidos labirínticos.....	9
2.1.3. Compressão da parede coclear.....	10
2.1.4. Meato acústico externo.....	10
2.1.5. Mandíbula.....	11
2.2. Microtia e atresia aural congênita.....	12
2.2.1. Alternativas Cirúrgicas.....	17
2.2.2. Alternativas de Amplificação.....	21
2.2.2.1. Aparelho de amplificação sonora individual por condução óssea tradicional (transcutâneo).....	21
2.2.2.2. Aparelho de amplificação sonora individual ancorado ao osso (percutâneo).....	27
2.3. Estudos comparativos entre AASI VO tradicional X <i>BAHA</i> .....	36
3. OBJETIVOS.....	60
4. MATERIAL E MÉTODO.....	62
4.1. Inspeção visual e acústica dos AASI.....	66
4.2. Avaliação do benefício.....	67
4.2.1. Teste de reconhecimento de fala com ruído competitivo.....	68
4.2.2. Medidas do ganho funcional.....	73
4.3. Avaliação da satisfação.....	75

4.3.1. Questionário internacional de avaliação de AASI.....	76
4.4. Protocolo de coleta de dados.....	77
4.5. Análise estatística dos dados.....	78
5. RESULTADOS.....	79
5.1. Caracterização do perfil audiológico (análise de prontuários).....	80
5.1.1. Apresentação dos resultados da análise estatística descritiva da idade dos indivíduos.....	81
5.1.2. Apresentação dos resultados da análise estatística descritiva da procedência dos indivíduos.....	82
5.1.3. Apresentação dos resultados da análise estatística descritiva do sexo dos indivíduos e das malformações, segundo o sexo dos indivíduos.....	83
5.1.4. Apresentação dos resultados da análise estatística descritiva das malformações, para todos os indivíduos.....	84
5.1.5. Apresentação dos resultados da análise estatística descritiva da condição das orelhas, ou seja, audição normal ou deficiência auditiva (tipo e grau), segundo a malformação, para todos os indivíduos.....	84
5.1.6. Apresentação dos resultados da análise estatística descritiva da adaptação de AASI e da adaptação de AASI, segundo a malformação, para os indivíduos deste estudo.....	86
5.1.7. Apresentação dos resultados da análise estatística descritiva da frequência do uso do AASI, para os indivíduos deste estudo, segundo a adaptação de AASI e a malformação.....	87
5.2. Análise do benefício e da satisfação (avaliação dos usuários de AASI VO retroauricular).....	89
5.2.1. Avaliação do benefício.....	91
5.2.1.1. Apresentação dos resultados da análise estatística descritiva e inferencial para o teste de reconhecimento da fala com ruído competitivo.....	91

5.2.1.2. Apresentação dos resultados da análise estatística descritiva e inferencial para as medidas do ganho funcional.....	95
5.2.2. Avaliação da satisfação.....	100
5.2.2.1. Apresentação dos resultados da análise estatística descritiva e inferencial para o Questionário internacional de avaliação de AASI / QI – AASI.....	100
6. DISCUSSÃO.....	104
6.1. Caracterização do perfil audiológico (análise de prontuários).....	105
6.2. Análise do benefício e da satisfação (avaliação dos usuários de AASI VO retroauricular).....	111
6.2.1. Teste de reconhecimento de fala com ruído competitivo.....	111
6.2.2. Medidas do ganho funcional.....	115
6.2.3. Questionário internacional de avaliação de AASI .....	116
7. CONCLUSÕES.....	119
7.1. Quanto à caracterização do perfil audiológico dos indivíduos com malformações congênitas de orelha externa e/ou orelha média.....	120
7.2. Quanto à avaliação do benefício e da satisfação dos usuários de AASI VO retroauricular, com malformações congênitas de orelha externa e orelha média.....	121
8. REFERÊNCIAS.....	122
ANEXOS	

## **LISTA DE ABREVIATURAS**

AAC – Atresia aural congênita

AASI VA - Aparelho de amplificação sonora individual por condução aérea

AASI VO - Aparelho de amplificação sonora individual por condução óssea

A/O - aéreo-ósseo

OMC – Otite média crônica

VA – via aérea

VO – via óssea

VCV - vogal-consoante-vogal

## LISTA DE SIGLAS

AASI – Aparelho de amplificação sonora individual  
*BAHA – Bone-anchored hearing aids*  
CAE – Conduto auditivo externo  
*CROS - contralateral routing of signal*  
*CD - Compact Disk*  
dB – decibel  
dB NA - decibel Nível de Audição  
dB NPS – decibel Nível de Pressão Sonora  
DSA – Divisão de Saúde Auditiva  
EUA – Estados Unidos da América  
*FDA - Food and Drug Administration*  
HRAC - Hospital de Reabilitação de Anomalias Craniofaciais  
Hz - Hertz  
*IOI-HA - International Outcome Inventory for Hearing Aids*  
kHz – kilo Hertz  
LRF – Limiar de recepção de fala  
LRSR - Limiar de Reconhecimento de Sentenças no Ruído  
NPS - Nível de Pressão Sonora  
QI-AASI - Questionário Internacional - Aparelho de Amplificação Sonora Individual  
S/R - Sinal/Ruído  
*SSI - Synthetic Sentence Identification Test*  
USP - Universidade de São Paulo

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Exemplos de malformações congênitas de orelha.....	12
Figura 2 – AASI por condução óssea retroauricular.....	22
Figura 3 – AASI por condução óssea ancorado ao osso ( <i>BAHA</i> ).....	29
Figura 4 – Demonstração da localização do implante de titânio.....	29
Figura 5 - Figura 4. Box plots dos LRSR (dB A) sem aparelho (SA) e com aparelho (CA) e da diferença SA – CA.....	94
Figura 6 - Box plots da relação sinal/ruído (dB) sem aparelho (SA) e com aparelho (CA) e da diferença SA – CA.....	94
Figura 7 - Perfis individuais dos limiares auditivos em campo livre (dB NPS), nas condições sem AASI e com AASI.....	97
Figura 8 - Perfis individuais dos limiares auditivos em campo livre (dB NPS), nas condições sem AASI e com AASI.....	98
Figura 9 - Box plots dos limiares auditivos em campo livre (dB NPS), sem aparelho (SA) e com aparelho (CA) e da diferença SA – CA.....	99
Figura 10 - Box plots do Fator 1, Fator 2 e do Escore Total do Questionário Internacional / QI – AASI.....	102

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Distribuição dos indivíduos por idade.....	81
Tabela 2 - Distribuição dos indivíduos por estado.....	82
Tabela 3 - Distribuição dos indivíduos por região.....	82
Tabela 4 - Distribuição dos indivíduos por sexo.....	83
Tabela 5 - Distribuição conjunta das malformações da orelha direita (MFOD) e da orelha esquerda (MFOE), segundo o sexo.....	83
Tabela 6 - Distribuição conjunta das malformações da orelha direita (MFOD) e da orelha esquerda (MFOE).....	84
Tabela 7 - Distribuição da condição da orelha direita, ou seja, audição normal ou deficiência auditiva (tipo e grau), segundo a malformação.....	85
Tabela 8 - Distribuição da condição da orelha esquerda, ou seja, audição normal ou deficiência auditiva (tipo e grau), segundo a malformação.....	85
Tabela 9 - Distribuição dos indivíduos pela adaptação de AASI.....	86
Tabela 10 - Distribuição da adaptação do AASI, segundo a malformação.....	86
Tabela 11 - Distribuição da frequência do uso do AASI, segundo a adaptação do AASI e a malformação.....	88
Tabela 12 - Distribuição dos indivíduos por sexo, idade, deficiência auditiva na orelha direita, deficiência auditiva na orelha esquerda, modelo de AASI adaptado, tempo de adaptação do AASI e uso do AASI.....	90

Tabela 13 - Medidas-resumo da idade e do tempo de adaptação do AASI.....	90
Tabela 14 - Apresentação dos LRSR (dBA) e da relação S/R (dB), nas condições sem AASI (SA) e com AASI (CA), para os indivíduos da amostra.....	92
Tabela 15 - Medidas-resumo do LRSR (dB A) e da relação sinal/ruído (dB) nas condições sem AASI, com AASI e a diferença sem AASI (SA) e com AASI (CA).....	93
Tabela 16 - Testes-t de Student pareados dos LRSR (dB A) e da relação sinal/ruído (dB).....	95
Tabela 17 - Medidas-resumo dos limiares auditivos em campo livre (dB NPS), nas condições sem AASI, com AASI e a diferença sem AASI (SA) e com AASI (CA), para as freqüências de 250 a 4000 Hz.....	96
Tabela 18 - Testes-t de Student pareados dos limiares auditivos em campo livre (dBNPS).....	100
Tabela 19 - Apresentação dos resultados obtidos para o QI - AASI, considerando a pontuação obtida em cada questão (1 a 7), Fator 1, Fator 2 e Escore Total, média, mediana e desvio-padrão, para os 12 indivíduos.....	101
Tabela 20 - Medidas-resumo do Fator 1, Fator 2 e Escore Total do Questionário Internacional / QI – AASI.....	102
Tabela 21 - Teste-t de Student para estimativa do Fator 1, Fator 2 e Escore Total do Questionário Internacional / QI – AASI.....	103

## RESUMO

PACCOLA, ECM. *Aparelho de amplificação sonora individual por condução óssea e malformações congênitas das orelhas: caracterização e análise do benefício e satisfação* [dissertação]. Bauru: Hospital de Reabilitação de Anomalias Craniofaciais, Universidade de São Paulo, 2007.

**Objetivos:** Caracterizar o perfil audiológico dos indivíduos com malformações congênitas de orelha externa e/ou orelha média, na Divisão de Saúde Auditiva (DSA), do Hospital de Reabilitação de Anomalias Craniofaciais (HRAC), da Universidade de São Paulo (USP), campus Bauru e avaliar o benefício e a satisfação dos usuários de aparelhos de amplificação sonora individuais por condução óssea (AASI VO) retroauriculares.

**Modelo:** Análise de prontuários, avaliação do benefício pelo teste de reconhecimento de sentenças com ruído competitivo e pelas medidas do ganho funcional e avaliação da satisfação pelo questionário internacional QI - AASI.

**Local:** DSA, HRAC/USP, Bauru.

**Participantes:** Foram analisados os prontuários de 170 indivíduos e, destes, selecionados 13, com malformações congênitas bilaterais de orelha externa e/ou orelha média, deficiência auditiva condutiva ou mista moderada ou severa e usuários de AASI VO retroauricular.

**Resultados:** O perfil audiológico (n = 170) caracterizou-se pelo predomínio das malformações bilaterais (53%), das malformações no sexo masculino (61%), da deficiência auditiva condutiva moderada ou severa (80%) e da adaptação de AASI VO (56%). A orelha direita foi mais afetada (32%), quando consideradas apenas as malformações unilaterais. Na amostra selecionada (n = 13), o benefício foi comprovado pelo melhor desempenho obtido na avaliação proposta, na condição

com AASI, quando comparada à condição sem AASI. A satisfação foi confirmada pelos escores elevados obtidos no QI-AASI.

**Conclusões:** O uso do AASI VO retroauricular trouxe benefícios para o reconhecimento da fala no ruído e para a percepção do sinal acústico, além de satisfação aos indivíduos com malformações congênicas de orelha, portanto, esses dispositivos devem ser considerados como uma opção no tratamento dessa população.

**Descritores:** malformações, prótese auditiva, condução óssea, percepção da fala, satisfação do paciente, questionários.

## SUMMARY

Paccola ECM. *Bone conduction hearing aid and congenital malformations of the ear: characterization and analysis of benefit and satisfaction* [dissertation]. Bauru: Hospital de Reabilitação de Anomalias Craniofaciais, Universidade de São Paulo, 2007.

**Objectives:** To characterize the audiological profile of the individuals with congenital malformations of the external and/or middle ear, in the Divisão de Saúde Auditiva (DSA) of the Hospital de Reabilitação de Anomalias Craniofaciais (HRAC) of Universidade de São Paulo (USP), in Bauru and to evaluate the benefits and satisfaction of patients fitted with bone conduction hearing aid (BCHA).

**Model:** Analysis of files, evaluation of benefits by means of test of recognition of sentences with competitive noise and by the measures of the functional gain, and evaluation of satisfaction by International Outcome Inventory for Hearing Aids (IOI/HA).

**Participants:** 170 patients' files were analyzed, from which 13 were selected with bilateral congenital malformations of the external and/or middle ear, moderate or severe conductive or mixed hearing loss, and patients fitted with BCHA.

**Results:** The audiological profile (n=170) was characterized by the prevalence of bilateral malformations (53%), of malformations in males (61%), of the moderate or severe conductive hearing loss (80%) and of the fitting of BCHA (56%). The right ear was more affected (32%) when considered the unilateral malformations only. In the selected sample (n=13), the benefit was demonstrated by the best performance obtained in the proposed evaluation, in the condition with hearing aid, when compared to the condition without hearing aid. The satisfaction was confirmed by the high scores obtained in the IOI - HA.

**Conclusions:** Fitting BCHA denoted improvement at speech perception in noise and sound detection. Individuals with congenital malformations of the ear were satisfied with this device, so that must be considered as an option to the treatment of this population.

**Key words:** malformations, hearing aids, bone conduction, speech perception, patient satisfaction, questionnaires.

## **INTRODUÇÃO**

---

## **1. INTRODUÇÃO.**

As malformações congênitas de orelha são decorrentes de alterações no desenvolvimento do primeiro arco branquial, durante a quarta até a oitava semana do período embriogênico. Normalmente as malformações do pavilhão auricular (anotia ou microtia) ocorrem associadas a malformações do conduto auditivo externo (CAE) (atresia ou agenesia) e da orelha média (malformação da cavidade da orelha média e/ou da cadeia ossicular). As estruturas da orelha interna quase sempre encontram-se normalmente desenvolvidas, uma vez que são derivadas de outros tecidos embrionários.

Na melhor condição, as malformações congênitas de orelha causam uma deficiência auditiva condutiva moderada, interferindo no desenvolvimento das habilidades de fala e linguagem e, conseqüentemente, prejudicando o desenvolvimento social, emocional, cognitivo e acadêmico da criança.

Como essas anomalias são bastante visíveis, os médicos são consultados nas primeiras semanas de vida da criança, já que aparência estética preocupa imediatamente os pais, que desejam prontamente uma melhora desse aspecto.

Muitos indivíduos com malformações de orelha média e externa podem ter a deformidade corrigida pela cirurgia, porém, independentemente de quais técnicas cirúrgicas sejam empregadas, a orelha reconstruída nunca poderá ocupar o lugar de um pavilhão auricular normalmente desenvolvido e o resultado jamais será imperceptível.

É necessário orientar os pais quanto aos problemas funcionais decorrentes dessas anomalias, como a deficiência auditiva e estabelecer

audição satisfatória, principalmente nos casos de malformação bilateral, por meio da amplificação, favorecendo, assim, o desenvolvimento de fala e linguagem.

Com o avanço tecnológico, os aparelhos de amplificação sonora individuais (AASI) têm sido aprimorados, visando restabelecer a função comunicativa do deficiente auditivo. As contribuições desse avanço referem-se principalmente aos aparelhos de amplificação sonora individuais por condução aérea (AASI VA) e incluem a miniaturização dos componentes, permitindo a confecção de dispositivos eletrônicos cada vez menores, o aperfeiçoamento dos transdutores e amplificadores, proporcionando maior nitidez do sinal amplificado e conseqüente melhora da qualidade sonora, além do desenvolvimento de novos algoritmos para redução do ruído e intensificação da fala.

Entretanto, os indivíduos com malformações congênitas de orelha não podem se beneficiar desse avanço tecnológico, uma vez que a sua condição anatômica, na maioria das vezes, não permite a adaptação de um AASI VA com moldes auriculares.

Assim, os indivíduos com tais anomalias são candidatos ao uso de aparelhos de amplificação sonora individuais por condução óssea (AASI VO) no processo mastóide, ou outra parte do crânio, que coloca em vibração as estruturas cocleares, sem que seja necessária a passagem do estímulo acústico pelas estruturas das orelhas externa e média.

O vibrador ósseo é acoplado a um arco de metal na cabeça, para segurá-lo com pressão sobre a região retroauricular do osso temporal, enquanto o amplificador e o microfone estão localizados num AASI

convencional (ou de caixa), usado junto ao corpo e sustentado por um fio ao redor do pescoço do indivíduo, ou num AASI retroauricular posicionado na outra extremidade do arco de metal.

Existem muitos relatos, na literatura especializada, sobre as desvantagens dos AASI VO tradicionais, como dores de cabeça provocadas pela pressão do arco sobre a mastóide, irritações na pele, decorrentes do contato do vibrador e do arco, pobre qualidade do som amplificado, insatisfação com a visibilidade estética dos componentes, bem como o impacto psicossocial negativo pelo uso do aparato.

Atualmente, existem vibradores ósseos, como o *Bone-Anchored Hearing Aid (BAHA)*, que podem ser implantados cirurgicamente na mastóide e provocam menos desconforto para o indivíduo do que o vibrador ósseo tradicional, pois eliminam a pressão do arco de metal sobre a cabeça, reduzem a realimentação acústica, diminuem a distorção e melhoram a audição para altas frequências, uma vez que a condução óssea ocorre de forma mais direta.

No entanto, nem todos os indivíduos com malformação congênita de orelha são candidatos à cirurgia e nem todos os centros especializados em reabilitação de deficientes auditivos dispõem desse AASI. Além disso, não pode ser descartada a possibilidade de complicações cirúrgicas.

Os AASI VO tradicionais podem ser a única opção para alguns deficientes auditivos, porém deve-se considerar o conflito entre o provável benefício a ser obtido com o uso desse AASI e a necessidade do uso de um aparato desconfortável, que piora esteticamente a imagem de um indivíduo já portador de uma malformação visível.

Considerando as inúmeras dificuldades encontradas no processo de reabilitação estética e funcional dos indivíduos com malformações congênitas de orelha, a caracterização do perfil audiológico e a análise do benefício e satisfação com o uso dos AASI por condução óssea, poderão proporcionar um conhecimento aprofundado sobre as reais necessidades desses indivíduos, diante do impacto negativo de sua própria anomalia e a importância da audição para a manutenção das relações pessoais e sociais.

## **REVISÃO DE LITERATURA**

---

## **2. REVISÃO DE LITERATURA.**

Para melhor entendimento, serão efetuadas algumas considerações a respeito do mecanismo de condução óssea, visto que o presente estudo refere-se ao desempenho de indivíduos usuários de AASI por condução óssea.

### **2.1. Mecanismo de condução óssea.**

A audição do ser humano envolve dois mecanismos de transmissão sonora: condução aérea e condução óssea. Independente da maneira pela qual a onda sonora é transmitida até a cóclea, há a movimentação das membranas basilar e tectória do Órgão de Corti, o que ocasiona a estimulação das células sensoriais, havendo a transdução da energia mecânica em elétrica e posterior codificação para impulsos elétricos em nível neural. A transmissão desses impulsos pelas estruturas centrais é finalizada e interpretada pelo córtex auditivo como som (Alvarenga e Corteletti 2006).

Ao contrário da percepção do som por condução aérea, a audição por condução óssea, mesmo nos dias de hoje, não é amplamente conhecida, por tratar-se de um fenômeno complexo, devido à estrutura geométrica do crânio, associado ao fato de que a cabeça humana compreende pele, camada óssea e tecido cerebral (Stenfelt et al 2000).

De acordo com Alvarenga e Corteletti (2006), a vibração do osso temporal pode ser causada por estimulação direta (por exemplo, por aparelho auditivo ancorado no osso), por estimulação através da pele (como no teste por condução óssea) e por uma vibração induzida pelo som conduzido por via aérea (com o crânio posicionado em um campo sonoro).

Tonndorf (1966) descreveu a existência de componentes que contribuem de maneira conjunta para a condução óssea do som, entre os quais a inércia dos ossículos da orelha média, complacência da cavidade da orelha média, mobilidade da janela oval, mobilidade da janela redonda, inércia do fluido coclear e efeito da complacência, via aqueduto coclear. Alvarenga e Corteletti (2006) salientam que, na condução óssea, também há estimulação dos sensores táteis da pele, produzindo uma sensação não auditiva que ocorre primariamente nas freqüências baixas (inferiores a 0,5 Hz).

Recentemente, Stenfelt e Goode (2005) discutiram esses aspectos fisiológicos do som por condução óssea e seu significado clínico. A seguir, estão descritos resumidamente os principais pontos abordados:

### **2.1.1. Inércia da orelha média.**

Os ossículos da orelha média estão conectados à parede da cavidade da orelha média por diversos ligamentos, por dois tendões do músculo (estapédio e tensor do tímpano), pela membrana timpânica e pelo ligamento anular, que envolve a platina do estribo na janela oval. Do ponto de vista mecânico, os ligamentos e os tendões agem como “molas”, segurando os ossículos no lugar. Na estimulação por condução óssea com sons de baixa freqüência, essas “molas” forçam os ossículos a vibrarem em fase com a vibração do crânio. No entanto, para os sons de freqüências mais altas, a força inercial da massa ossicular supera a rigidez dessas molas, ocasionando uma diferença de fase e de amplitude de vibração dos ossículos, quando comparada à vibração do crânio. Dessa forma, a movimentação da base do estribo na janela oval, decorrente da diferente vibração da cadeia ossicular,

produz um deslocamento do líquido coclear, que resulta na estimulação interna e na sua conseqüente sensação sonora, da mesma maneira que ocorre quando o som é transmitido por condução aérea pela cadeia ossicular.

Assim, o efeito da inércia da orelha média pode influenciar na audição por condução óssea, principalmente em torno das freqüências de ressonância dos ossículos (1 – 3 kHz).

### **2.1.2. Inércia dos líquidos labirínticos.**

Dentre as diversas teorias comprovadas para a audição por condução óssea, o efeito da inércia dos líquidos cocleares tem sido apresentado como o principal componente para que a mesma ocorra em orelhas normais, predominantemente para as freqüências abaixo de 1 kHz, parecendo ser menos importante em freqüências mais altas. Na cóclea, a movimentação dos líquidos labirínticos, a partir da vibração do crânio, só ocorre devido à existência de aberturas ou membranas, ou seja, a platina do estribo na janela oval e a membrana da janela redonda. Outro pré-requisito para anular o efeito da inércia dos líquidos labirínticos é a existência de um gradiente de pressão entre as duas janelas, o que gera uma movimentação dos líquidos entre as escalas vestibular e timpânica, provocando uma onda viajante na membrana basilar. Contudo, existem outras vias na cóclea, que servem como entrada e saída para a movimentação dos líquidos, incluindo os aquedutos vestibular e coclear, assim como fibras do nervo, veias e microcanais. O efeito complacente dessas estruturas é considerado uma terceira janela.

### **2.1.3. Compressão da parede coclear.**

A primeira explicação para a audição por condução óssea foi pautada na teoria da compressão e expansão da parede coclear. De acordo com a mesma, o crânio, quando submetido a um estímulo apresentado por condução óssea, expande-se e comprime-se e como essa movimentação do osso envolve a cápsula ótica, há mudanças nos espaços do fluido coclear. Como consequência, o líquido coclear movimenta-se, visto que o mesmo é incompressível, devido à presença das janelas oval e redonda e à diferença no volume e na área das escalas vestibular e timpânica.

Tjellström et al (2001) destacam que a transmissão do som por condução óssea no crânio humano é linear, sem distorção e harmônicos, até próximo à intensidade de 77 dB NA para as frequências de 0,1 a 10 kHz .

Outras estruturas, no decorrer dos anos, tiveram questionadas as suas participações na audição por condução óssea, como o meato acústico externo e a mandíbula:

### **2.1.4. Meato acústico externo.**

Na estimulação por condução óssea, a vibração do crânio causa deformações na parede do meato acústico externo, produz pressão sonora no interior do mesmo, faz vibrar a membrana e é transmitida para a cóclea por condução aérea.

Análises minuciosas desse processo demonstram que, para as frequências abaixo da frequência de ressonância do crânio (0,8 – 1 kHz), o mesmo se move como um todo, não havendo irradiação de som na parte óssea do meato acústico externo.

Dessa forma, o tecido cartilaginoso, por ser mais complacente, é, provavelmente, o responsável pela pressão sonora gerada (Nauton 1963).

#### **2.1.5. Mandíbula.**

Apesar de existir um ligamento entre o martelo e a articulação temporomandibular, é improvável que o mesmo possa transmitir a vibração da mandíbula para a orelha externa e/ou média.

Alvarenga e Corteletti (2006) relatam que a audição por condução óssea é um fenômeno complexo, que envolve os componentes das orelhas externa, média e interna, de acordo com as suas regiões de frequência, como descrito anteriormente. Para as autoras, de maneira geral, os achados demonstram que:

- a inércia do fluido é o fator que mais contribui na audição por condução óssea em orelhas saudáveis;
- a inércia da orelha média pode ter alguma influência na audição por condução óssea em frequências médias;
- o som irradiado do meato acústico externo aberto, em função da estimulação por condução óssea, normalmente não contribui para a audição. Por outro lado, quando o meato acústico externo é ocluído, o som passa a ter uma contribuição significativa na audição por condução óssea para frequências abaixo de 1 kHz;
- a compressão da parede coclear pode contribuir na audição por condução óssea somente nas frequências mais altas.

## 2.2. Microtia e atresia aural congênita.

As malformações da orelha podem ser uni ou bilaterais e variam muito em casos individuais. Na orelha externa pode ocorrer a ausência completa da orelha, apêndices auriculares, ou microtia com atresia do meato (Figura 1). A atresia é quase sempre associada a uma deformidade da cavidade da orelha média, mas usualmente a orelha interna é normal. O martelo e a bigorna são quase invariavelmente deformados e muitas vezes fusionados e o nervo facial pode tomar um curso anormal na orelha média (Shah 1981).



Fonte: <http://www.adhb.govt.nz/newborn/TeachingResources/Dermatology/EarAnomalies.htm>

**Figura 1 - Exemplos de malformações congênitas de orelha**

A microtia é estritamente definida como uma orelha pequena (Park e Chi 2007 e Matic 2007), mas uma série de deformidades pode existir, apresentando diferentes implicações, em termos de tratamento ideal e expectativas (Park e Chi 2007). Essa condição pode variar na severidade, de uma orelha pequena, que possui todas as suas partes, inclusive o canal auditivo e formato com aparência normal, até aquela que não tem o canal auditivo e somente apresenta uma pequena quantidade de pele e cartilagem (Matic 2007).

Crianças com microtia comumente apresentam a atresia do canal auditivo como uma anormalidade associada (Park e Chi 2007).

Segundo Ng e Horlbeck (2007), a principal deformidade anatômica na atresia do canal auditivo ou atresia aural congênita (AAC) é a falha no desenvolvimento completo do canal auditivo externo. A severidade dessa deformidade é variável e a anatomia da orelha depende do ponto do desenvolvimento em que ocorreu a falha. Na forma mais severa da AAC (quando o desenvolvimento da orelha falhou precocemente), o canal auditivo não pode ser identificado. O osso preenche a região que o canal auditivo normalmente ocupa e nenhuma abertura está presente para alcançar a orelha média e proporcionar o mecanismo de condução do som até a orelha interna. A condição é comumente acompanhada por microtia, ou desenvolvimento incompleto do pavilhão auditivo. Nos casos mais leves, o canal auditivo está presente, porém é estenótico e extremamente estreito e, nesses casos, a orelha é mais desenvolvida que nos outros casos.

De acordo com Shah (1981), durante o desenvolvimento embrionário, a orelha média surge do sistema branquial, enquanto a orelha interna é derivada do cisto ectodermal. Portanto, é raro encontrar defeitos congênitos em ambas as orelhas, média e interna, no mesmo lado.

De La Cruz et al (1985) relatam que as mais importantes modificações da orelha ocorrem durante a terceira até a sexta semana intra-uterina e que uma breve revisão da embriologia e patologia da orelha auxilia na compreensão dos problemas encontrados na atresia aural congênita. A orelha interna, a orelha média e a orelha externa desenvolvem-se independentemente e a malformação de uma área não necessariamente significa malformação da

outra. Freqüentemente, malformações de orelha externa e média são encontradas em combinação com uma estrutura de orelha interna normal.

Ng e Horlbeck (2007) ressaltam que os fatores que causam a falha no desenvolvimento seqüencial da orelha na AAC não são conhecidos e regiões adjacentes ao canal auditivo podem também ser afetadas. Em geral, a orelha interna não é afetada, pois o seu desenvolvimento está completo, no momento em que o canal auditivo começa a se formar. No entanto, a orelha média, os ossículos e o pavilhão auditivo podem ser afetados, pelo fato de que o desenvolvimento dessas estruturas ocorre simultaneamente ao desenvolvimento do canal auditivo.

A orelha interna completa o seu desenvolvimento na 20ª semana de vida intra-uterina, sendo que isto ocorre antes da formação do canal auditivo e explica porque indivíduos com AAC têm uma cóclea funcional e apta para ser estimulada.

Para Park e Chi (2007), uma herança multifatorial é considerada para a microtia, embora nenhuma anormalidade cromossômica específica tenha sido citada. Uma história familiar imediata é notável em aproximadamente 5% dos indivíduos. Infecções pré-natais e teratógenos, como isotretinoína, talidomida e rubéola materna têm tido implicações.

Cinco por cento (5%) dos casos de microtia estão associados a síndromes congênicas, como a Microsomia hemifacial, síndrome de Goldenhar, síndrome de Treacher Collins e displasia Óculo-árículo-vertebral (Park e Chi 2007 e Matic 2007). Numa revisão de 1.200 casos de microtia, deformidades associadas abrangem deformidades do arco branquial (36,5%), anormalidade do nervo facial (15,2%), fissura de lábio e/ou palato (4,3%),

defeitos urogenitais (4%), malformações cardiovasculares (2,5%) e macrostomia (2,5%) (Park e Chi 2007).

Para Ng e Horlbeck (2007), a AAC pode coexistir com síndromes, cujas características são deformidades do primeiro e segundo arcos branquiais, como, por exemplo, síndrome de Treacher-Collins, Microsomia Hemifacial, síndrome de Goldenhar e outras anormalidades craniofaciais.

Geralmente as malformações congênitas de orelha afetam mais homens do que mulheres, sendo que a unilateral é mais comum do que a bilateral. A malformação unilateral afeta mais freqüentemente a orelha direita do que a esquerda (De La Cruz et al 1985 e Hayes e Northen 1996).

De acordo com Park e Chi (2007), a incidência de microtia é de 1 para 5.000-20.000 nascimentos. Na população de Navajo a incidência é de 1 para 900-1.200 nascimentos e na população japonesa é de 1 para 4.000 nascimentos. A proporção por sexo é de 2.5 homens para 1 mulher. A microtia é tipicamente unilateral (a proporção unilateral/bilateral é de 4:1) e a orelha direita é mais freqüentemente afetada que a orelha esquerda (a proporção direita/esquerda é de 3:2). A razão para tal preferência permanece obscura.

Matic (2007) considera que a microtia pode ocorrer em uma ou em ambas as orelhas e que a incidência é de 1 em 6.000 nascimentos.

Ng e Horlbeck (2007) afirmam que a incidência de AAC é de 1 caso em 10.000-20.000 nascidos vivos. A apresentação unilateral da AAC é mais comum que a apresentação bilateral, com uma proporção de aproximadamente 3:1 e, se a deformidade está presente em ambas as orelhas, a severidade da deformidade pode variar entre as orelhas.

Shah (1981) explica que a energia sonora é transportada da orelha externa para a orelha interna, via membrana timpânica e ossículos e que para o funcionamento eficiente da orelha média é necessária uma mobilidade intacta da membrana timpânica e da cadeia ossicular, diferença de fase das janelas oval e redonda e um funcionamento fisiológico da tuba auditiva. Disfunção em qualquer um dos aspectos citados resulta numa deficiência auditiva condutiva.

Castiquini et al (2006) relatam que a perda auditiva é um dos achados clínicos mais comuns nos casos de malformações de orelha e o tipo e o grau da perda estão relacionados ao local da malformação: orelha externa, orelha média e/ou orelha interna. Em seu estudo com 37 indivíduos, as autoras verificaram o predomínio da perda auditiva condutiva moderada.

A microtia e a atresia aural congênita levam a comprometimentos relacionados à audição, educação e psicológicos. A complexidade desses comprometimentos requer uma aproximação sistemática entre a avaliação e o início do processo de reabilitação. É muito importante para a criança com atresia aural congênita ser capaz de ouvir suficientemente bem, ou por meio da correção cirúrgica das orelhas, ou com o uso de aparelhos de amplificação sonora individuais (AASI), já que essa anormalidade causa, na melhor hipótese, uma deficiência auditiva condutiva moderada (Kaga et al 2001).

A adaptação de aparelho de amplificação sonora individual (AASI) tradicional, por condução aérea, com moldes auriculares, não é adequada para anomalias congênitas (Hayes e Northern 1996 e Kaga et al 2001).

Matic (2007) salienta que crianças que possuem ambas as orelhas afetadas devem ser adaptadas com aparelhos auditivos para proporcionar melhor audição e desenvolvimento normal de fala e linguagem e cita a

existência de dois tipos de aparelhos auditivos, aqueles que são usados com uma faixa na cabeça e outros que são ancorados no osso temporal.

Para Ng e Horlbeck (2007), a amplificação também deve ser considerada em indivíduos com AAC unilateral ou bilateral, que não desejam a correção cirúrgica, ou cujas condições anatômicas não são favoráveis. Se a cóclea estiver funcionando, pode ser estimulada.

### **2.2.1. Alternativas cirúrgicas.**

A cirurgia não é indicada, do ponto de vista de Shah (1981), quando a malformação é unilateral. No entanto, quando deformidades existem em ambas as orelhas, a cirurgia precoce deve ser considerada. Caso tenha indicação, uma orelha deve ser operada quando a criança estiver com idade entre 3 e 5 anos, ou seja, antes de ingressar na escola. Embora o resultado estético possa ser imperfeito, a criação de um novo meato e a reconstrução ossicular, com restauração parcial da audição, permite o uso satisfatório de um aparelho auditivo. Entretanto, a cirurgia somente deve ser realizada por um otologista, com experiência na área, para que resultados desastrosos sejam evitados.

Ng e Horlbeck (2007) enfatizam que nem todos os indivíduos com AAC são candidatos à correção cirúrgica. Aproximadamente 40% dos indivíduos não são candidatos à cirurgia, devido à anatomia existente. No entanto, uma avaliação da audição, em ambas as orelhas, afetada e não afetada, deve ser realizada.

Para os candidatos à cirurgia com anatomia favorável, o otologista deve utilizar as habilidades, técnicas e experiências da cirurgia de orelha média e mastóide, para otimizar os resultados cirúrgicos. O sucesso cirúrgico é

baseado na restauração da audição útil, estabilidade da audição em longo prazo e manutenção do canal auditivo reconstruído. Os otologistas concordam que, quando essas metas são atingidas, poucas façanhas são tão gratificantes como um tratamento bem sucedido de um indivíduo com AAC.

A cirurgia para correção da AAC não é necessária em indivíduos com AAC unilateral, na medida em que a audição normal está presente na outra orelha (Ng e Horlbeck 2007).

Crianças com microtia unilateral, que possuem uma orelha auditivamente normal, não necessitam de tratamento específico, já que o tratamento cirúrgico apresenta padrão variável de sucesso e a audição normal na orelha afetada pode não ser obtida (Matic 2007).

Para Ng e Horlbeck (2007), várias cirurgias são necessárias para reparar a microtia e a AAC. Park e Chi (2007) esclarecem que nos casos de microtia, muitas vezes, os pais, ansiosos, solicitam a intervenção cirúrgica o mais breve possível, porém a reconstrução é normalmente realizada por volta dos 5 ou 6 anos de idade. Isto ocorre pelo fato de que, ao nascimento, o tamanho da orelha corresponde a 66% da orelha de um adulto; aos 6 anos de idade, a orelha atinge 85% do tamanho total e aos 9 anos de idade, 90%. Já o reparo da atresia é realizado após a reconstrução da microtia, para preservar a pele delicada da mastóide, essencial para a aparência ideal da orelha.

Na AAC a cirurgia pode ser realizada em qualquer época, porém é normalmente efetuada quando a criança já passou pelos múltiplos estágios da cirurgia reconstrutiva da microtia, por volta dos 6 ou 7 anos de idade. Essa cirurgia é tipicamente realizada depois que a estrutura cartilaginosa auricular

está posicionada, o lóbulo da orelha está criado e antes da criação do *tragus* e elevação auricular (Ng e Horlbeck 2007).

Para a microtia, as opções de reconstrução incluem a prótese de orelha, a reconstrução que utiliza tecido próprio do indivíduo e material artificial e a reconstrução que utiliza somente o tecido próprio do indivíduo (Matic 2007).

Park e Chi (2007) relatam que o reparo clássico da microtia com cartilagem costal autógena envolve 4 estágios, separados por intervalos de 3 meses: retirada e implantação da cartilagem, transferência do lóbulo, lateralização com enxerto de pele e criação do *tragus*.

Uma prótese de orelha é outra alternativa, sendo que é mais freqüentemente utilizada após auriculotomia, devido a doenças cutâneas malignas. Modelos mais avançados utilizam aparelhos ancorados ao osso e proporcionam excelente aparência estética, com procedimentos cirúrgicos mínimos. As desvantagens das próteses de orelha referem-se à necessidade de cuidados diários e deslocamentos inadvertidos, particularmente em situações sociais (Park e Chi 2007).

A prótese é completamente artificial e normalmente confeccionada em silicone, mediante um molde da orelha oposta do próprio indivíduo, ou baseada no molde da orelha dos pais. A prótese pode ser fixada na cabeça com adesivos, imãs ou cliques, que requerem um procedimento cirúrgico menor do que no caso dos parafusos fixos permanentemente no crânio (Matic 2007).

Na AAC, a indicação da cirurgia somente é realizada se o indivíduo apresentar função coclear normal, comprovada por avaliações audiológicas e morfologia normal da orelha interna e do canal auditivo interno, demonstrada por tomografia computadorizada (Ng e Horlbeck 2007).

Segundo os mesmos autores, a meta da cirurgia de AAC é restaurar a audição para um Limiar de Recepção de Fala (LRF) de 15 ou 25 dB, sem a necessidade de qualquer amplificação. Com uma cuidadosa seleção dos candidatos à cirurgia, esses resultados podem ser encontrados, sendo que, em geral, aproximadamente metade dos indivíduos tem um LRF menor que 25 dB após a cirurgia.

Quanto à microtia, os resultados do reparo são refletidos no benefício psicológico e na satisfação do indivíduo e seus pais (Park e Chi 2007).

Com relação às complicações cirúrgicas para correção da AAC, Ng e Horlbeck (2007) observam que o dano ao nervo facial é uma das mais preocupantes complicações, já que o nervo facial está estimado para ser anormal em 25-30% destes indivíduos. Essa complicação tem, historicamente, impedido cirurgiões de corrigir a AAC, mas, em mãos experientes e com melhora das técnicas de imagem, a taxa de complicação tem sido inferior a 1%.

O recém-criado canal auditivo pode tornar-se estenótico, devido ao pobre suporte cartilaginoso na porção meatal do canal. Além disso, a estenose do canal auditivo esquelético pode ocorrer a qualquer momento, devido à osteogênese.

Uma perda auditiva sensorineural para frequências altas também pode ocorrer, devido à manipulação excessiva dos ossículos, durante a cirurgia, ocasionado um trauma mecânico ou acústico à orelha interna. A lateralização do enxerto da membrana timpânica e o deslocamento da prótese ossicular podem ainda ocasionar uma perda auditiva condutiva.

Outras complicações potenciais incluem colesteatoma e infecções crônicas de orelha externa e orelha média.

O progresso na habilidade para tratar a AAC reside em caminhos para manter inalterado o canal auditivo cirurgicamente reconstruído. Esse progresso pode vir na forma de enxertos de tecidos ou materiais avançados, desenvolvidos pela engenharia genética.

Matic (2007) salienta que a microtia pode não afetar psicologicamente a criança, ou pode afetar a auto-estima, a percepção da imagem corporal e a confiança (segurança). Isto depende de múltiplos fatores, que incluem a interação familiar, a educação da família e da criança a respeito da microtia, o ambiente escolar e o fato da criança estar desenvolvendo as ferramentas para a compreensão das suas diferenças. O psicólogo da criança e o trabalho social, que fazem parte de uma equipe craniofacial são recursos para iniciar um processo educacional.

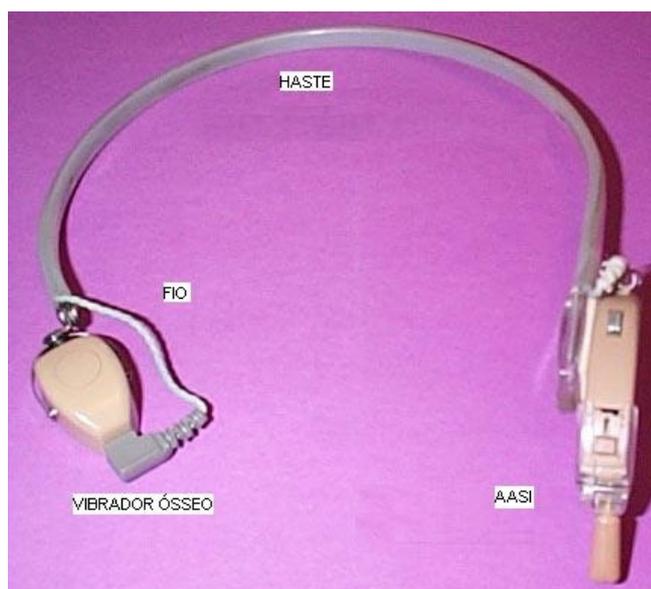
### **2.2.2. Alternativas de amplificação.**

#### **2.2.2.1. Aparelho de amplificação sonora individual por condução óssea tradicional (transcutâneo).**

Os AASI têm por objetivo amplificar o som proveniente do meio ambiente para ser transmitido à cóclea, a fim de ser interpretado pelo cérebro. Essa transmissão sonora pode ser feita por via aérea (VA) ou por via óssea (VO) (Hakansson et al 1985b).

Segundo Dillon (2001), os aparelhos auditivos por condução óssea têm por objetivo vibrar as estruturas dentro da cóclea, sem a passagem do som pela via normal, através da orelha média. O transdutor de saída é um vibrador, conhecido como condutor ósseo. As vibrações do condutor ósseo devem ser

transmitidas efetivamente ao crânio (e, portanto, à cóclea). Para atingir transmissão adequada, o condutor ósseo é usualmente montado em um lado, em uma faixa de cabeça, a qual utiliza tensão elástica para pressionar o condutor ósseo contra a cabeça (Figura 2). Como alternativa, o condutor ósseo pode ser montado numa das hastes de um aparelho haste de óculos. Exceto pelo transdutor de saída, o restante do aparelho auditivo não é diferente de um aparelho auditivo convencional (saída acústica). O aparelho auditivo pode estar na outra haste de um aparelho haste de óculos, na outra extremidade da faixa de cabeça, ou em um aparelho convencional usado junto ao corpo (de caixa).



Fonte: [www.treachercollins.org/pictures/hearingaid1.jpg](http://www.treachercollins.org/pictures/hearingaid1.jpg)

**Figura 2 - Aparelho de amplificação sonora individual por condução óssea retroauricular**

Habal et al (2003) esclarecem que o vibrador ósseo é acoplado a um arco de metal na cabeça, para segurá-lo com pressão sobre a região retroauricular do osso temporal, enquanto que o amplificador e o microfone estão localizados num AASI convencional (ou de caixa), usado junto ao corpo,

num bolso da roupa e sustentado por um fio ao redor do pescoço do indivíduo. A localização do microfone adiciona sons indesejáveis ao vibrador, os quais distorcem e mascaram o som amplificado que é transmitido à cóclea.

Pelo fato da saída de um AASI VO ser uma vibração mecânica, em vez de uma onda sonora, esses dispositivos podem ser mensurados eletroacusticamente, somente com equipamentos que medem vibração (ANSI 1991). Além disso, a quantidade de vibração vai depender das características da superfície contra a qual ele está fixado. Conseqüentemente, os AASI VO somente podem ser mensurados quando acoplados a um acoplador mecânico (o qual provê uma impedância mecânica que se equipara à do crânio) e a um acelerômetro (que mede o resultado da vibração). O acoplador mecânico é normalmente denominado *mastóide artificial*, embora, na verdade, simule a impedância do crânio para outros locais, além do processo mastóide (Dillon 2001).

A vibração é expressa em termos de força (em Newton, ou em  $\mu\text{N}$ ) produzida pelo vibrador contra a mastóide artificial. A força vibratória pode ser expressa em decibels relativos para uma força de referência de  $1\mu\text{N}$ . O número resultante equivale a 20 vezes o logaritmo da força real, dividido pela força de referência e é então denominado Nível de Força de Saída (NFS), ou *Output Force Level (OFL)*. Como a quantidade de entrada (pressão sonora) de um AASI VO é diferente da quantidade de saída (força), não é sensato falar sobre o *ganho* do AASI VO. Em vez disso, pode-se falar em Nível de Sensibilidade Acústico-Mecânica, que equivale ao nível de força de saída, menos a entrada em nível de pressão sonora e é diretamente proporcional ao ganho (Dillon 2001).

Poucos profissionais têm acesso a uma mastóide artificial e a um acelerômetro. Conseqüentemente, os AASI VO devem ser selecionados e ajustados, baseando-se nas especificações técnicas dos aparelhos auditivos, seguidas pelas medidas do ganho funcional e por outras técnicas subjetivas de verificação (Dillon 2001)

*a) Indicações.*

Mylanus et al (1998) consideram que os AASI por condução óssea são somente indicados se surgem problemas com a adaptação dos AASI por condução aérea, como nos casos de otite média crônica, otite externa crônica ou atresia congênita do canal auditivo.

Segundo Dillon (2001), os aparelhos auditivos por condução óssea são utilizados por três grupos, onde quase todos os indivíduos tiveram perda de audição condutiva ou mista. O primeiro grupo compreende indivíduos que, devido a restrições médicas, não podem usar aparelhos auditivos que de alguma forma, ocluem a orelha externa. Tipicamente, isso ocorre quando a oclusão da orelha provoca ou aumenta infecções de orelha externa, ou quando o usuário do aparelho tem infecções freqüentes de orelha média, combinada com perfuração de membrana timpânica. Com um aparelho auditivo por condução óssea, nenhuma parte obstruirá a orelha.

O segundo grupo de candidatos ao aparelho auditivo por condução óssea compreende aqueles que tiveram uma malformação congênita ou ausência de orelha externa ou orelha média (atresia ou microtia). A vibração do crânio pode ser a única via de entrada do som à cóclea.

O terceiro grupo é composto por indivíduos que tiveram perda de audição condutiva extremamente grande. Devido às vibrações do crânio alcançarem a cóclea sem terem que passar pelo sistema da orelha média, como na forma usual, é possível estimular a cóclea mais intensamente com um aparelho auditivo por condução óssea, do que com um aparelho auditivo convencional por condução aérea.

*b) Desvantagens.*

Myalrus et al (1994) relatam que o AASI VO convencional pode causar problemas devido ao transmissor estar pressionado firmemente contra a pele da mastóide, o que pode resultar em irritação da pele ou dores de cabeça. Além disso, para alguns indivíduos, existe uma inconsistência na qualidade do som e no reconhecimento da fala, por causa da mudança da posição do transmissor ou da variação da pressão contra a mastóide.

De acordo com Snik et al (1995), o condutor ósseo tem inúmeros inconvenientes, como a variação que ocorre no reconhecimento da fala, causada pela variação da pressão entre o transmissor e a mastóide, irritação na pele e dor de cabeça.

No AASI VO convencional, o vibrador está posicionado sobre a mastóide e as vibrações são transmitidas através do crânio. O vibrador é pressionado firmemente contra a mastóide, por meio de uma faixa de cabeça ou pelas hastes de óculos. A força exercida pelo aparelho contra a pele é de 3 a 4 Newtons (N), o que causa sensação desconfortável de pressão, tornando a pele, muitas vezes, irritada e delicada. Uma força estática longa também pode afetar os tecidos moles e sulcos profundos. Pelo fato da região da mastóide

não ser fixa, é difícil obter condições de transmissão consistentes. A pele age também como um atenuador no sinal de vibração, resultando na necessidade de uma saída vibratória em níveis elevados, que pode gerar distorções (Tjellström e Hakansson 1995).

De acordo com Mylanus et al (1998), os aparelhos auditivos por condução óssea têm sido usados desde o século XVIII e geralmente são considerados inferiores aos aparelhos auditivos por condução aérea, devido, muitas vezes, à sua aparência deselegante (antiestética), pobre resposta de frequência e ganho inadequado.

Segundo Dillon (2001), os AASI VO têm várias desvantagens sobre os AASI VA. Primeiro, o transdutor tem que ser pressionado fortemente contra a cabeça para funcionar adequadamente e o uso contínuo pode causar endurecimento (calosidade) da pele, depressões permanentes na pele e dor. Segundo, o vibrador ósseo e os recursos para segurá-lo contra o crânio não são pequenos, nem discretos. Terceiro, há uma pequena atenuação interaural para sons por condução óssea. Embora seja possível selecionar diferentes sinais em cada lado da cabeça, não é possível comunicá-los independentemente para a respectiva cóclea e como as diferenças biaurais são mínimas, a localização e a habilidade para usar pistas biaurais para separar sinais e ruídos, provenientes de diferentes direções, estão prejudicadas. Quarto, o fio e o soquete, entre o aparelho e o transdutor podem ser pouco confiáveis. Quinto, a atenuação proporcionada pela pele e as limitações do transdutor dificultam a obtenção de resposta adequada para frequências baixas e para frequências muito altas e, assim, a saída máxima dos aparelhos por condução óssea é muito menor do que a ideal para essas mesmas frequências

e é também menor do que a ideal para todas as frequências. Sexto, o transdutor e a faixa de cabeça são facilmente deslocados. Por último, a inabilidade para medir a saída do aparelho eletroacusticamente (sem uma mastóide artificial) torna mais difícil checar seu funcionamento, como no caso dos aparelhos por condução aérea.

Habal et al (2003) mencionam que a amplificação proporcionada pelos AASI tradicionais por condução óssea, bem como as dores de cabeça provocadas pela pressão do arco sobre a mastóide e o impacto psicossocial negativo, pelo uso do aparato trazem, muitas vezes, problemas aos usuários e responsáveis. As queixas de dores de cabeça pela pressão do arco e a insatisfação com a visibilidade estética dos componentes do AASI por condução óssea (arco, vibrador e caixa) são comuns entre adolescentes e pré-adolescentes. Juntos, esses fatores levam à redução do uso do aparelho e conseqüente perda de oportunidades de participar de situações de comunicação na escola e em casa.

Apesar das limitações consideráveis, os aparelhos por condução óssea continuam sendo melhor solução que os aparelhos auditivos por condução aérea, para uma pequena proporção de pessoas com perda de audição (Dillon 2001).

#### **2.2.2.2. Aparelho de amplificação sonora individual ancorado ao osso (percutâneo).**

Devido à inconveniência do AASI VO tradicional, convencionalmente utilizado, um novo tipo de AASI VO, baseado na osseointegração do titânio e osso, foi desenvolvido (Agra 1996).

Apesar do presente estudo não utilizar esse tipo de AASI na sua metodologia, diferentes trabalhos relacionados a eles serão citados, visto que apresentam resultados pertinentes a este estudo.

McClarence (2003) relata que, em 1965, o Professor Per-Ingvar Branemark, à frente de um grupo de pesquisadores da Universidade de Gotemburgo (Suécia), iniciou estudos que culminaram com a descoberta da Osseointegração. Na época, Branemark estava interessado por pesquisa e protocolos de procedimentos cirúrgicos que resolvessem deficiências físico-funcionais de seres humanos.

Em 1979, após o sucesso da utilização da fixação do titânio na osseointegração, em aplicações dentais, um parafuso de titânio similar foi instalado na região da cabeça e pescoço. As próteses, primariamente cosméticas, nas regiões do olho e ouvido, foram firmemente presas e fixadas na osseointegração, não sendo observada infecção ou soltura por um longo período (Branemark et al 1985).

A osseointegração é definida como uma conexão estrutural e funcional direta entre osso organizado vivo e a superfície de um implante submetido à carga. Desta forma, a criação e manutenção da osseointegração dependem da compreensão da capacidade de reparo de remodelação tecidual.

Osseointegração significa a incorporação de um componente não biológico no esqueleto humano, com capacidade de suportar carga funcional ilimitada, em substituições protéticas internas e externas da estrutura e função (McClarence 2003).

Mylanus et al (1998) relatam que, na década de 80, um AASI percutâneo, por condução óssea, denominado *BAHA*, foi desenvolvido na

Suécia. Ele é composto por um implante percutâneo de titânio ancorado ao osso temporal e um amplificador/transdutor de condução óssea especialmente projetado, acoplado ao implante, por meio de um acoplador baioneta (*abutment*) (Figuras 3 e 4).



1 – Implante de titânio, 2 – *Abutment*, 3 – Amplificador/Transdutor de condução óssea

Fonte: <http://www.cochlearamericas.com>

**Figura 3 - Aparelho de amplificação sonora individual por condução óssea ancorado ao osso (BAHA)**



Fonte: <http://www.cochlearamericas.com>

**Figura 4 - Demonstração da localização do implante de titânio**

Segundo Dillon (2001), o *BAHA*, como o AASI VO tradicional, também tem, como saída, uma vibração mecânica, mas transmite essa vibração para o crânio por um parafuso de titânio implantado na mastóide. O aparelho auditivo inclui um vibrador, inserido em um acoplador (*abutment*) e conectado à porção final externa do parafuso fixo de titânio, que passa através da pele. A conexão direta através da pele, denominada acoplamento percutâneo, surgiu para proporcionar uma baixa incidência de problemas associados com a penetração na pele. A cirurgia necessária para adaptar um *BAHA* é relativamente pequena e normalmente é utilizada anestesia local.

Koch et al (2005), por sua vez, colocam que, já em 1950, pesquisadores europeus descobriram que quando o titânio é exposto ao ar, ele desenvolve uma camada óxida, que promove um campo biológico ativo, para formar um tecido de sustentação, o qual irá crescer e unir-se permanentemente ao titânio. Esse processo, denominado osseointegração, foi usado primeiramente em implantes dentários. O mesmo processo tem sido adaptado e utilizado para desenvolvimento do aparelho auditivo ancorado ao osso (*BAHA*), sendo este, um sistema para fornecer informação acústica à orelha interna, por condução óssea direta.

O sistema comercial do *BAHA* (*Entific Medical Systems, Gothenburg, Sweden*) é um dispositivo protético osseointegrado, implantado no osso temporal, especialmente projetado para indivíduos com perda de audição condutiva ou mista, ou perda de audição sensorineural unilateral, também conhecida com *Single Sided Deafness (SSD)*. O sistema *BAHA* é composto por três partes: um acessório fixo (parafuso) de titânio, um suporte (*abutment*) de conexão e um processador sonoro destacável. O acessório fixo (parafuso) é

implantado no osso temporal durante um procedimento cirúrgico, com duração de 30 a 60 minutos. Após três meses (seis meses para crianças), com a osseointegração completa, o processador sonoro é adaptado ao suporte (*abutment*). O processador recebe o som pelo suporte (*abutment*) e o envia à cóclea em funcionamento, usando o crânio como um caminho para desviar da orelha externa e da orelha média. Atualmente, existem dois processadores disponíveis, sendo um com sistema linear e outro com controle automático do ganho e microfone direcional. Um processador usado no corpo também está disponível e fornece um adicional de 13 dB de ganho sobre os processadores, ao nível da orelha (Koch et al 2005).

Segundo Hodgetts et al (2006), os aparelhos auditivos ancorados ao osso (*BAHA*) têm sido utilizados clinicamente por mais de 25 anos. Um acessório fixo (parafuso de 3 ou 4 mm de comprimento) é implantado na região parietal (mastóide) do crânio. Um *abutment* é fixado a esse acessório, no qual o processador do *BAHA* pode ser ancorado.

Os mesmos autores relatam que atualmente existe uma opção provisória para prover sons por condução óssea para crianças candidatas ao *BAHA*. Tal opção refere-se a uma faixa de cabeça elástica ajustável (*BAHA Softband*), com uma parte plástica inserida, na qual o processador do *BAHA* pode ser conectado. As vantagens objetivas do *BAHA*, mencionadas anteriormente, não são muito favoráveis com essa opção. No entanto, a *Softband* pode oferecer vantagens práticas, comparando com a tensão da haste de aço, como atração estética e mais segura, além de confortável e cautelosa adaptação (visto que o crânio de crianças pequenas é muito mole). Uma potencial desvantagem da

*Sobtband* é que a pressão é aplicada ao redor de toda a cabeça da criança, em vez de apenas em dois pontos.

Para Ng e Horlbeck (2007), as características do *BAHA* incluem um parafuso fixo de titânio percutâneo, implantado cirurgicamente, que será osseointegrado ao osso temporal. Como um transdutor sonoro é unido ao parafuso fixo de titânio e fornece energia sonora diretamente à cóclea, via condução óssea, não é necessário um canal auditivo ou orelha média para escutar. O *BAHA*, em adaptação biaural, tem sido utilizado em indivíduos com atresia bilateral, propiciando melhor habilidade de localização sonora. Além disso, o uso do aparelho *BAHA* não impede futura cirurgia reconstrutiva.

*a) Indicações.*

De acordo com Koch et al (2005), o sistema *BAHA* foi primeiramente aprovado pela *Food and Drug Administration (FDA)*, em 1996, para tratar perdas auditivas condutivas ou mistas, em indivíduos com 18 anos de idade ou mais. Em 1999, as indicações da *FDA* foram expandidas para incluir crianças com 5 anos de idade ou mais. Já em 2001, o sistema foi aprovado para implantação bilateral e em 2002 foi aprovado para tratamento de perda auditiva sensorineural profunda unilateral.

Indivíduos que têm perda auditiva condutiva ou mista e não podem utilizar a amplificação convencional por condução aérea, podem se beneficiar com o *BAHA*. Otite média crônica, atresia aural congênita ou microtia, colesteatoma, disfunção ou doença da orelha média e otite externa são exemplos de perdas auditivas condutivas, onde a amplificação convencional pode não fornecer benefícios. Os candidatos precisam ter 5 anos de idade ou

mais, perda auditiva condutiva ou mista, onde a média de tom puro por condução óssea na orelha indicada é melhor ou igual a 45 dB NA e possuir escore de reconhecimento de palavras monossilábicas de 60% ou mais. Para adaptação bilateral, os candidatos devem ter médias simétricas de tom puro, por condução óssea, entre as orelhas, definidas como uma diferença menor que 10 dB na média de tom puro por condução óssea, ou uma diferença menor que 15dB nos limiares por condução óssea, para as frequências de 500, 1000, 2000 e 4000Hz.

Para indivíduos com *Single Sided Deafness (SSD)*, candidatos ao *BAHA* necessitam ter audição normal em uma orelha, definida como média de tom puro por condução aérea de 20 dB NA, ou melhor, junto com uma perda de audição profunda na outra orelha. Nestes indivíduos, o sistema *BAHA* utiliza rota transcraniana para enviar o som recebido pelo processador sonoro na orelha prejudicada à cóclea da orelha normal. Causas comuns da *SSD* incluem tumores (neuroma do acústico), cirurgia para remoção de tumores, surdez súbita, doenças neurológicas degenerativas, doença de Menière, infecção viral e trauma.

Segundo Hodgetts et al (2006), crianças que nascem com malformações de orelha, como atresia, microtia ou estenose do canal auditivo são muitas vezes impossibilitadas de usar aparelhos auditivos por condução aérea, devido ao desenvolvimento limitado dos canais auditivos ou das orelhas.

O procedimento cirúrgico para o *BAHA* requer que o crânio seja de espessura suficiente e o osso seja de qualidade suficiente para acomodar o acessório de titânio. Atualmente, não é recomendado colocar implante em criança menor de 3 anos e porisso a maioria das crianças não é implantada até

que tenham no mínimo 4 ou 5 anos de idade. Nos EUA, a *FDA* requer que as crianças tenham no mínimo 5 anos de idade, para a implantação do *BAHA*.

*b) Vantagens.*

Dillon (2001) especifica que a adaptação de um *BAHA* evita muitas das desvantagens de um aparelho auditivo por condução óssea. A via mecânica direta para o crânio possibilita vibrações transmitidas de forma mais efetiva e confortável, pois a compressão da pele não é necessária. Com um AASI VO tradicional, muito do movimento vibratório é absorvido pela pele e tecidos moles subcutâneos. O *BAHA* fornece um nível satisfatório de estimulação para indivíduos com limiares por condução óssea (média de 500, 1000, 2000 e 3000 Hz) superiores a 45 dBHL para o aparelho auditivo usado na cabeça e superiores a 60dBHL para o aparelho usado no corpo.

Koch et al (2005) citam que para indivíduos que têm perda auditiva condutiva ou mista, os limiares por condução óssea com o *BAHA* são inferiores aos obtidos com aparelhos auditivos por condução óssea convencionais. A condução óssea direta, fornecida pelo *BAHA*, reduz a atenuação dos tecidos moles e cabelo e pode melhorar os limiares audiométricos em 10 ou 20 dB. Para indivíduos com SSD, um aparelho auditivo com sistema de rota contralateral do sinal, ou *contralateral routing of signal (CROS)*, onde um aparelho auditivo é localizado na orelha prejudicada e o sinal é enviado para um aparelho auditivo na orelha boa, foi a única opção de tratamento, antes do *BAHA*. Segundo os autores, estudos clínicos, comparando o *BAHA* e a amplificação *CROS* mostram que os indivíduos experimentaram um alto nível

de benefícios subjetivos com o *BAHA* e que eles apresentaram melhora na percepção de fala no ruído.

Segundo Hodgetts et al (2006), ambas as vantagens do *BAHA*, práticas e objetivas, em comparação aos aparelhos auditivos por condução óssea tradicionais, têm sido bem estabelecidas. As vantagens práticas incluem a eliminação da necessidade de utilizar uma faixa na cabeça para segurar o aparelho, oferecendo redução da pressão ou desconforto causado pela mesma, adaptação mais segura e melhora estética.

As vantagens objetivas são conseqüentes ao superior acoplamento percutâneo. Posicionado diferentemente, o *BAHA* é conectado diretamente ao osso, de modo que as vibrações mecânicas não necessitam de muito tempo para viajar através da pele e tecidos subcutâneos até chegar ao crânio. As vantagens objetivas da condução óssea direta incluem melhora na qualidade sonora e maior capacidade de amplificação, para indivíduos com grandes rebaixamentos da audição por condução óssea, como aqueles com perdas auditivas mistas (Hodgetts et al 2006).

Para Ng e Horlbeck (2007), esse tipo de tecnologia é mais eficiente, devido à energia sonora não ser atenuada pela pele e não sofrer intervenção dos tecidos moles, como ocorre com os condutores ósseos tradicionais. Os autores afirmam que limiares de recepção de fala (LRF) menores que 30 dB podem ser obtidos com o uso desse aparelho (*BAHA*).

### *c) Desvantagens.*

Niehaus et al (1995) relatam algumas das desvantagens desse tipo de AASI, como necessidade de cirurgia para a implantação do acessório de titânio

que irá sustentar o AASI, impossibilidade de avaliação do desempenho do *BAHA* previamente ao procedimento cirúrgico, possibilidade de ocorrer reações e infecções com o implante, causando complicações no ouvido médio e interno e também a necessidade de maior experiência clínica para uma completa segurança quanto à durabilidade do implante no ouvido humano, não somente pelo aspecto econômico, mas também pela necessidade de outras cirurgias.

Conforme Scholz et al (2003), a inserção de um pino periauricular para sustentação do implante é responsável por risco de lesões na meninge, bem como por pequeno risco de complicações purulentas intracranianas e intracerebrais durante a cirurgia ou em manipulações tardias.

Além disso, o custo do *BAHA* é mais elevado que o do AASI VO convencional (Hol et al 2004).

### **2.3. Estudos comparativos entre AASI VO tradicional X *BAHA*.**

Na literatura especializada, foram encontrados diversos estudos comparativos do benefício e da satisfação dos usuários de AASI por condução óssea convencional e de AASI ancorado ao osso (*BAHA*), sendo que tais estudos serão citados para favorecer a compreensão deste trabalho.

Hakansson et al (1985a) utilizaram a audiometria de Békesy para avaliar a audição de sete indivíduos com AASI VO convencional e com o *BAHA*. Como resultado, obtiveram uma melhora média de 10 a 20 dB nos limiares auditivos, para as freqüências entre 600 e 6000 Hz para o *BAHA*, quando comparado ao AASI convencional. Também verificaram que a diferença nos limiares auditivos obtidos com o *BAHA*, comparada com o AASI VO convencional, estava entre 16 e 28 dB, com média de 21 dB sobre as freqüências de 250, 500, 1000, 2000

e 4000 Hz. Portanto, concluíram que a melhora do limiar auditivo, em termos de desempenho do AASI, refere-se ao menor consumo de bateria e menor distorção.

Hakansson et al (1985b) avaliaram dez indivíduos, na faixa etária de 17 a 74 anos de idade, com limiares de VA entre 45 e 70 dB NA e reconhecimento da fala melhor que 76%. A etiologia das perdas auditivas inclui doenças crônicas do ouvido e malformações congênitas. Os indivíduos foram avaliados com o *BAHA*, com o AASI VO convencional e com o antigo AASI, em 3 situações de teste: uma delas utilizou uma lista de palavras suecas espondáicas, para a pesquisa do Limiar de Recepção de Fala (LRF), a outra utilizou uma lista com 50 palavras monossílabas, foneticamente balanceadas, com o ruído do tipo *coktail party*, em níveis de relação sinal ruído (S/R), entre 68/60 dB nível de pressão sonora (NPS) e, finalmente, uma lista de 54 palavras sem sentido, preparadas especificamente para teste de consoantes, com níveis de relação S/R de 65/60 dB NPS. Toda a avaliação foi realizada em uma sala acústica, com a fala e o ruído apresentados por um gravador, um audiômetro, um amplificador e duas caixas de som (uma para a fala e outra para o ruído), colocadas próximas uma da outra, na frente do indivíduo, a 0° azimuth. Para cada sessão de avaliação os indivíduos foram orientados a ajustarem o controle de volume dos AASI para o nível de maior conforto. Os resultados revelaram que não houve diferença significativa para a pesquisa do LRF quando o *BAHA* foi comparado com o AASI convencional, enquanto que níveis levemente mais baixos foram obtidos quando os indivíduos usaram o antigo AASI. Também não houve diferença nos testes com palavras monossílabas, foneticamente balanceadas e resultados quase idênticos foram obtidos quando

comparado o *BAHA* com o antigo AASI. O teste de consoante sem sentido não revelou quaisquer diferenças entre o *BAHA* e os outros 2 AASI. O *BAHA* não mostrou melhora quanto à distorção, quando comparado ao AASI convencional e ao antigo AASI. Os autores concluíram que um teste usando palavras de alta freqüência, junto com ruído, pode ser uma forma mais eficiente para revelar diferenças entre os dispositivos eletrônicos, caracterizados por diferentes distorções harmônicas.

Paralelo a esse estudo, os autores também avaliaram, por meio de um questionário, as experiências individuais com o AASI VA ou AAVI VO convencional, comparado com o *BAHA*. Todos os indivíduos relataram que preferiram o *BAHA* ao seu antigo AASI, pela praticidade quanto ao uso, boa aparência estética e melhor qualidade sonora. A força estática exercida pela mola de inox nos AASI VO convencionais foi considerada muito incômoda, enquanto o *abutment* não os perturbou, não apresentando dificuldades no processo de conectar e desconectar o *BAHA* e nenhum indivíduo relatou realimentação acústica. A melhora na percepção da fala não foi verificada pelos testes de reconhecimento de fala, mas 6 entre 10 indivíduos relataram que, com o *BAHA*, a qualidade do som melhorou sensivelmente. O consumo da pilha foi aproximadamente a metade com o *BAHA*, quando comparado com o antigo AASI. Os autores concluíram que o *BAHA* ofereceu melhora na qualidade de vida, para um grande número de indivíduos (Hakansson et al 1985b).

Carlsson et al (1986) estudaram 24 indivíduos na faixa etária de 11 a 76 anos. Quanto ao aspecto auditivo, apresentavam limiares por VO de 7 a 53 dB NA e limiares por VA de 38 a 93 dB NA. Sem AASI, apresentavam

reconhecimento de fala melhor ou igual a 80% exceto 2 indivíduos, que apresentaram 60% e 68%, respectivamente e que tinham como etiologia, OMC e malformação congênita do CAE e orelha média. Os indivíduos foram divididos em 2 grupos, de acordo com o tipo de AASI que usaram anteriormente ao *BAHA*: grupo de AASI VO convencional e grupo de AASI VA. A avaliação consistiu do teste de reconhecimento de fala no ruído, utilizando 3 listas de palavras: 1 para treino e 2 para medição, constituídas de 10 sentenças, com cinco palavras foneticamente balanceadas, a uma intensidade constante de 63 dB NPS. A relação S/R utilizada foi de +5 dB e a intensidade do ruído foi aumentada até o indivíduo obter 50% de inteligibilidade. Toda a avaliação foi realizada em campo livre, em uma sala tratada acusticamente, com um audiômetro, um amplificador e duas caixas de som, que, além de apresentarem o sinal de fala e o ruído simultaneamente, estavam colocadas a uma distância de 3 metros à frente do indivíduo, a 0° azimuth. O ruído utilizado foi o *coktail party*. Os indivíduos foram avaliados nas seguintes situações de teste: com o *BAHA*, com AASI VO convencional e/ou AASI VA e foram orientados a regularem o volume no nível de maior conforto. De acordo com o resultado do reconhecimento de palavras da 1ª lista, a intensidade do ruído era aumentada ou diminuída em 3 dB para obter 50% inteligibilidade. Os resultados revelaram que 19 dos 21 indivíduos do grupo com AASI VO convencional alcançaram média de 3.3dB a mais na inteligibilidade de fala com ruído de fundo, utilizando o *BAHA*. Do grupo de indivíduos com AASI VA, em 2 não foi observada diferença na inteligibilidade de fala, enquanto que em 1 indivíduo foi verificada melhora.

Os autores concluíram que todos os indivíduos do grupo de AASI VO

---

convencional, com exceção de um, melhoraram o reconhecimento de fala no ruído, quando usaram o *BAHA*, provavelmente devido à melhor sensibilidade auditiva para as frequências de 600 a 6000 Hz. Quanto ao grupo com AASI VA, os resultados foram inconclusivos.

Em seu estudo, Abramson et al (1989) selecionaram, para a adaptação do *BAHA*, 9 indivíduos, na faixa etária de 21 a 65 anos de idade, que apresentavam atresia do CAE, OMC ou recorrentes infecções de orelha externa e média e estavam insatisfeitos com AASI VO convencional, devido à qualidade sonora, desconforto e estética. Quanto ao aspecto audiológico, a perda auditiva era do tipo condutiva ou mista, não excedendo a média de 86 dB NA para os limiares por VA e média melhor ou igual a 45 dB NA para os limiares por VO. No que se refere ao reconhecimento de fala, as porcentagens obtidas foram melhores ou iguais a 60% para monossílabos foneticamente balanceados, apresentados até 40 dB NA. A avaliação auditiva consistiu da aplicação dos seguintes testes: pesquisa dos limiares auditivos obtidos em campo livre, pesquisa do LRF, reconhecimento da fala e *Synthetic Sentence Identification Test (SSI)*. Para esse último teste, o sinal foi apresentado a uma intensidade constante de 63 dB NPS durante toda a avaliação e o ruído foi aumentado até ser obtida 50% de inteligibilidade. Os testes foram realizados com o AASI VO convencional e com o *BAHA*. Durante as avaliações com os 2 tipos de AASI, os indivíduos foram orientados a regularem o volume ao nível de maior conforto. Os resultados obtidos revelaram que o LRF melhorou de 52 dB, em média, sem o AASI, para 27 dB, em média, com o *BAHA* e para 18 dB com o AASI convencional. Portanto, os valores das médias do LRF, quando utilizado o AASI convencional, foram significativamente mais baixos, se

---

comparados com os valores obtidos com o *BAHA*. O reconhecimento da fala, contudo, permaneceu excelente nos 2 tipos de AASI, com média de respostas de 98% para o *BAHA* e 96% para o AASI convencional. Os limiares auditivos foram aproximadamente os mesmos com o *BAHA* e com o AASI VO convencional. O resultado do teste *SSI* mostrou que o indivíduo conseguiu 50% de inteligibilidade utilizando o *BAHA* ou o AASI convencional, quando um sinal de 3 dB a mais era acrescentado ao ruído.

Os autores também avaliaram, por meio de um questionário, o grau de satisfação de indivíduos que usaram AASI VA ou AASI VO convencional, previamente. Os resultados revelaram que todos os indivíduos julgaram o *BAHA* superior ao seu AASI anterior, devido ao conforto, estética e eficácia na comunicação. Essa última preferência não foi explicada pelos achados audiológicos, mas pode ter sido o resultado de fatores como a localização do microfone, ou a redução de distorção do sinal, proporcionada pelo modo de transmissão do *BAHA*.

Hakansson et al (1990) estudaram 147 indivíduos com perda auditiva do tipo condutiva ou mista, sendo 78 homens e 69 mulheres, com média de idade de 50.8 anos. Destes, 107 indivíduos apresentavam otite média e otite externa, 24, malformação ossicular e do CAE, 9 apresentavam otosclerose e 7, perda sensorineural profunda. A avaliação audiológica consistiu da pesquisa dos limiares auditivos em campo livre, do reconhecimento de fala no silêncio e no ruído. Para a pesquisa do reconhecimento de fala no silêncio foi utilizada uma lista de palavras monossílabas, foneticamente balanceadas, a 63 dB NPS, enquanto que o teste *SSI* foi utilizado para a pesquisa do reconhecimento de fala no ruído. Nesse último teste, a fala era apresentada a uma intensidade

---

constante de 63 dB NPS, enquanto que a intensidade do ruído era aumentada, ou diminuída até ser obtida 50% de inteligibilidade, com o antigo AASI e o *BAHA HC 200*. Os indivíduos foram avaliados em campo livre, em 3 situações de teste: sem o AASI, com o *BAHA* e com o antigo AASI. Um questionário foi utilizado para avaliar o desempenho do *BAHA HC 200*. Em todas as situações de teste, o volume foi regulado, em intensidade, para o maior conforto.

Os resultados revelaram semelhança dos limiares auditivos obtidos com o *BAHA* e com o antigo AASI e melhora estatisticamente significativa para todas as frequências nos 2 AASI, comparados com a situação teste, sem o AASI. Também foi observado que o AASI VO convencional apresentou baixa sensibilidade para as altas frequências. Para o reconhecimento de monossílabos no silêncio, obtiveram média de 14% sem o AASI e média de 81% para o *BAHA HC 200*, sendo estatisticamente significativa, quando comparadas. Para o AASI VO convencional obteve-se média de 80% e para o AASI VA, 67%, que é consideravelmente pior, embora não tenha havido diferença estatisticamente significativa entre os diferentes AASI. Em relação ao teste *SSI* no ruído, foi observado que os indivíduos usando o *BAHA HC 200* geralmente toleram níveis de ruído maiores, quando comparados com seu antigo AASI VO convencional (-2 dB) e AASI VA (-8 dB). Quanto ao questionário, 90% dos indivíduos relataram que usaram o *BAHA HC 200* por mais de 8 horas ao dia. A troca de baterias foi realizada uma vez por semana para 42% dos indivíduos, a cada 2 semanas para 38% e a cada 3 semanas para mais de 20% dos indivíduos. As infecções foram significativamente reduzidas para os indivíduos que usaram previamente o molde para o AASI VA. Para a maioria dos indivíduos, o *BAHA HC 200* ofereceu melhor qualidade

---

sonora, facilidade de uso e esteticamente foi mais atrativo e confortável, quando comparado com os antigos AASI. Os autores concluíram que o *BAHA HC 200* contribuiu para a melhora na qualidade de vida, quando comparado com os AASI convencionais.

Em seu estudo, Hammann et al (1991) avaliaram 15 indivíduos com malformação congênita, que encontravam-se na faixa etária de 5 a 45 anos. Os indivíduos foram avaliados pré-implante, sem AASI, com o antigo AASI e após 3 meses de adaptação com o *BAHA*. A avaliação audiológica consistiu de audiometria tonal e vocal habitual, utilizando o teste *Fournier-Lafon* e o teste vogal-consoante-vogal (VCV), com ruído de fundo. Os resultados revelaram que com o *BAHA* foi obtida melhora de 4 a 8 dB sobre as freqüências de 500 a 4000Hz, em relação ao AASI convencional. Nos testes vocais de *Fournier*, observou-se melhora de 10dB de inteligibilidade, com 4dB suplementares para a adaptação biaural. Nos testes de *Lafon*, a porcentagem de erros foi reduzida com o *BAHA* e ainda melhorou com a adaptação biaural. Nos testes VCV, os autores perceberam que, com o *BAHA*, as porcentagens também melhoraram. Após a adaptação do *BAHA*, a melhora subjetiva percebida pelos indivíduos foi imediata e todos preferiram o conforto do *BAHA*. Nenhum indivíduo manifestou audição menos satisfatória e todos eles usavam o *BAHA* desde o acordar até a hora de dormir, exceto um indivíduos, que, por trabalhar em uma usina, desconectava-o. De acordo com a sua satisfação, os indivíduos adaptados com o *BAHA* optaram por esse tipo de AASI, com a maior convicção, revelando ser a melhor solução, sobretudo na reabilitação, quando existe indicação de AASI VO convencional.

Bonding et al (1992) avaliaram 12 indivíduos, na faixa etária de 35 a 78

---

anos, com seqüelas de OMC bilateral e cirurgia de ouvido, na maioria dos casos por colesteatoma, com média de 57 dB NA para os limiares por VA, nas freqüências de 500, 1000 e 2000 Hz e média de 28 dB NA para os limiares por VO. O reconhecimento da fala no silêncio para 2 indivíduos era de 60% e para os 10 restantes era de 90-100%. Os indivíduos foram avaliados pelo reconhecimento da fala no silêncio e no ruído (relação S/R +9 dB), em relação ao desempenho de 3 tipos de AASI: o *BAHA*, o AASI VA e o AASI VO convencional. Todos os indivíduos que usaram o AASI VO convencional, indicaram intolerância, devido ao *feedback* acústico, uma vez que todos vivenciaram os problemas típicos do mesmo e puderam afirmar que o *BAHA* foi o melhor aparelho que eles já tinham usado até o momento e que estavam muito satisfeitos. Não houve diferença significativa nos resultados do reconhecimento da fala, obtidos com os três AASI, no silêncio e no ruído. Para os autores, o *BAHA* representa um considerável progresso para indivíduos que necessitam de amplificação por VO.

Em seu estudo, Mylanus et al (1994) avaliaram 26 indivíduos, sendo 13 mulheres e 13 homens, com média de idade de 60 anos, adaptados com o *BAHA HC 220*. Desses, 25 indivíduos tinham, como causa etiológica, OMC e 1 possuía otite externa. Apresentavam limiares por VA, do lado implantado, de 57 a 108 dB NA e limiares, por VO, de 33 a 65 dB NA. Todos os indivíduos haviam usado AASI anteriormente e foram divididos em 2 grupos: grupo I, constituído por 19 indivíduos usuários de AASI VO convencional e grupo II, constituído por 7 indivíduos usuários de AASI VA. A avaliação constava da pesquisa dos limiares auditivos em campo livre, reconhecimento de fonemas no silêncio, utilizando lista de palavras foneticamente balanceadas a 60 dB,

---

reconhecimento da fala no ruído, utilizando lista de 13 sentenças a 65 dB, onde a intensidade do ruído era aumentada até ser obtida 50% de inteligibilidade, além de um questionário. Os indivíduos foram avaliados com o AASI VO convencional, com o AASI VA e com o *BAHA HC 200*. No grupo I os melhores resultados obtidos foram para os limiares auditivos em campo livre, em todas as freqüências, com o *BAHA HC 220*, quando comparado ao AASI VO convencional. Para o grupo II, os limiares com o *BAHA HC 220* foram significativamente melhores para a freqüência de 250 Hz e significativamente piores para a freqüência de 4000 Hz, comparado com o AASI VA. Quanto ao reconhecimento dos fonemas no silêncio, no grupo I foi observado que, para 7 indivíduos, o máximo de escore dos fonemas não mudou, mas que com o *BAHA HC 220* houve melhora, quando comparado com o AASI VO convencional. No grupo II, o máximo de escore dos fonemas melhorou para 3 indivíduos, piorando para outros 3 e não mudando para 1 indivíduo com o *BAHA HC 220*, comparado com seu AASI VA. O reconhecimento da fala no ruído foi difícil para a maioria dos indivíduos, portanto, os resultados obtidos foram de 10 indivíduos, sendo que 7 melhoraram significativamente com o *BAHA HC 220*, comparado com seus prévios AASI. O *BAHA HC 220* foi melhor do que o AASI VO convencional, porém, quando comparado com o AASI VA, os resultados foram duvidosos. Quanto à resposta do questionário, todos os indivíduos do grupo I usaram seu AASI VO convencional por mais de 8 horas ao dia, assim como o *BAHA HC 220* e a preferência recaiu sobre o *BAHA*. No grupo II, um dos 7 indivíduos usou seu AASI VA por mais de 8 horas ao dia, 5 usaram o *BAHA HC 220* por mais de 8 horas ao dia e 2 usaram menos de 2 horas diárias, sendo que esses obtiveram piores resultados nos fonemas com o

---

*BAHA HC 220*, comparado com o AASI VA. Os autores concluíram que para esses indivíduos, o *BAHA HC 220* é ainda a melhor escolha, porque eles não podem mais usar o AASI VA e com o AASI VO convencional o desempenho é pobre.

Snik et al (1994) realizaram avaliações em 58 indivíduos, na faixa etária de 10 a 77 anos, adaptados com o *BAHA*, com média de perda auditiva para o melhor ouvido de 30 a 100 dB NA. Desses, 42 foram adaptados com *BAHA HC 200* (sendo 33 usuários de AASI VO convencional e 9 usuários de AASI VA, apresentando limiares de VO variando de 0 a 44 dB NA) e 16 indivíduos foram adaptados com o *BAHA HC 220* (11 eram usuários de AASI VO convencional e 5 usuários de AASI VA, apresentando maior comprometimento de VO, com limiares variando de 33 a 63 dB NA). Esses indivíduos apresentaram OMC como causa etiológica em 86% dos casos, otite externa crônica em 5% e atresia de pavilhão em 9%. A avaliação consistiu na pesquisa do LRF no silêncio e no ruído e um questionário. Para o LRF no silêncio, foram utilizadas listas de palavras monossílabas, foneticamente balanceadas e apresentadas na intensidade de 60 dB, em campo livre, a 0º azimuth. Para o LRF no ruído, foram utilizadas listas compostas por 13 sentenças, com ruído constante a 65 dB A, estabelecendo-se a relação S/R com base na diferença da intensidade de apresentação das sentenças, das quais cerca de 50% foram repetidas corretamente. Os indivíduos foram avaliados com o *BAHA*, o AASI VO convencional e/ou AASI VA, em campo livre, onde o ruído e as sentenças eram apresentados por uma caixa de som a 0º azimuth. Cinco indivíduos com maiores comprometimentos de ouvido interno acharam o teste muito difícil e foram descartados.

Os resultados revelaram que, no reconhecimento da fala no silêncio, não houve melhora significativa entre o *BAHA HC 200* e o AASI VO convencional e o AASI VA. Para o reconhecimento da fala com ruído, a maioria dos indivíduos obteve melhora com o *BAHA HC 200*, quando comparado ao AASI VO convencional e o AASI VA. Resultados semelhantes foram encontrados com o *BAHA HC 220*, exceto no teste de reconhecimento de fala no silêncio, onde 40% dos indivíduos obtiveram melhora significativa. Todos os indivíduos que usaram o AASI VO convencional anteriormente demonstraram melhora no reconhecimento de fala com o *BAHA*, no silêncio e no ruído. A metade dos indivíduos preferiu o AASI VA ao *BAHA* e a diferença entre os resultados objetivos e subjetivos pode ser justificada pela adaptação monoaural do *BAHA*, enquanto que a adaptação do AASI VA era binaural, na maioria dos casos. Os autores concluíram que os indivíduos que usaram previamente o AASI VA apresentaram resultados ambíguos, já os usuários prévios do AASI VO convencional preferiram o *BAHA*.

Com o objetivo de investigar as opiniões dos indivíduos usuários do *BAHA*, Mylanus et al (1995), utilizando dois questionários, realizaram um estudo no qual avaliaram 65 indivíduos, divididos em grupos de acordo com o tipo de AASI. O grupo de usuários de AASI VO convencional era composto por 49 indivíduos e o outro grupo, o de usuários de AASI VA, por 16. Do total, 36 indivíduos do grupo do AASI VO convencional e 11 do grupo do AASI VA, tinham perda auditiva sensorineural menor ou igual a 45 dB e foram adaptados com o *BAHA HC 200* monoaural, enquanto que 13 indivíduos do grupo do AASI VO convencional e 5 do grupo do AASI VA apresentaram perda auditiva sensorineural severa e foram adaptados com o *BAHA HC 220*. A

---

média de idade do grupo de AASI VO convencional era de 46 anos e a do grupo do AASI VA era de 49 anos. Os questionários foram divididos em A e B, sendo que o A foi aplicado cinco meses depois da adaptação do *BAHA* e o B foi aplicado duas vezes: a primeira, em resposta ao AASI convencional e a segunda, depois do *BAHA* ter sido utilizado por cinco meses. As questões foram relacionadas com o reconhecimento da fala no silêncio, no ruído, a qualidade sonora e o conforto.

Os resultados revelaram que, de 49 indivíduos que usaram o AASI VO convencional, 44 (90%) usaram-no mais de 8 horas por dia, 4 indivíduos (8%), de 2 a 8 horas por dia e 1 (2%), menos de 2 horas por dia, enquanto que todos os 49 usaram o *BAHA* mais de 8 horas por dia. Dos 16 indivíduos do grupo do AASI VA, 15 (94%) usaram seus AASI mais de oito horas por dia e um (6%) não usou devido à otorréia recorrente. Desses, 15 indivíduos (94%) usaram o *BAHA* mais de oito horas por dia e 1 (6%) usou de duas a oito horas por dia. Os indivíduos do grupo de AASI VO convencional preferiram o *BAHA* ao prévio AASI, em todos os aspectos. Não houve diferença clara entre a estética do *BAHA HC 220* e o AASI VO convencional, provavelmente porque o *BAHA HC 220* é combinado com o AASI convencional. Os indivíduos do grupo do AASI VA preferiram o *BAHA*, mais devido ao fator infecção e irritação da pele e menos pelo reconhecimento da fala e qualidade do som. Não houve diferença nos resultados dos indivíduos adaptados com o *BAHA HC 200* e o *BAHA HC 220*. Entretanto, a maioria deles preferiu o *BAHA HC 200* ao AASI VA, pela estética. Quanto ao reconhecimento da fala no ruído, os resultados foram obtidos de 55 indivíduos, porque dez acharam o teste muito difícil, sendo que 34, desses 55, preferiram o *BAHA*, 6 preferiram seus prévios AASI e 15 não

---

tiveram preferência. A média de melhora da fala no ruído foi melhor para os indivíduos que preferiram o *BAHA* do que para aqueles que preferiram o AASI anterior. Em relação ao reconhecimento da fala no silêncio, os resultados foram obtidos de 44 indivíduos, porque vários obtiveram o máximo de escores de fonemas (100%) com o prévio AASI e o *BAHA*, sendo que 32, dos 44 indivíduos, preferiram o *BAHA* e 5 preferiram seus prévios AASI. Os autores concluíram que o *BAHA* é uma boa alternativa para quem não pode usar o AASI VA e o AASI VO convencional.

Snik et al (1995) avaliaram 64 indivíduos, dos quais 46 foram adaptados com o *BAHA HC 200* e apresentaram média dos limiares por VA de 56 dB NA e média dos limiares por VO de 20 dB NA e 18 foram adaptados com o *BAHA HC 220*, apresentando média dos limiares por VA de 85 dB NA e média de limiares por VO de 47 dB NA. A avaliação consistiu na pesquisa dos limiares auditivos, reconhecimento da fala no silêncio, reconhecimento da fala no ruído e um questionário. Para o reconhecimento da fala no silêncio obteve-se o máximo de escores de fonemas utilizando palavras monossílabas, na intensidade de 60 dB e para o reconhecimento da fala no ruído, foram utilizadas sentenças, com ruído constante a 65 dB A, estabelecendo-se a relação S/R com base na diferença entre a intensidade do ruído e a intensidade de apresentação das sentenças, das quais cerca de 50% eram repetidas corretamente. Todos os testes foram realizados em campo livre, com o *BAHA* e o prévio AASI.

Os resultados revelaram que, com o *BAHA*, o ganho foi relativamente mais alto do que com o antigo AASI VO convencional. Houve melhora para as freqüências de 500 a 8000 Hz para os indivíduos do grupo que foi adaptado

com o *BAHA HC 200*, porém para o grupo adaptado com o *BAHA HC 220*, a melhora não foi significativa. Quanto ao reconhecimento de fala no silêncio, os escores melhoraram significativamente com o *BAHA* e os indivíduos relataram preferência por esse AASI ao prévio AASI VO convencional.

No que se refere aos indivíduos usuários de AASI VA, os resultados obtidos revelaram que não se observou, para a maioria dos indivíduos, melhora ou piora no máximo de escores de fonemas com o *BAHA*, exceto para o reconhecimento da fala no ruído, onde a maioria obteve melhora. Quanto ao questionário, metade dos indivíduos preferiu o *BAHA* ao AASI VA. Os autores concluíram que os indivíduos que usaram AASI VA apresentaram resultados ambíguos, porém o *BAHA* constituiu uma ótima opção para os indivíduos que necessitam de amplificação por VO e deve ser considerado um valioso recurso para os audiologistas.

Mylanus et al (1998) esclarecem que vários estudos têm sido conduzidos, nos quais o desempenho dos indivíduos adaptados com o *BAHA* foi comparado ao desempenho com os seus prévios AASI por condução aérea. Foi encontrado desempenho superior com o *BAHA* em alguns indivíduos e inferior em outros. No entanto, na média, pequena melhora ou nenhuma mudança foi encontrada e não há uma explicação satisfatória para essa ambigüidade. Surpreendentemente, poucos autores têm realizado comparações entre os AASI convencionais, por condução óssea e os AASI por condução aérea.

Com o objetivo de avaliar o desempenho do *BAHA* com o prévio AASI VA, realizar uma melhor comparação e ampliar as escolhas para parâmetros significativos que possam ser utilizados no aconselhamento dos pacientes,

---

Mylanus et al (1998) avaliaram 34 indivíduos adaptados com o *BAHA* (22 mulheres e 12 homens) e que tinham sido previamente adaptados com AASI VA. Esses indivíduos tinham OMC como etiologia e média de 48 anos. Quanto ao aspecto auditivo, apresentavam perda auditiva condutiva ou mista. Apenas 5, dos 34 indivíduos possuíam adaptação biaural. A avaliação consistiu na pesquisa do reconhecimento da fala no silêncio, reconhecimento da fala no ruído e um questionário. Na pesquisa do reconhecimento da fala no silêncio foi obtido o máximo de escores de fonemas e para o reconhecimento da fala no ruído foi utilizada uma lista de 13 sentenças, com intensidade de ruído fixada em 65 dB, estabelecendo-se a relação S/R com base na diferença entre a intensidade de ruído e a intensidade de apresentação das sentenças, das quais cerca de 50% foram repetidas corretamente.

No que se refere ao reconhecimento da fala no silêncio, não houve diferença significativa no máximo de escores de fonemas entre o *BAHA* e o AASI VA. Com relação ao reconhecimento da fala no ruído, uma pequena, mas significativa mudança com o *BAHA* foi observada. Essa melhora foi relacionada ao tamanho do *gap* aéreo-ósseo (A/O), sendo que quanto maior o *gap* A/O, pior o resultado com o AASI VA. A relação S/R com o *BAHA* melhorou sensivelmente em 15 indivíduos, não ocorreu em 14 e piorou significativamente em cinco indivíduos.

Em relação ao questionário, os dados foram obtidos em 33 indivíduos, pois um não terminou de respondê-lo. Desses 33, 27 preferiram o *BAHA*, cinco preferiram o AASI VA e um deles não estabeleceu diferença entre os dois tipos de AASI. Dos cinco indivíduos adaptados com AASI VA biaural, quatro preferiram a adaptação monoaural do *BAHA*. A maioria preferiu o *BAHA* ao

---

AASI VA, devido à qualidade de som e suas propriedades em relação ao *feedback* e à diminuição na ocorrência de infecções de ouvido e/ou reconhecimento da fala em ambiente silencioso. Com relação ao reconhecimento da fala em ambiente ruidoso, não houve preferência entre os dois tipos de AASI. Os autores concluíram que o *BAHA* foi a alternativa de maior aceitação.

Com o objetivo de comparar o *BAHA* e o *Temporal Bone Stimulator (TBS) Treace-Xomed Audiant*, com os prévios AASI, Snik et al (1998) avaliaram 41 indivíduos adaptados com o *BAHA* e 17 adaptados com o *TBS*. Quanto ao aspecto audiológico, esses indivíduos apresentavam perda condutiva ou mista. No grupo do *BAHA*, 33 indivíduos usavam AASI VO convencional e 8, AASI VA. No grupo do *TBS*, 9 eram usuários de AASI VO convencional e 8, de AASI VA. A avaliação consistiu de um questionário e da pesquisa do LRF no silêncio e no ruído, com a utilização de sentenças. Para o reconhecimento da fala no ruído, a intensidade de ruído foi fixada (os autores não citam qual a intensidade utilizada) e a relação S/R estabelecida com base na diferença entre a intensidade de ruído e a intensidade de apresentação das sentenças, das quais cerca de 50% foram repetidas corretamente.

Quanto aos resultados, no que se refere ao LRF no silêncio, entre os usuários do *BAHA* e *TBS* que utilizaram previamente o AASI VA, o LRF piorou. No grupo de indivíduos usuários de AASI VA, o subgrupo do *BAHA* obteve melhora significativa para o LRF no ruído, o que não ocorreu para o subgrupo do *TBS*. Quanto ao questionário, cerca de metade dos usuários do *BAHA*, que tinha usado AASI VA previamente, preferiu o *BAHA*, enquanto um pouco menos da metade preferiu o antigo AASI VA. Entre os usuários do *TBS*, cerca

---

de 30% dos que tinham usado previamente o AASI VA preferiam o AASI VA, enquanto os outros não tinham preferência ou preferiam o *TBS*. Depois de um período de experiência, todos os usuários do *BAHA* optaram por usar o *BAHA* e não seus prévios AASI.

Os autores concluíram que para os indivíduos usuários do *BAHA* e *TBS*, que haviam usado previamente o AASI VA, os resultados foram ambíguos. Já para a maioria dos indivíduos que tinha usado previamente um AASI VO, o uso do *BAHA* ou *TBS* levou a uma melhora ou a resultados semelhantes nos testes de reconhecimento de fala e no questionário.

Com o objetivo de avaliar o benefício do *BAHA* biaural, Bosman et al (2001) avaliaram 25 indivíduos com perda auditiva condutiva e mista, que apresentavam atresia congênita, OMC e colesteatoma como etiologia. Todos os indivíduos tinham, no mínimo, três meses de experiência com o uso do *BAHA* biaural. A avaliação consistiu no teste de localização, LRF no silêncio e no ruído. Para avaliar o LRF no silêncio, foram utilizadas quatro listas com sentenças proferidas por uma voz masculina, apresentadas em frente ao indivíduo. Quanto ao LRF no ruído, os indivíduos foram avaliados em duas condições: a  $+90^\circ$  e a  $-90^\circ$  azimute, utilizando oito listas de sentenças proferidas por uma voz feminina. Nas duas condições, a fala era apresentada em frente ao indivíduo, enquanto o ruído mascarante era apresentado ora no lado em que o indivíduo estava usando o *BAHA*, ora no lado oposto (contralateral) à adaptação. A intensidade do ruído foi fixada em 65 dB A, exceto para um indivíduo, que foi de 60 dB A e a relação S/R foi estabelecida com base na diferença entre a intensidade de ruído e a intensidade de apresentação das sentenças, das quais cerca de 50% eram foram repetidas corretamente.

Quanto aos resultados, no que se refere ao LRF no silêncio, obteve-se média de 41.5 dB A com o *BAHA* monoaural e média de 37.5 dB A com o biaural, mostrando uma diferença de 4 dB, altamente significativa. Em relação ao LRF no ruído, na condição em que o ruído foi apresentado no lado onde o indivíduo estava usando o *BAHA*, as relações S/R foram de -0.7 dB e -3.2 dB para o *BAHA* monoaural e biaural, respectivamente, demonstrando diferença estaticamente significativa. Na condição em que o ruído foi apresentado no lado contrário à adaptação, as relações S/R foram de -3.4 dB para o *BAHA* monoaural e -4.0 dB para o *BAHA* biaural. Não houve diferença estatisticamente significativa nesta parte do estudo. Os autores concluíram que os resultados obtidos indicaram que o uso do *BAHA* biaural realmente resulta em audição biaural.

Em 2002, McDermott et al realizaram um estudo retrospectivo, com o objetivo de avaliar diretamente a satisfação dos indivíduos com o seu atual aparelho auditivo ancorado ao osso (*BAHA*), em comparação com o seu prévio aparelho auditivo por condução aérea (AASI VA) ou por condução óssea (AASI VO). Atualmente, testes audiológicos são utilizados para avaliar o desempenho dos aparelhos auditivos, mas os resultados nem sempre correspondem à percepção do indivíduo.

Os autores optaram então pelo uso de um questionário (Nijmegen Group), descrito, validado e utilizado primeiramente por Mylanus et al (1998), para comparação do *BAHA*, com o prévio AASI VA ou AASI VO convencional. O questionário foi enviado via postal para 312 indivíduos que usavam o *BAHA* há seis meses ou mais. Um período de quatro meses foi dado para que os indivíduos enviassem os questionários preenchidos. As questões referiam-se à

ocorrência de infecções de orelha, reconhecimento de fala no silêncio, reconhecimento de fala no ruído, qualidade sonora, visibilidade, manuseio, problemas de realimentação e retornos para acompanhamentos.

Um total de 227 questionários (72%) retornou preenchido. Dos 85 não respondentes, 61 eram crianças. Os indivíduos que enviaram os questionários preenchidos tinham usado o seu *BAHA* por um período de seis meses a onze anos (média de 5,8 anos). Dos 227 indivíduos, 58 (25%) haviam usado um condutor ósseo em algum estágio da reabilitação auditiva. Entre os indivíduos que responderam, 14% não encontraram diferenças no que se refere ao reconhecimento de fala em ambientes ruidosos e 12% consideraram o manuseio do *BAHA* similar ao do seu prévio aparelho. Um total de 83% dos indivíduos que responderam o questionário manifestaram preferência pelo *BAHA* ao seu prévio aparelho auditivo.

O *BAHA* demonstrou ser melhor que ambos os aparelhos por condução aérea e por condução óssea, em todos os aspectos. No entanto, as maiores vantagens encontradas foram a qualidade sonora e a redução de infecções de orelha. A visibilidade do *BAHA* foi o aspecto mais negativo encontrado, sendo que o número de retornos para acompanhamentos e a qualidade da fala no ruído também foram considerados fatores negativos.

McLarnon et al (2004) definiram que aparelho auditivo osseointegrado, ancorado ao osso, utilizando o sistema Branemark, está bem estabelecido e tem proporcionado benefícios. Os autores realizaram um estudo com o objetivo de avaliar os benefícios referentes à qualidade de vida em subgrupos de indivíduos, utilizando o *Glasgow Benefit Inventory (GBI)* validado.

O questionário *GBI* é um meio de comparação e quantificação de mudanças na qualidade de vida, resultantes de um procedimento otorrinolaringológico, como, por exemplo, o *BAHA*, que consiste de 18 questões sensíveis para mudanças nos benefícios de saúde geral, social e física. Os escores para cada questão estão contidos numa escala de 1 a 5, com o escore 1 determinando um pior resultado, escore 5, um bom resultado e escore 3, nenhuma modificação no resultado, para a adaptação do *BAHA*. O escore máximo obtido no questionário é 90 e o mínimo, 18. Os dados numéricos do questionário foram convertidos para o escore *GBI*, isto é, um escore índice de +100 a -100, representando o melhor e o pior resultado. Por exemplo, +100 equivale a um escore de 90 no questionário e -100 equivale a um escore de 18.

Noventa e quatro indivíduos adaptados com o *BAHA* foram envolvidos neste estudo. A média de idade foi de 49 anos, com a proporção de 1.1 mulheres para 1 homem. Os subgrupos foram divididos em indivíduos com secreção na cavidade mastóide, otite média crônica ativa, problemas congênitos de orelha, otosclerose, neuroma do acústico e outras perdas auditivas unilaterais. A proporção de resposta foi de 73%. O escore para o benefício total da adaptação do *BAHA*, para o grupo total, foi de + 33.3 (95% intervalo de confiança). Os escores do *GBI* para cada subgrupo de indivíduos foram todos superiores a +20 e a análise dos vários subgrupos demonstrou diferenças no benefício entre eles. No grupo das desordens congênitas da orelha foram obtidos os escores mais elevados (+45), permitindo identificar este como o grupo provável a obter benefício máximo. Isto pode refletir o fato de que esses indivíduos obtêm qualquer melhora como benefício, enquanto

que outros grupos já apresentaram uma audição melhor ou normal, previamente à adaptação do *BAHA*. Também é reconhecido que indivíduos deste grupo tendem a ter melhor reserva coclear que aqueles com infecções crônicas das orelhas. Para indivíduos que tiveram perda auditiva unilateral adquirida, acompanhando uma cirurgia do neuroma do acústico e estão utilizando um *BAHA*, o estudo demonstrou benefício, com um escore de +22,2, documentando o restabelecimento da audição estéreo.

Os autores concluíram que usando um método validado de comparação dos resultados, a adaptação do *BAHA* proporcionou melhora na qualidade de vida dos indivíduos em todos os aspectos. Tais resultados podem ser usados para fornecer aos indivíduos valores preditos no momento do aconselhamento pré-operatório.

Em seu estudo, Dell'Aringa e Castiquini (2005) avaliaram 20 crianças portadoras de malformação de orelha externa e média, diagnosticadas por meio da tomografia computadorizada, na faixa etária de 3 a 12 anos (média = 6 anos e 9 meses e mediana = 6 anos e 5 meses), cuja audiometria tonal limiar indicou hipoacusia condutiva de grau moderado. Todas as crianças haviam sido submetidas ao processo de seleção e indicação do AASI por VO, utilizando métodos prescritivos adequados ao grau e tipo da deficiência auditiva e estavam adaptadas com o aparelho de amplificação sonora individual por condução óssea por um período mínimo de 6 meses. Devido à presença de malformação unilateral ou bilateral de orelha, as crianças foram distribuídas em dois grupos: Grupo I, com 11 crianças portadoras de malformação unilateral, na faixa etária entre 3 anos e 9 anos e 5 meses (média = 6 anos e 3 meses e mediana = 6 anos e 8 meses) e Grupo II, com 9 crianças portadoras de

---

malformação bilateral, na faixa etária entre 4 anos e 1 mês e 12 anos (média = 7 anos e 5 meses e mediana = 6 anos).

As autoras verificaram o benefício do uso da amplificação por via óssea utilizando, como instrumentos, a aplicação de uma prova de compreensão de sentenças com as próprias crianças, nas condições sem e com AASI e a aplicação de um questionário aos pais das crianças. A prova de compreensão de sentenças foi aplicada à viva voz, sempre pela mesma avaliadora, em intensidade normal de fala, ao redor de 70 dB NPS, em sala amplamente iluminada e com nível mínimo de ruído. A distância entre a criança e a avaliadora foi de aproximadamente 1 metro, a 0° azimuth. Para a realização da avaliação da percepção da fala das crianças inseridas no grupo I, foi utilizado um tampão, confeccionado com massa de pré-moldagem, na orelha com audição normal, a fim de minimizar a participação desta orelha durante a aplicação das provas.

Para complementar a avaliação, os pais responderam ao questionário *Meaningful Auditory Integration Scale (MAIS)*, adaptado à língua portuguesa, com 10 perguntas referentes ao comportamento auditivo das crianças, em diferentes situações do dia-a-dia, com o uso do AASI por VO. Para cada uma das questões houve a possibilidade de 5 respostas, com escores de 0 a 4, distribuídos de acordo com a frequência do comportamento relatado, ou seja, porcentagem de tempo em que a criança demonstra as habilidades auditivas específicas questionadas:

0 = nunca: a criança não apresenta a habilidade avaliada;

1 = raramente: a criança apresenta a habilidade avaliada 25% das vezes;

2 = ocasionalmente: a criança apresenta a habilidade avaliada 50% das vezes;

3 = freqüentemente: a criança apresenta a habilidade avaliada 75% das vezes;

4 = sempre: a criança apresenta a habilidade avaliada 100% das vezes.

As autoras observaram também que todas as crianças que participaram deste estudo obtiveram escore acima de 82,5% no questionário *MAIS*. Comparando as crianças dos dois grupos, o grupo II apresentou escores maiores que o grupo I, pois 100% do grupo II obtiveram escore acima de 90% e justificaram esses dados pelo fato de que as crianças desse grupo I utilizavam o AASI com mais freqüência, indicando maior porcentagem de tempo em que elas demonstraram as habilidades auditivas. Quanto às habilidades de compreensão da fala, das 11 crianças com malformação unilateral, apenas 1 não obteve o escore máximo com ou sem o AASI. Já quanto às crianças com malformação bilateral, apenas 3 obtiveram 100% de acertos em ambas as situações, justificando a necessidade do uso da amplificação. As autoras concluíram que a adaptação do AASI por via óssea forneceu benefícios à percepção da fala para as crianças portadoras de malformação bilateral de orelha.

## **OBJETIVOS**

---

---

### **3. OBJETIVOS.**

Os objetivos deste estudo foram:

- Caracterizar o perfil audiológico dos indivíduos com malformações congênitas de orelha externa e/ou orelha média, regularmente matriculados na Divisão de Saúde Auditiva (DSA), do Hospital de Reabilitação de Anomalias Craniofaciais (HRAC), da Universidade de São Paulo (USP), Campus Bauru.

- Avaliar o benefício e a satisfação dos usuários de aparelhos de amplificação sonora individuais por condução óssea (AASI VO) retroauricular, com malformações congênitas bilaterais, de orelha externa e/ou orelha média.

## **MATERIAL E MÉTODO**

---

#### **4. MATERIAL E MÉTODO.**

Neste capítulo, serão descritas, separadamente, as duas etapas do desenvolvimento deste estudo, para facilitar a compreensão do mesmo. A primeira etapa refere-se à análise dos prontuários de indivíduos com malformações congênitas de orelha externa e/ou orelha média, que permitiu a caracterização do perfil audiológico desses indivíduos. A segunda etapa refere-se à verificação do benefício e satisfação dos usuários de AASI VO retroauricular, incluindo os aspectos éticos, critérios para a seleção da população envolvida e equipamentos e procedimentos utilizados para alcançar esse objetivo.

O trabalho foi desenvolvido na Divisão de Saúde Auditiva (DSA), do Hospital de Reabilitação de Anomalias Craniofaciais (HRAC), da Universidade de São Paulo (USP), Campus Bauru, mediante aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos, da mesma instituição, sob Ofício n° 018/2006, de 03 de Março de 2006.

➤ **Primeira etapa: caracterização do perfil audiológico.**

**(análise de prontuários)**

Inicialmente foi realizado um levantamento dos indivíduos com malformações congênitas de orelha externa e/ou média, regularmente matriculados na Divisão de Saúde Auditiva, do HRAC – USP, junto ao Setor de Adaptação de AASI.

Foram analisadas listas de pacientes adaptados com AASI VO convencional e AASI VO retroauricular (período de 01/01/1987 a 01/03/2007) e lista de pacientes em espera (com indicação) para adaptação de AASI VO retroauricular (período de 21/11/2000 a 21/03/2007).

Diante dessa análise, foi obtido um número de 170 prontuários de indivíduos com malformações congênitas de orelha externa e/ou orelha média. Os prontuários foram analisados segundo protocolo previamente definido (Anexo 1), a fim de caracterizar o perfil audiológico desses indivíduos, sob os seguintes aspectos:

- ✓ idade;
- ✓ procedência (por estado e por região);
- ✓ sexo;
- ✓ malformação: bilateral, unilateral orelha direita (OD) ou unilateral orelha esquerda (OE);
- ✓ tipo e grau da deficiência auditiva (*World Health Organization* 1997);
- ✓ adaptação de AASI: AASI VO retroauricular, AASI VO convencional ou AASI VA e indivíduos não adaptados;
- ✓ frequência de uso do AASI: não uso, uso assistemático ou uso efetivo.

Neste último aspecto, foram incluídos os indivíduos que se encontravam com os seus AASI quebrados e que não retornavam há mais de 2 anos à instituição.

➤ **Segunda etapa: análise do benefício e satisfação.**

**(avaliação dos usuários de AASI VO retroauricular)**

A análise dos prontuários proporcionou a seleção dos candidatos para a realização dos procedimentos que atendem ao segundo objetivo deste estudo.

Os critérios de elegibilidade para a seleção dos candidatos foram:

- ✓ idade compreendida entre 6 e 40 anos;
- ✓ indivíduos com malformações congênitas bilaterais de orelha externa e/ou orelha média;
- ✓ deficiência auditiva condutiva ou mista de grau moderado ou severo, bilateral (*World Health Organization 1997*);
- ✓ usuários de aparelhos de amplificação sonora individuais (AASI) por condução óssea, do tipo retroauricular, há pelo menos 3 meses;
- ✓ ausência de alterações cognitivas perceptíveis.

Foram selecionados 13 indivíduos, sendo 08 do sexo masculino e 05 do sexo feminino, com idades compreendidas entre 6 e 37 anos (média de 14 anos) e com tempo médio de uso do AASI de 3 anos.

Após leitura minuciosa da Carta de Informação ao Sujeito da Pesquisa (Anexo 2), e esclarecimento da mesma pela avaliadora, todos os participantes ou seus responsáveis, quando menores de 18 anos, assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (Anexo 3), para a participação voluntária neste estudo.

Os participantes receberam uma via da Carta de Informação ao Sujeito da Pesquisa. O Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, assinado, encontra-se arquivado.

A coleta dos dados foi realizada em quatro etapas, no mesmo dia, com duração de aproximadamente 1 hora e 30 minutos, certificando-se sempre quanto às condições dos indivíduos para a realização de cada procedimento e evitando que variáveis como cansaço ou distração pudessem interferir no desempenho e, conseqüentemente, nos resultados obtidos.

Os passos a seguir tiveram a mesma seqüência para todos os indivíduos, visando padronizar o estudo.

#### **4.1. Inspeção visual e acústica dos AASI.**

Os AASI utilizados pelos indivíduos deste estudo foram os modelos UE12 PPL, da marca Unitron e Phoenix 213, da marca Siemens, acoplados a uma haste de metal, um fio e um vibrador ósseo, da mesma marca do AASI. As fichas técnicas dos AASI utilizados na amostragem estão no Anexo 4.

O modelo de AASI selecionado foi aquele com o qual o indivíduo apresentou melhor desempenho, a partir de modelos e marcas diversos, avaliados no momento da seleção, indicação e adaptação de AASI, pelo programa da Divisão de Saúde Auditiva do HRAC - USP. As regulagens obtidas foram baseadas em regras prescritivas, adequadas para o tipo e grau de deficiência auditiva do indivíduo. Os ajustes finos necessários foram realizados na mesma ocasião, para proporcionar maior conforto acústico e melhor audibilidade aos indivíduos.

O AASI, fio e vibrador de cada participante foram inspecionados visualmente pela avaliadora, com a finalidade de verificar a presença de qualquer avaria que pudesse interferir no funcionamento dos mesmos.

Também foi realizada, pela avaliadora, a inspeção acústica do dispositivo eletrônico, por meio de um *estetoclips*, acoplado a um receptor, permitindo identificar possíveis falhas na amplificação ou distorção dos sons amplificados, que pudessem interferir no desempenho dos indivíduos.

As regulagens foram checadas, com o intuito de verificar se os indivíduos estavam utilizando as regulagens propostas no momento da seleção, indicação e adaptação do AASI, já que estas foram mantidas para a realização dos procedimentos (teste de reconhecimento de fala com ruído competitivo e medidas do ganho funcional), quando os indivíduos foram avaliados com AASI.

O posicionamento do vibrador na mastóide direita ou esquerda foi realizado pelo indivíduo, da maneira como estava habituado a utilizá-lo.

#### **4.2. Avaliação do benefício.**

Medidas de benefício envolvem sempre a comparação de duas mensurações de desempenho do indivíduo (com e sem AASI) e expressam a magnitude ou grau de mudança – diferença – entre essas duas condições. Para garantir a confiabilidade da mensuração, as condições de teste (com e sem AASI) devem ser idênticas, de modo a determinar o efeito causado pelo AASI e não por qualquer outra variável (Almeida e Iorio 2003).

#### 4.2.1. Teste de reconhecimento de fala com ruído competitivo.

A maior razão para qualquer deficiente auditivo fazer uso da amplificação é ouvir a fala de maneira mais clara e precisa. Os testes de fala são um meio direto e objetivo de medir a compreensão da fala, com e sem o uso da amplificação (Dillon 2001).

Testes com sentenças têm sido desenvolvidos com o propósito de investigar o reconhecimento de fala no ruído, em campo livre, com e sem AASI, possibilitando a avaliação das habilidades do indivíduo em situações que simulem a vida diária. Um exemplo é o teste brasileiro desenvolvido por Costa (1997,1998), intitulado Listas de Sentenças em Português.

##### *a) Equipamentos.*

Para a realização desse procedimento, utilizou-se o audiômetro de dois canais, da marca Madsen Eletronics, modelo Midimate 622, calibrado conforme os padrões audiológicos das normas do *American National Standards Institute* (ANSI 1991, 1996). A este audiômetro foi acoplado o *compact disk (CD) player* da marca Sony, modelo D-171, o amplificador stereo, modelo FF-70/2, da marca Acústica Orlandi e dois alto-falantes modelo B-52 SF5000, da marca Acústica Orlandi, sendo um utilizado para a reprodução do sinal de fala e o outro para a reprodução do ruído.

##### *b) Calibração do ambiente e equipamentos de teste.*

Foi utilizado um medidor de nível de pressão sonora da marca Instrutherm, modelo DEC 5010, com filtro de 1/3 de oitavas e microfone de 1/2 polegada, calibrado com o calibrador da marca Instrutherm, modelo CAL 1000,

na escala A. O medidor foi posicionado em um tripé, no interior de uma sala tratada acusticamente, sem superfícies refletoras, medindo 1,60 por 3,00 metros (m), em um ponto que parecia ser o ponto médio entre as duas orelhas, a zero grau azimute, a um metro de distância e de frente para os dois alto-falantes, posicionados lado a lado, para ser estabelecido um valor médio de referência do nível da fala e do ruído, o qual seria percebido pelo indivíduo avaliado, em campo livre (Costa 1997, 1998).

Optou-se pelo uso da escala A, para a realização desse procedimento, indicada na mensuração de ruídos contínuos e na determinação de valores extremos de ruídos intermitentes.

Para medir o nível de pressão sonora de apresentação do ruído foi necessária apenas a medição da intensidade, a qual apresentava uma pequena modulação de 1 dB. No entanto, por ser a fala mais complexa e apresentar uma faixa dinâmica que oscilava de 12dB acima e 18dB abaixo da média, o que significa uma diferença de 30dB entre o som mais intenso e o menos intenso (Boothroyd 1993), foi necessário estabelecer um valor médio de referência dos valores dos picos de maior amplitude de cada sentença da lista, com a finalidade de obter medidas confiáveis e que representassem o nível de fala que seria percebido pelo indivíduo avaliado (McLeod e Summerfield 1990).

O medidor da unidade de volume (VU) do audiômetro foi ajustado na posição zero, para monitorar e garantir que as mesmas condições de apresentação do material fossem mantidas em todos os procedimentos, usando, como referência, o tom puro de 1kHz, presente em uma faixa do *CD*, que contém o material de fala e do ruído (Costa 1998).

*c) Características do material de fala e do ruído competitivo.*

Foi utilizado o material desenvolvido por Costa (1998), composto por sete listas de sentenças representativas da conversação do dia-a-dia, com ruído efetivo tipo "*babble*", gravado em *CD*, intitulado Listas de Sentenças em Português, disponível comercialmente.

As listas eram constituídas por dez sentenças afirmativas, curtas, fáceis de serem repetidas, com período simples e extensão variando de no mínimo quatro e no máximo sete palavras, sendo que todas as sentenças da lista eram diferentes, apesar de serem similares, tanto no conteúdo fonético, quanto na estrutura. Essas listas continham de 48 a 54 palavras e de 202 a 214 caracteres cada uma. As sentenças foram gravadas por um locutor profissional, do sexo masculino.

A utilização desse material, proposto por Costa (1997, 1998), teve como finalidade representar uma situação mais próxima do dia-a-dia.

Foram apresentadas 3, das 7 listas de sentenças. A lista 1A foi utilizada para treinamento (Anexo 5) e as listas 1B e 2B (Anexo 6) foram apresentadas, respectivamente, para as condições com AASI e sem AASI.

O ruído contido no *CD* apresentado com o material de fala foi criado especificamente para as listas de sentenças. Segundo Costa (1997, 1998), gerou-se um ruído branco filtrado, baseado no espectro da gravação das vozes de 12 pessoas, falando as sentenças da lista 1A. O espectro de energia desse ruído abrange a faixa de frequência de 33 a 6216 Hertz (Hz). Com esse ruído contínuo é possível eliminar o efeito de uma eventual diferença entre o espectro da fala e do ruído, tornando-o efetivo para mascarar o sinal de fala (sentenças).

Como as sentenças, o ruído também foi gravado em estúdio profissional, em diferentes canais, permitindo a reprodução simultânea dos dois estímulos, bem como ajustes do nível de apresentação da intensidade para cada sinal separadamente.

*d) Aplicação do teste.*

Para a pesquisa do limiar de reconhecimento de sentenças no ruído (LRSR), a primeira sentença de cada lista foi apresentada numa intensidade de 65dBA, já que os indivíduos da amostra possuíam limiares auditivos suficientes para perceber o estímulo de fala nessa intensidade. O ruído utilizado foi fixado na intensidade de 65 dB A, de forma que o teste iniciava com uma relação sinal/ruído de 0 dB, como sugerido pela autora.

O material de fala foi apresentado em duas situações:

- 1- Com AASI: apresentação da lista 1B, com a presença de ruído competitivo.
- 2- Sem AASI: apresentação da lista 2B, com a presença de ruído competitivo.

Os indivíduos foram posicionados a um metro de distância dos alto-falantes, com um ângulo de incidência da fala e do ruído a 0° (zero grau) azimute. Foram instruídos, pela avaliadora, a permanecerem confortavelmente sentados, sem movimentar a cabeça ou o corpo, durante a apresentação do material de fala (sentenças).

Antes do início do procedimento, foi realizado um treinamento com cada indivíduo, utilizando as sentenças da lista 1A, na mesma intensidade da realização do teste, de forma a garantir a compreensão da tarefa solicitada. As sentenças foram apresentadas e logo após o término de cada uma, o indivíduo teve que repeti-las.

O procedimento utilizado para a aplicação do teste foi a "estratégia seqüencial, adaptativa, ou ascendente-descendente", proposta pela autora do teste e estudada por Levitt e Rabiner (1967). Assim, determinou-se o limiar de reconhecimento da fala (LRF), ou seja, o nível necessário para o indivíduo identificar corretamente cerca de 50% dos estímulos de fala apresentados, na presença de ruído competitivo ipsilateral (LRSR).

Conforme a estratégia adotada, a aplicação do teste consistiu na apresentação de um estímulo de fala, em uma determinada intensidade. Se o indivíduo fosse capaz de reconhecer corretamente o sinal da fala e repeti-lo de forma completa, com o mesmo padrão fonológico, a próxima sentença era diminuída em 4dB. Se errasse, o sinal era aumentado de 2 em 2dB, até o momento em que acertasse novamente, quando então teria variação de 2 em 2dB, elevando (erro) ou diminuindo (acerto) o sinal de fala até o final das 10 sentenças.

Os níveis de apresentação de cada sentença foram anotados durante a avaliação, em um protocolo específico (Anexo 7). Foi calculada a média desses valores a partir dos níveis de apresentação de cada sentença em que ocorreu mudança de resposta, até o nível de apresentação da última sentença da lista, determinando, assim, o limiar de reconhecimento de sentenças no ruído (LRSR).

Para o cálculo da relação S/R, subtraiu-se o LRSR da intensidade do ruído apresentado, que, neste caso, era de 65 dB A, lembrando que a relação S/R corresponde à diferença, em dB, entre o valor do LRSR (média das intensidades de apresentação da fala no ruído) e o valor do ruído competitivo utilizado.

O procedimento de pesquisa do LRSR e da relação S/R foi realizado sempre na mesma ordem descrita acima, para todos os indivíduos da amostra, com a finalidade de controlar e padronizar o protocolo.

#### **4.2.2. Medidas do ganho funcional.**

O ganho funcional de um AASI foi definido como a diferença, em decibels (dB), entre os limiares de audibilidade obtidos em campo livre, com e sem AASI, sob as mesmas condições de testagem. As medidas do ganho funcional têm sido tradicionalmente utilizadas em nossa realidade, para avaliar o benefício obtido com o uso da amplificação, do ponto de vista da audibilidade do sinal acústico e consistem em um procedimento de verificação comportamental subjetivo, uma vez que necessitam da colaboração efetiva do paciente. (Almeida e Lório 2003).

Medidas com microfone sonda também são indicadas para a avaliação do benefício *in situ*, porém, nos indivíduos com malformações congênicas das orelhas, em função da própria condição anatômica, tais mensurações não podem ser realizadas.

##### *a) Equipamentos.*

Para a realização desse procedimento, foi utilizado um audiômetro de um canal e meio, da marca Interacoustics, modelo AD 27, calibrado conforme os padrões audiológicos do *American National Standards Institute* (ANSI 1991, 1996). A esse audiômetro foi acoplado um amplificador mono, modelo FF-70 e um alto-falante, modelo B-52 SF5000, ambos da marca Acústica Orlandi, para a reprodução do sinal acústico.

Os equipamentos estavam dispostos apropriadamente em uma outra sala acusticamente tratada, medindo 1,60 por 3,00 m, sem superfícies refletoras e com nível mínimo de ruído ambiental, para não ocasionar prejuízo na obtenção dos limiares de audibilidade nas freqüências baixas.

*b) Aplicação do teste.*

O indivíduo foi posicionado a uma distância de um metro do alto-falante, à 0º azimuth e orientado a levantar a mão toda vez que percebesse o estímulo sonoro e a não se movimentar durante toda a avaliação.

Optou-se por realizar inicialmente a avaliação sem AASI e, posteriormente, com AASI, sendo mantidos os mesmos padrões.

A avaliação foi iniciada pela freqüência de 2000 Hertz (Hz), seguida pela obtenção dos limiares de audibilidade para as freqüências de 3000, 4000, 1000, 500 e 250 Hz.

O estímulo utilizado foi o tom puro modulado em freqüência (*warble*) e as intensidades selecionadas para o início da avaliação sem AASI foram de 80 dB Nível de Pressão Sonora (NPS), para as freqüências de 500, 1000, 2000, 3000 e 4000 Hz e de 65 dB NPS para a freqüência de 250 Hz, por ser o valor máximo obtido para essa freqüência, de acordo com a calibração do equipamento.

Para a avaliação com AASI, a intensidade selecionada para o início do procedimento foi de 60 dB NPS, para todas as freqüências pesquisadas (250 a 4000 Hz).

A intensidade mínima pesquisada foi de 30 dB NPS, em ambas as avaliações realizadas, com e sem AASI, por ser o valor mínimo permitido, de acordo com a calibração do equipamento.

Convém ressaltar que os limiares de audibilidade não foram obtidos para as frequências de 6000 e 8000Hz, pelo fato dos AASI fornecerem menor quantidade de ganho (amplificação) nessas frequências.

Os limiares auditivos foram obtidos pelo método psicométrico dos limites, ou seja, a intensidade do estímulo sonoro foi reduzida gradativamente, de 10 em 10 dB, até que o paciente deixasse de responder e, a partir daí, foi elevada de 5 em 5dB, até que o paciente respondesse novamente, considerando, como limiar, a intensidade em que foram obtidas respostas em 50% das apresentações (Almeida e Lório 2003).

A diferença entre os limiares de audibilidade com e sem AASI correspondem ao ganho funcional do AASI para cada frequência.

### **4.3. Avaliação da satisfação.**

Entende-se por benefício algo que promove ou aumenta o bem-estar. A satisfação com o uso do AASI é, sem dúvida, afetada pelo benefício percebido. No entanto, envolve expectativas do usuário, custos monetários e psicológicos, problemas encontrados ao longo do processo de reabilitação e dificuldades de comunicação, que ainda permanecem, mesmo com o uso da amplificação. As medidas para avaliar a satisfação são necessariamente subjetivas, uma vez que são exclusivamente definidas pelo usuário. Assim, os questionários de auto-avaliação têm sido utilizados para verificar esse aspecto (Almeida e Lório 2003).

#### 4.3.1 Questionário internacional de avaliação de AASI – QI – AASI.

Não foram necessários equipamentos específicos para esse procedimento, realizado em sala de atendimento convencional, cujos resultados foram anotados à tinta, em um protocolo específico (Anexo 8).

O material utilizado foi o Questionário Internacional de Avaliação – Aparelho de Amplificação Sonora Individual (QI – AASI), versão traduzida para o português, do *International Outcome Inventory for Hearing Aids (IOI - HA)* (Cox et al 2002).

O questionário, composto por sete questões, com 5 opções de resposta cada, avaliou, de forma subjetiva, o resultado da adaptação do AASI sob os seguintes aspectos: 1- Uso; 2- Benefício; 3- Limitação residual de atividades; 4- Satisfação; 5- Restrição residual de participação; 6- Impacto em outros; 7- Qualidade de vida.

Neste estudo, a aplicação do QI – AASI foi realizada pelo pesquisador responsável, para garantir a compreensão das perguntas e respostas, pois apesar do caráter auto-explicativo do questionário, elaborado para ser respondido sem qualquer ajuda adicional (Cox e Alexander 2002), muitos usuários avaliados tiveram dificuldades na leitura e interpretação das perguntas.

O questionário oferecia opção de cinco respostas graduadas da esquerda para a direita, de forma que a primeira opção referia-se a um pior desempenho, pontuado como um; a última opção indicava um melhor desempenho, pontuado como cinco. O indivíduo foi orientado a optar por apenas uma resposta, ou seja, aquela que mais caracterizava o resultado da adaptação do seu AASI.

O QI-AASI foi aplicado por ser uma medida breve, abrangente, acessível a diferentes fatores culturais e sociais, para uso e comparações diversas (Cox et al 2000), enfocando, neste estudo, a satisfação dos usuários de AASI VO.

A análise do questionário QI-AASI foi feita estudando as respostas de cada questão individualmente e agrupadas. Dessa forma, considerou-se a pontuação de cada questão, a pontuação total obtida nas sete questões, e a pontuação obtida quando foram considerados os Fatores 1 e 2 do questionário (Cox e Alexander 2002). O Fator 1 referiu-se à análise conjunta dos itens 1, 2, 4 e 7, demonstrando como está a relação entre o usuário e seu AASI. O Fator 2 referiu-se à análise das questões 3, 5 e 6, demonstrando a relação do usuário com o seu meio.

Em relação à pontuação obtida em cada análise, é importante ressaltar que os itens de um a sete têm pontuação mínima de um e máxima de cinco. A pontuação total envolve a resposta dos sete itens, perfazendo uma pontuação mínima de sete e máxima de trinta e cinco. A análise do Fator 1 corresponde à soma de quatro itens, totalizando quatro pontos, no mínimo e vinte pontos, no máximo e o Fator 2 corresponde à soma de três itens totalizando três pontos, no mínimo e quinze pontos, no máximo. Uma maior pontuação indica melhores resultados em relação à adaptação do AASI VO.

#### **4.4. Protocolo de coleta de dados.**

Visando facilitar a anotação e posterior tabulação dos dados obtidos na avaliação do benefício e satisfação dos usuários de AASI VO, criou-se um protocolo (Anexo 9) com informações sobre a identificação dos indivíduos deste estudo, o AASI adaptado e os resultados obtidos em cada procedimento.

#### **4.5. Análise estatística dos dados.**

Para comparar as medidas com e sem AASI foi utilizado o Teste-t pareado de Student (Morettin e Bussab 2006) e para estimar as médias dos escores do questionário foi utilizado o Teste-t de Student (Morettin e Bussab 2006).

## **RESULTADOS**

---

## **5. RESULTADOS.**

Visando facilitar a compreensão do estudo, neste capítulo serão apresentados inicialmente os resultados obtidos na análise de prontuários, que permitiu a caracterização do perfil audiológico dos indivíduos com malformações congênitas de orelha. Em um segundo momento serão apresentados os dados estatísticos obtidos na avaliação do benefício e satisfação dos usuários de AASI VO retroauricular.

### **5.1. Caracterização do perfil audiológico (análise de prontuários).**

Foram analisados 170 prontuários de indivíduos com malformações congênitas de orelha externa e/ou orelha média, que permitiram a caracterização do perfil audiológico desses indivíduos, sob os seguintes aspectos: idade, procedência (por estado e por região), sexo, malformação: bilateral, unilateral orelha direita (OD) ou unilateral orelha esquerda (OE), tipo e grau da deficiência auditiva (Organização Mundial de Saúde 1997), adaptação de AASI: AASI VO retroauricular, AASI VO convencional ou AASI VA e indivíduos não adaptados, além da frequência de uso do AASI: não uso, uso assistemático ou uso efetivo. Neste último aspecto foram incluídos os indivíduos que se encontram com os seus AASI quebrados e que não retornaram há mais de 2 anos à instituição;

A análise estatística descritiva dos resultados obtidos será apresentada a seguir:

### 5.1.1. Apresentação dos resultados da análise estatística descritiva da idade dos indivíduos.

A Tabela 1 apresenta a média, a mediana, o desvio padrão e os valores mínimo e máximo obtidos na análise estatística descritiva da idade dos indivíduos.

A média obtida da idade, dos indivíduos deste estudo, foi de 14,8 anos, com idade mínima de 4,2 anos e máxima de 47 anos. A mediana foi de 13,4 anos e o desvio padrão de 7,5.

**Tabela 1 - Distribuição dos indivíduos por idade**

Medidas-resumo	Idade (anos)
n	170
Média	14,8
Desvio-padrão	7,5
Mínimo	4,2
Mediana	13,4
Máximo	47,0

n: número de indivíduos.

### 5.1.2. Apresentação dos resultados da análise estatística descritiva da procedência dos indivíduos.

Nas Tabelas 2 e 3 podemos observar a procedência dos indivíduos, por Estado e por Região, respectivamente.

**Tabela 2 - Distribuição dos indivíduos por Estado**

Estado	n	%
São Paulo	88	52
Rio de Janeiro	7	4
Minas Gerais	18	11
Espírito Santo	1	1
Paraná	18	11
Santa Catarina	4	2
Mato Grosso do Sul	4	2
Rondônia	3	2
Goiás	2	1
Distrito Federal	6	4
Pará	4	2
Bahia	2	1
Acre	1	1
Maranhão	2	1
Mato Grosso	3	2
Alagoas	3	2
Amazonas	1	1
Roraima	1	1
Sergipe	1	1
Estrangeiro	1	1
<b>TOTAL</b>	<b>170</b>	<b>100</b>

n: número de indivíduos

**Tabela 3 - Distribuição dos indivíduos por Região**

Região	n	%
Norte	10	6
Nordeste	8	5
Centro-oeste	15	9
Sudeste	114	67
Sul	22	13
Estrangeiro	1	1
<b>TOTAL</b>	<b>170</b>	<b>100</b>

n: número de indivíduos

**5.1.3. Apresentação dos resultados da análise estatística descritiva do sexo dos indivíduos e das malformações, segundo o sexo dos indivíduos.**

A Tabela 4 apresenta a distribuição dos indivíduos por sexo e a Tabela 5 apresenta a distribuição conjunta das malformações da orelha direita e da orelha esquerda, segundo o sexo dos indivíduos.

**Tabela 4 - Distribuição dos indivíduos por sexo**

Sexo	n	%
masculino	104	61
Feminino	66	39
TOTAL	170	100

n: número de indivíduos

**Tabela 5 - Distribuição conjunta das malformações da orelha direita (MFOD) e da orelha esquerda (MFOE), segundo o sexo**

Sexo	MFOE	MFOD				TOTAL	(%)
		sim	(%)	não	(%)		
masculino	sim	57	(55)	15	(14)	72	(69)
	não	32	(31)			32	(31)
	TOTAL	89	(86)	15	(14)	104	(100)
feminino	sim	33	(50)	10	(15)	43	(65)
	não	23	(35)			23	(35)
	TOTAL	56	(85)	10	(15)	66	(100)

n: número de indivíduos; MFOD: malformação da orelha direita; MFOE: malformação da orelha esquerda

**5.1.4. Apresentação dos resultados da análise estatística descritiva das malformações, para todos os indivíduos.**

Na Tabela 6 é possível visualizar a distribuição conjunta das malformações da orelha direita e da orelha esquerda.

**Tabela 6 - Distribuição conjunta das malformações da orelha direita (MFOD) e da orelha esquerda (MFOE)**

MFOE	MFOD				TOTAL	(%)
	sim	(%)	não	(%)		
sim	90	(53)	25	(15)	115	(68)
não	55	(32)			55	(32)
<b>TOTAL</b>	<b>145</b>	<b>(85)</b>	<b>25</b>	<b>(15)</b>	<b>170</b>	<b>(100)</b>

MFOD: malformação da orelha direita; MFOE: malformação da orelha esquerda

**5.1.5. Apresentação dos resultados da análise estatística descritiva da condição das orelhas, ou seja, audição normal ou deficiência auditiva (tipo e grau), segundo a malformação, para todos os indivíduos.**

As tabelas 7 e 8 apresentam a distribuição da condição da orelha direita e da orelha esquerda (audição normal ou deficiência auditiva, quanto ao tipo e grau), respectivamente, segundo a malformação (bilateral, unilateral orelha direita e unilateral orelha esquerda).

**Tabela 7 - Distribuição da condição da orelha direita, ou seja, audição normal ou deficiência auditiva (tipo e grau), segundo a malformação**

Malformação	Orelha Direita										TOTAL (%)							
	N (%)	CL (%)	CM (%)	CS (%)	MM (%)	MS (%)	MP (%)	SNP (%)										
Bilateral	3	(3)	51	(57)	20	(22)	4	(4)	8	(9)	3	(3)	1	(1)	90	(100)		
OD			20	(36)	15	(27)	3	(5)	14	(25)	2	(4)	1	(2)	55	(100)		
OE	23	(92)	1	(4)			1	(4)						25	(100)			
TOTAL	23	(14)	4	(2)	71	(42)	35	(21)	8	(5)	22	(13)	5	(3)	2	(1)	170	(100)

OD: orelha direita; OE: orelha esquerda; N: normal; CL: condutiva leve; CM: condutiva moderada; CS: condutiva severa; MM: mista moderada; MS: mista severa; MP: mista profunda; SNP: sensorio-neural profunda

**Tabela 8 - Distribuição da condição da orelha esquerda, ou seja, audição normal ou deficiência auditiva (tipo e grau), segundo a malformação**

Malformação	Orelha Esquerda										TOTAL (%)							
	N (%)	CL (%)	CM (%)	CS (%)	ML (%)	MM (%)	MS (%)	MP (%)										
Bilateral	5	(6)	8	(9)	42	(47)	21	(23)	1	(1)	3	(3)	8	(9)	2	(2)	90	(100)
OD	50	(91)	2	(4)			1	(2)			2	(4)					55	(100)
OE			10	(40)	10	(40)			4	(16)	1	(4)					25	(100)
TOTAL	55	(32)	10	(6)	52	(31)	31	(18)	2	(1)	3	(2)	14	(8)	3	(2)	170	(100)

OD: orelha direita; OE: orelha esquerda; N: normal; CL: condutiva leve; CM: condutiva moderada; CS: condutiva severa; ML: mista leve; MM: mista moderada; MS: mista severa; MP: mista profunda

**5.1.6. Apresentação dos resultados da análise estatística descritiva da adaptação de AASI e da adaptação de AASI, segundo a malformação, para os indivíduos deste estudo.**

Na Tabela 9 pode-se verificar a distribuição dos indivíduos pela adaptação de AASI, sendo considerados os indivíduos não adaptados, adaptados com AASI VO retroauricular, AASI VO convencional, AASI VA retroauricular e AASI VA intra-auricular.

**Tabela 9 - Distribuição dos indivíduos pela adaptação de AASI**

Adaptação de AASI	n	%
Não adaptado	49	29
VO retroauricular	47	28
VO convencional	47	28
VA retroauricular	26	15
VA intra-auricular	1	1
<b>TOTAL</b>	<b>170</b>	<b>100</b>

n: número de indivíduos; AASI: aparelho de amplificação sonora individual; VO: via óssea; VA: via aérea

A Tabela 10, complementar à Tabela 9, apresenta a distribuição da adaptação de AASI, segundo a malformação bilateral ou unilateral.

**Tabela 10 - Distribuição da adaptação de AASI, segundo a malformação**

Adaptação de AASI	Malformação				TOTAL	(%)
	bilateral	(%)	unilateral	(%)		
Não adaptado	17	(19)	32	(40)	49	(29)
VO retroauricular	19	(21)	28	(35)	47	(28)
VO convencional	31	(34)	16	(20)	47	(28)
VA retroauricular	22	(24)	4	(5)	26	(15)
VA intra-auricular	1	(1)			1	(1)
<b>TOTAL</b>	<b>90</b>	<b>(100)</b>	<b>80</b>	<b>(100)</b>	<b>170</b>	<b>(100)</b>

AASI: aparelho de amplificação sonora individual; VO: via óssea; VA: via aérea

**5.1.7. Apresentação dos resultados da análise estatística descritiva da frequência do uso do AASI, para os indivíduos deste estudo, segundo a adaptação de AASI e a malformação.**

Na Tabela 11 pode-se observar a distribuição da frequência do uso do AASI (não uso, uso efetivo, uso assistemático, AASI quebrado e não retorno), segundo a adaptação de AASI (não adaptado, AASI VO retroauricular, AASI VO convencional, AASI VA retroauricular e AASI VA intra-auricular) e a malformação (bilateral ou unilateral).

**Tabela 11 - Distribuição da frequência do uso do AASI, segundo a adaptação de AASI e a malformação**

Malformação	Adaptação de AASI	Uso do AASI								TOTAL (%)
		Não adaptado	Não usa	Usa assistemático	Usa efetivo	AASI quebrado	Não retornou	TOTAL (%)		
bilateral	Não adaptado	17 (100)								17 (100)
	VO retroauricular			3 (16)	12 (63)	2 (11)	2 (11)		19 (100)	
	VO convencional		3 (10)	8 (26)	9 (29)	6 (19)	5 (16)		31 (100)	
	VA retroauricular		4 (18)	5 (23)	8 (36)		5 (23)		22 (100)	
	VA intra-auricular			1 (100)					1 (100)	
TOTAL		17 (19)	7 (8)	17 (19)	29 (32)	8 (9)	12 (13)		90 (100)	
unilateral	Não adaptado	32 (100)								32 (100)
	VO retroauricular		14 (50)	6 (21)	2 (7)	1 (4)	5 (18)		28 (100)	
	VO convencional		10 (63)	3 (19)		3 (19)			16 (100)	
	VA retroauricular		2 (50)		1 (25)		1 (25)		4 (100)	
	TOTAL		32 (40)	26 (33)	9 (11)	3 (4)	4 (5)	6 (8)		80 (100)

AASI: aparelho de amplificação sonora individual; VO: via óssea; VA: via aérea.

## **5.2. Análise do benefício e da satisfação.**

### **(avaliação dos usuários de AASI VO retroauricular)**

Os resultados obtidos na avaliação de 13 indivíduos, sendo 8 do sexo masculino e 5 do sexo feminino, na faixa etária de 6 a 37 anos (média de 14 anos), com malformação congênita bilateral de orelha externa e/ou orelha média e deficiência auditiva condutiva ou mista, moderada ou severa, bilateral (*World Health Organization* 1997), usuários de AASI VO retroauricular há 3 anos em média, serão apresentados a seguir.

Na Tabela 12 é possível observar a distribuição de todos os indivíduos da amostra por sexo, idade, deficiência auditiva na orelha direita, deficiência auditiva na orelha esquerda, modelo de AASI adaptado, tempo de adaptação do AASI e uso do AASI.

**Tabela 12 - Distribuição dos indivíduos por sexo, idade, deficiência auditiva na orelha direita, deficiência auditiva na orelha esquerda, modelo de AASI adaptado, tempo de adaptação do AASI e uso do AASI**

Indivíduo	Sexo	Idade (anos)	DAOD	DAOE	AASI adaptado	Tempo de adaptação (anos)	Uso do AASI
1	F	12,9	CS	CM	UE12PPL	2,22	efetivo
2	M	9,3	CM	CM	UE12PPL	4,41	assist.
3	F	14,4	CS	CS	UE12PPL	4,43	efetivo
4	M	37,2	MS	CS	Phoenix 203	2,05	efetivo
5	M	9,9	MS	CS	Phoenix 203	2,43	efetivo
6	M	16,8	CM	CM	UE12PPL	2,52	efetivo
7	M	10,5	CM	CS	Phoenix 203	2,22	efetivo
8	M	21,0	MS	MS	UE12PPL	3,01	efetivo
9	M	13,8	MM	MM	UE12PPL	3,03	efetivo
10	F	11,3	MS	MS	Phoenix 203	3,00	efetivo
11	M	6,3	CM	CS	Phoenix 203	3,00	efetivo
12	F	8,7	CM	CS	UE12PPL	5,08	efetivo
13	F	7,9	CM	CS	Phoenix 203	7,19	efetivo

F: feminino; M: masculino; DAOD: deficiência auditiva na orelha direita; DAOE: deficiência auditiva na orelha esquerda; AASI: aparelho de amplificação sonora individual; assist.: assistemático; CS: condutiva severa; CM: condutiva moderada; MS: mista severa; MM: mista moderada

A Tabela 13 apresenta a média, a mediana, o desvio-padrão e os valores mínimo e máximo obtidos quanto à idade e tempo de adaptação do AASI para os indivíduos da amostra.

**Tabela 13 - Medidas-resumo da idade e do tempo de adaptação do AASI**

Variáveis	n	Média	Desvio-padrão	Mínimo	Mediana	Máximo
Idade (anos)	13	14	8,1	6	11	37
Tempo de adaptação (anos)	13	3	1,5	2	3	7

n: número de indivíduos; AASI: aparelho de amplificação sonora individual

### **5.2.1. Avaliação do benefício.**

#### **5.2.1.1. Apresentação dos resultados da análise estatística descritiva e inferencial para o teste de reconhecimento da fala com ruído competitivo.**

A análise estatística descritiva e inferencial (intervalo de confiança 95%) dos resultados obtidos na avaliação de 11 indivíduos (dois não compreenderam o teste), nas condições sem AASI e com AASI (estudo comparativo), para o teste de reconhecimento de fala com ruído competitivo, quanto ao limiar de reconhecimento de sentenças no ruído (LRSR), a 65 dB A e quanto à relação sinal/ruído (S/R), será apresentada a seguir.

Na Tabela 14 pode-se observar os resultados obtidos para o limiar de reconhecimento de sentenças no ruído a 65 dB A (dB A) e para a relação sinal/ruído (dB), nas condições sem AASI e com AASI, para 11 dos 13 indivíduos da amostra, já que os indivíduos 1 e 9 não compreenderam o teste.

**Tabela 14 – Apresentação dos LRSR (dB A) e da relação S/R (dB), nas condições sem AASI (SA) e com AASI (CA), para os indivíduos da amostra**

<b>Indivíduo</b>	<b>LRSR SA (dB A)</b>	<b>LRSR CA (dB A)</b>	<b>Relação S/R SA (dB)</b>	<b>Relação S/R CA (dB)</b>
1	-	-	-	-
2	68,50	61,00	+3,50	-4,00
3	67,22	57,89	+2,22	-7,11
4	70,00	65,44	+5,00	+0,44
5	64,11	56,14	-0,89	-8,86
6	74,43	61,89	+9,43	-3,11
7	66,50	58,00	+1,50	-7,00
8	75,33	66,33	+10,33	+1,33
9	-	-	-	-
10	72,6	55,89	+7,6	-9,11
11	68,00	59,00	+3,00	-6,00
12	73,00	71,00	+8,00	+6,00
13	75,00	60,00	+10,00	-5,00

LRSR: Limiar de reconhecimento de sentenças no ruído; S/R: sinal/ruído; SA: sem aparelho de amplificação sonora individual; CA: com aparelho de amplificação sonora individual; dB A: decibel medido na escala A; dB: decibel.

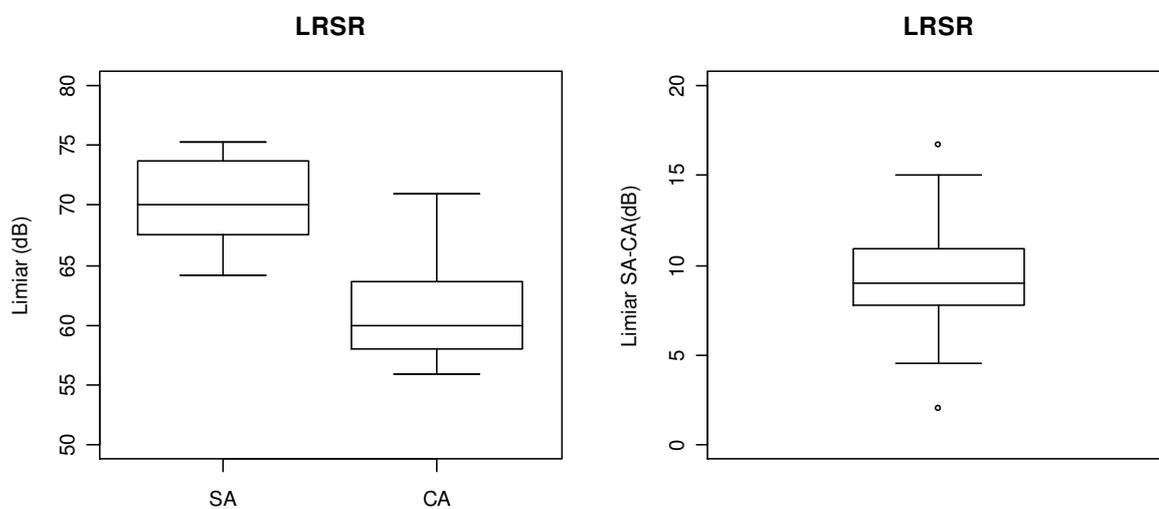
A Tabela 15 apresenta a média, a mediana, o desvio padrão e os valores mínimo e máximo obtidos para o limiar de reconhecimento de sentenças no ruído a 65 dB A (dB A) e para a relação sinal/ruído (dB), nas condições sem AASI, com AASI e para a diferença sem AASI (SA) e com AASI (CA).

**Tabela 15 - Medidas-resumo do LRSR (dB A) e da relação sinal/ruído (dB) nas condições sem AASI, com AASI e a diferença sem AASI (SA) e com AASI (CA)**

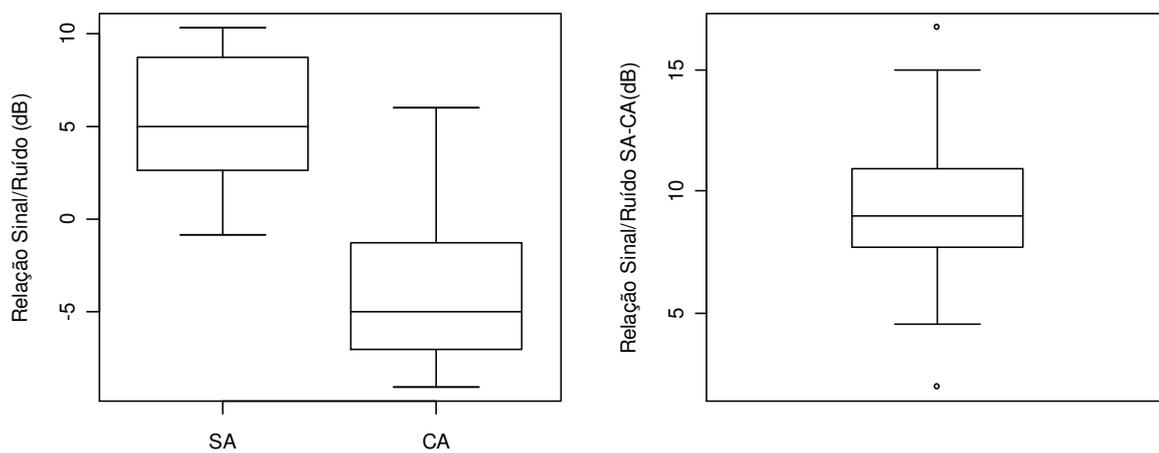
Variáveis		n	Média	Desvio-padrão	Mínimo	Mediana	Máximo
Limiar de reconhecimento de sentenças no ruído (dB A)	sem AASI	11	70	3,8	64	70	75
	com AASI	11	61	4,7	56	60	71
	SA-CA	11	9	4,2	2	9	17
Relação sinal/ruído (dB)	sem AASI	11	5	3,8	-1	5	10
	com AASI	11	-4	4,7	-9	-5	6
	SA-CA	11	9	4,2	2	9	17

n: número de indivíduos; AASI: aparelho de amplificação sonora individual; SA: sem aparelho de amplificação sonora individual; CA: com aparelho de amplificação sonora individual; dB A: decibel medido na escala A; dB: decibel.

As Figuras 5 e 6 permitem uma melhor visualização dos resultados obtidos para o limiar de reconhecimento de sentenças no ruído, a 65 dB A (dB A) e para a relação sinal/ruído (dB), nas condições sem aparelho (SA) e com aparelho (CA) e para a diferença SA – CA, para os 11 indivíduos.



**Figura 5 - Box plots dos Limiares de Reconhecimento de Sentenças no Ruído (LRSR) (dB A) sem aparelho (SA) e com aparelho (CA) e da diferença SA – CA**



**Figura 6 - Box plots da relação sinal/ruído (dB) sem aparelho (SA) e com aparelho (CA) e da diferença SA – CA**

Na Tabela 16 pode-se observar a média estimada da diferença sem AASI (SA) e com AASI (CA), os limites inferior e superior (intervalo de confiança 95%) dos LRSR (dB A) e da relação sinal/ruído (dB), obtidos nos Testes-t de Student pareados.

**Tabela 16 - Testes-t de Student pareados dos LRSR (dB A) e da relação sinal/ruído (dB)**

Variáveis	Média estimada da diferença (SA-CA)	Intervalo de confiança (95%)	
		Limite inferior	Limite superior
LRSR (dB A)	9	6	12
Relação sinal/ruído (dB)	9	6	12

LRSR: Limiar de reconhecimento de sentenças no ruído; SA: sem aparelho de amplificação sonora individual; CA: com aparelho de amplificação sonora individual; dB A: decibel medido na escala A; dB: decibel.

#### **5.2.1.2. Apresentação dos resultados da análise estatística descritiva e inferencial para as medidas do ganho funcional.**

O estudo comparativo dos resultados obtidos na avaliação de 13 indivíduos, nas condições sem AASI e com AASI, quanto aos limiares auditivos em campo livre (dB NPS), obtidos nas frequências de 250 a 4000 Hz, que permitiu a obtenção das medidas do ganho funcional para cada uma destas frequências, será apresentado a seguir.

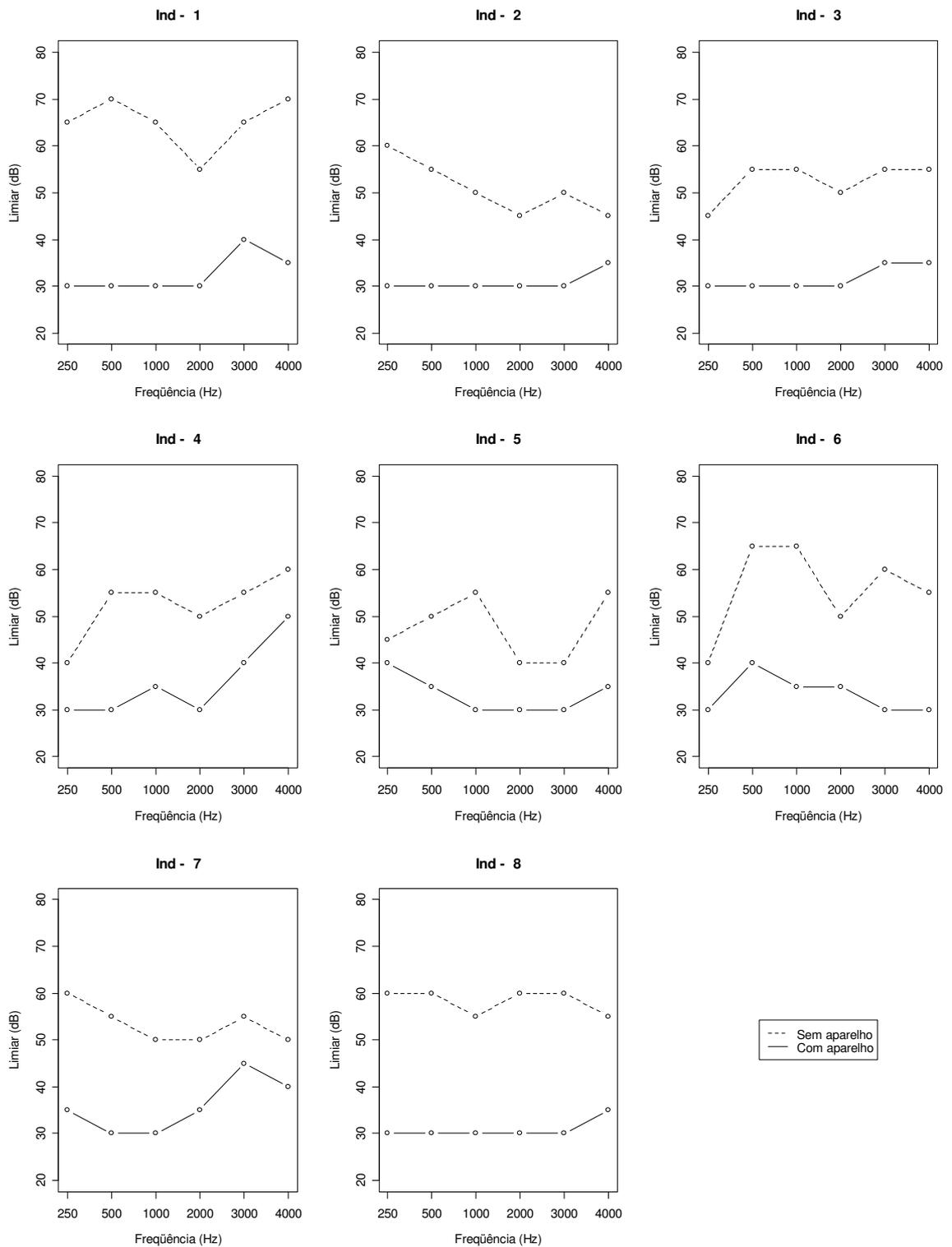
A Tabela 17 apresenta a média, a mediana, o desvio padrão e os valores mínimo e máximo obtidos para o limiares auditivos em campo livre (dB NPS), nas frequências de 250 à 4000 Hz nas condições sem AASI, com AASI e para a diferença sem AASI (SA) e com AASI (CA) (Ganho Funcional).

**Tabela 17 - Medidas-resumo dos limiares auditivos em campo livre (dB NPS), nas condições sem AASI, com AASI e a diferença sem AASI (SA) e com AASI (CA), para as freqüências de 250 a 4000 Hz**

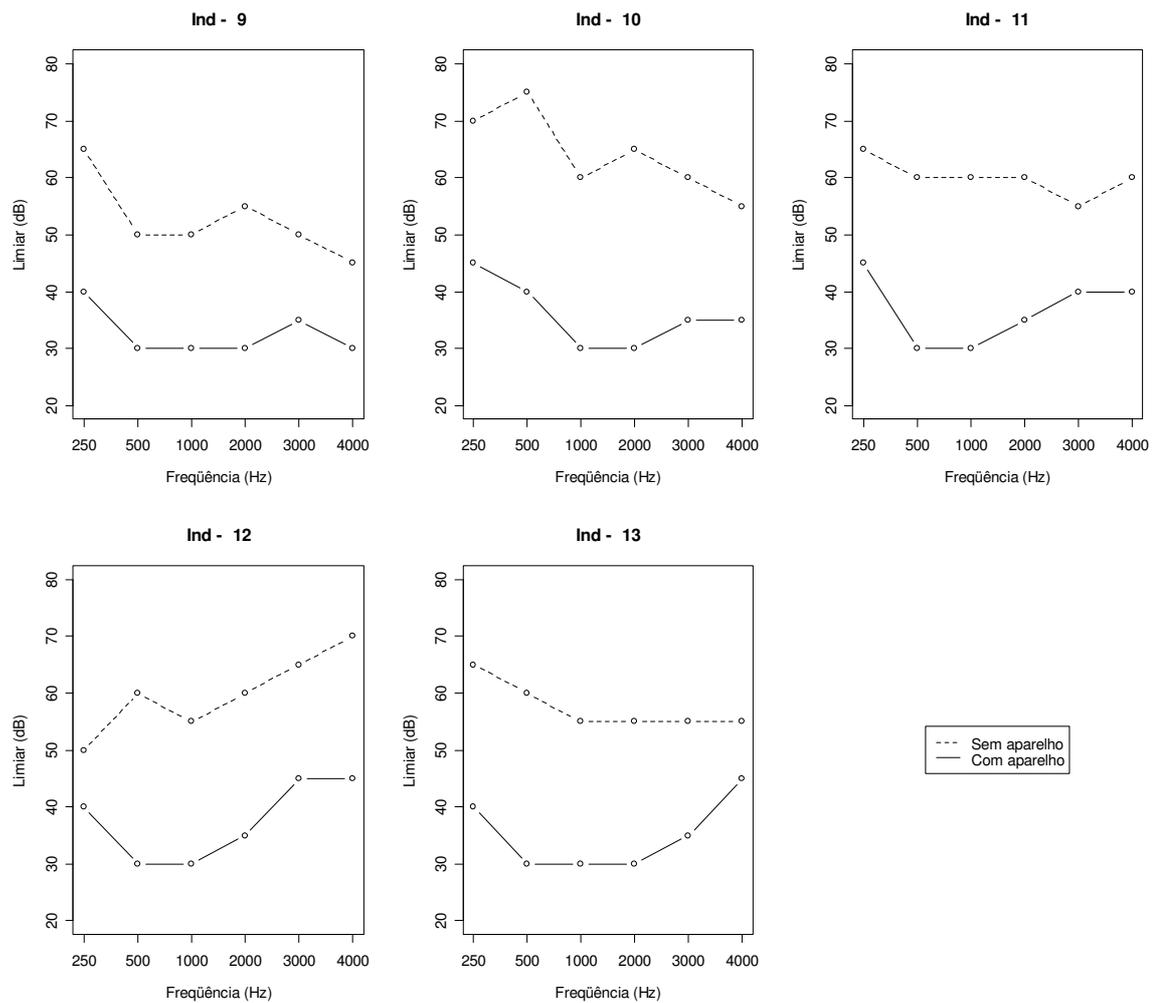
Variáveis		n	Média	Desvio-padrão	Mínimo	Mediana	Máximo
250Hz	sem AASI	13	56	10,6	40	60	70
	com AASI	13	36	6,1	30	35	45
	SA-CA	13	21	10,2	5	25	35
500Hz	sem AASI	13	59	7,3	50	60	75
	com AASI	13	32	3,8	30	30	40
	SA-CA	13	27	6,3	15	25	40
1000Hz	sem AASI	13	56	5,1	50	55	65
	com AASI	13	31	1,9	30	30	35
	SA-CA	13	25	4,8	20	25	35
2000Hz	sem AASI	13	53	6,9	40	55	65
	com AASI	13	32	2,4	30	30	35
	SA-CA	13	22	6,9	10	25	35
3000Hz	sem AASI	13	56	6,7	40	55	65
	com AASI	13	36	5,5	30	35	45
	SA-CA	13	20	6,6	10	20	30
4000Hz	sem AASI	13	56	7,7	45	55	70
	com AASI	13	38	6,0	30	35	50
	SA-CA	13	18	7,5	10	20	35

n: número de indivíduos; AASI: aparelho de amplificação sonora individual; SA: sem aparelho de amplificação sonora individual; CA: com aparelho de amplificação sonora individual; Hz: Hertz.

As Figuras 7 e 8 apresentam os perfis individuais dos limiares auditivos em campo livre (dB NPS), nas condições sem AASI e com AASI, para as freqüências de 250 a 4000 Hz, proporcionando melhor visualização dos resultados obtidos.

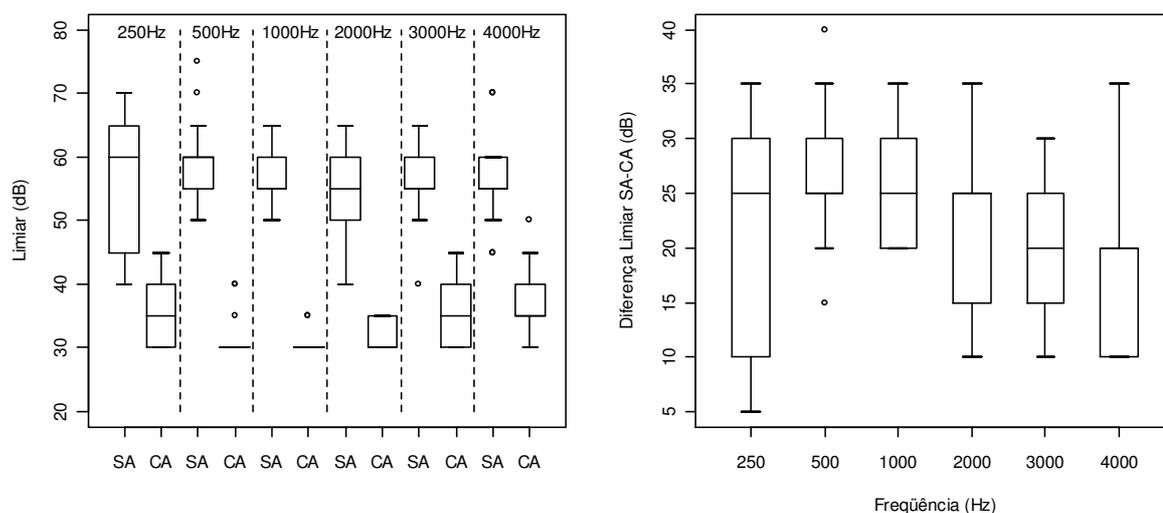


**Figura 7 - Perfis individuais dos limiares auditivos em campo livre (dB NPS), nas condições sem AASI e com AASI**



**Figura 8 - Perfis individuais dos limiares auditivos em campo livre (dB NPS), nas condições sem AASI e com AASI**

A Figura 9 permite uma melhor visualização dos resultados obtidos quanto aos limiares auditivos em campo livre (dB NPS), nas condições sem AASI (SA), com AASI (CA) e a diferença (SA) – (CA), para as freqüências de 250 a 4000 Hz, para todos os indivíduos da amostra.



**Figura 9 - Box plots dos limiares auditivos em campo livre (dB NPS), sem aparelho (SA) e com aparelho (CA) e da diferença SA – CA**

Na Tabela 18 pode-se observar a média estimada da diferença SA-CA, os limites inferior e superior (intervalo de confiança 95%) dos limiares em campo livre (dB NPS), para as freqüências de 250 a 4000 Hz, obtidos nos Testes-t de Student pareados.

**Tabela 18 - Testes-t de Student pareados dos limiares auditivos em campo livre (dBNPS)**

Variáveis	Média estimada da diferença (SA-CA)	Intervalo de confiança (95%)		
		Limite inferior	Limite superior	
Limiar auditivo em campo livre (dB NPS)	250Hz	21	15	27
	500Hz	27	23	31
	1000Hz	25	23	28
	2000Hz	22	18	26
	3000Hz	20	16	24
	4000Hz	18	14	23

SA: sem aparelho de amplificação sonora individual; CA: com aparelho de amplificação sonora individual; Hz: Hertz; dB: decibel.

### **5.2.2. Avaliação da satisfação.**

#### **5.2.2.1. Apresentação dos resultados da análise estatística descritiva e inferencial para o Questionário internacional de avaliação de AASI / QI – AASI.**

A análise estatística dos resultados obtidos na avaliação de 12 indivíduos (1 indivíduo não respondeu ao questionário), quanto à pontuação obtida em cada questão, ao Fator 1, Fator 2 e Escore Total do QI – AASI, será apresentada a seguir.

A Tabela 19 apresenta os resultados obtidos para o QI - AASI, considerando a pontuação obtida em cada questão (1 a 7), Fator 1, Fator 2, Escore Total, média, mediana e desvio-padrão, para os 12 indivíduos.

**Tabela 19 - Apresentação dos resultados obtidos para o QI - AASI, considerando a pontuação obtida em cada questão (1 a 7), Fator 1, Fator 2 e Escore Total, média, mediana e desvio-padrão, para os 12 indivíduos**

Indivíduo	Q1	Q2	Q3	Q4	Q5	Q6	Q7	F1 (1,2,4,7)	F2 (3,5,6)	Escore Total
1	5	5	4	5	4	3	5	20	11	31
2	2	5	5	3	5	5	5	15	15	30
3	-	-	-		-	-	-	-	-	-
4	5	5	4	5	3	4	5	20	11	31
5	5	5	4	5	4	4	3	18	12	30
6	3	5	4	3	5	3	5	16	12	28
7	5	3	5	5	4	4	5	18	13	31
8	5	5	4	5	5	4	5	20	13	33
9	5	5	4	5	5	4	5	20	13	33
10	5	5	5	5	5	5	5	20	15	35
11	5	5	5	5	5	5	5	20	15	35
12	5	5	5	5	5	5	5	20	15	35
13	5	5	5	5	5	5	5	20	15	35
Média	4,5	4,8	4,5	4,6	4,6	4,2	4,8	19	13	32
Mediana	5	5	4,5	5	5	4	5	20	13	32
DP	0,9	0,5	0,5	0,7	0,6	0,7	0,5	1,8	1,6	2,4

Q: questão; F: fator; DP: desvio padrão

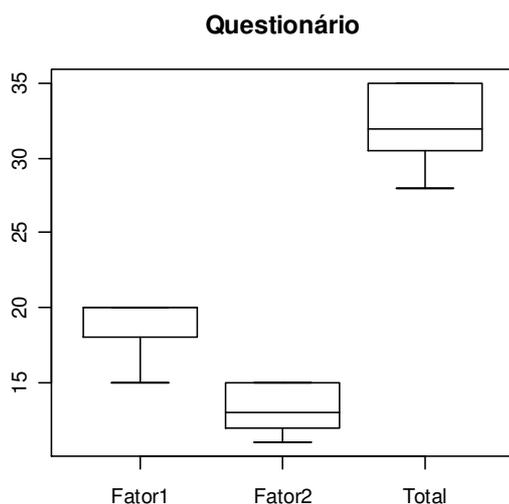
Na Tabela 20 pode-se verificar a média, a mediana, o desvio padrão e os valores mínimo e máximo obtidos para o Fator 1, Fator 2 e Escore Total do QI - AASI.

**Tabela 20 - Medidas-resumo do Fator 1, Fator 2 e Escore Total do Questionário Internacional / QI – AASI**

Variáveis	n	Média	Desvio-padrão	Mínimo	Mediana	Máximo
Fator 1	12	19	1,8	15	20	20
Fator 2	12	13	1,6	11	13	15
Escore Total	12	32	2,4	28	32	35

n: número de indivíduos.

A Figura 10 permite uma melhor visualização dos resultados obtidos quanto ao Fator 1, Fator 2 e Escore Total do QI – AASI, para todos os indivíduos da amostra.



**Figura 10 - Box plots do Fator 1, Fator 2 e do Escore Total do Questionário Internacional / QI – AASI**

Na Tabela 21 pode-se observar a média estimada, os limites inferior e superior (intervalo de confiança 95%) do Fator 1, Fator 2 e Escore Total do QI – AASI, obtidos nos Teste-t de Student.

**Tabela 21 - Teste-t de Student para estimativa do Fator 1, Fator 2 e Escore****Total do Questionário Internacional / QI – AASI**

Variáveis	Média estimada	Intervalo de confiança (95%)	
		Limite inferior	Limite superior
Fator 1	19	18	20
Fator 2	13	12	14
Escore Total	32	31	34

## **DISCUSSÃO**

---

## 6. DISCUSSÃO.

### 6.1. Caracterização do perfil audiológico (análise de prontuários).

Quanto à **idade**, a média obtida dos indivíduos deste estudo foi de 14,8 anos, com idade mínima de 4,2 anos e máxima de 47 anos. A mediana foi de 13,4 anos e o desvio padrão, de 7,5, como foi possível observar na Tabela 1.

Quanto à **procedência**, pode-se observar, na Tabela 2, que 88 indivíduos (52%) eram procedentes do estado de São Paulo, 18 (11%), eram de Minas Gerais, outros 18 (11%), do Paraná e os demais (26%) eram procedentes de diferentes estados do país. Na Tabela 3, pode-se verificar que 67% dos indivíduos encontram-se na região sudeste, 13% na região sul e os demais 20%, estão distribuídos nas outras regiões do país, inclusive com a identificação de 1 indivíduo estrangeiro.

Esses achados podem ser justificados pelo fato da Divisão de Saúde Auditiva, do Hospital de Reabilitação de Anomalias Craniofaciais, da Universidade de São Paulo, local onde este estudo foi realizado, estar localizada no estado de São Paulo.

Meyer (2003) analisou 983 prontuários de crianças menores de 6 anos de idade, atendidas nos serviços de deficiência auditiva do HRAC/USP, Bauru, com o objetivo de caracterizar essa população, com relação aos aspectos de diagnóstico, intervenção fonoaudiológica e procedência. A autora verificou que 71,41% da população estudada pertenciam à região sudeste. Quanto às crianças procedentes de outras regiões, o encaminhamento para o HRAC pode

estar relacionado ao fato de que os outros estados não possuem um serviço público básico que atenda essas crianças.

Quanto ao **sexo**, foi possível constatar, nas Tabelas 4 e 5, que há uma prevalência das malformações de orelha no sexo masculino, tanto considerando todas as malformações (61%), quanto considerando apenas as malformações bilaterais e unilaterais.

Foi possível observar, na literatura especializada, um consenso com relação a esse aspecto (De La Cruz et al 1985, Hayes e Northen 1996 e Castiquini et al 2006). Park e Chi (2007) estimam que a proporção de ocorrência das malformações por sexo é de 2.5 homens para 1 mulher.

Meyer (2003) verificou, em seu estudo, que o sexo masculino foi predominante (54,2%) e que embora não exista diferença significativa entre os sexos, os meninos podem ser mais acometidos de perdas auditivas do que as meninas.

Quanto às **malformações**, a análise da Tabela 6 permitiu identificar um predomínio das malformações bilaterais (53%), nos indivíduos deste estudo, discordando de diferentes autores, para os quais as malformações unilaterais são predominantes (De La Cruz et al 1985, Hayes e Northen 1996, Park e Chi 2007 e Ng e Horlbeck 2007). Já Castiquini et al (2006) encontraram resultados semelhantes quanto ao predomínio das malformações bilaterais sobre as unilaterais.

Ainda na Tabela 6 foi possível observar que, quando consideradas as malformações unilaterais, a orelha direita foi mais afetada (32%) que a orelha

esquerda (15%). Tais dados encontram-se de acordo com os achados de De La Cruz et al (1985), Hayes e Northen (1996), Castiquini et al (2006) e Park e Chi (2007).

Meyer (2003) verificou ainda que as malformações de orelhas uni ou bilaterais representam 4,7% das etiologias genéticas (20,6%) de deficiência auditiva.

Quanto ao **tipo e grau da deficiência auditiva**, pode-se observar, nas Tabelas 7 e 8, que há um predomínio da deficiência auditiva condutiva moderada, seguida da deficiência auditiva condutiva severa e da deficiência auditiva mista severa, tanto nas malformações bilaterais (88%), quanto nas malformações unilaterais (OD = 88% e OD = 96%).

Kaga et al (2001) relatam que a atresia aural congênita causa, na melhor condição, uma deficiência auditiva condutiva moderada.

Para Goebel et al (2002), a estenose congênita ou atresia do conduto auditivo externo pode ser parcial ou completa e freqüentemente é acompanhada por malformações do pavilhão auricular, dos ossículos, da cavidade da orelha média e da cápsula ótica, resultando numa imensa gama de perdas auditivas, desde uma deficiência auditiva condutiva moderada até uma deficiência auditiva mista severa.

Os achados deste estudo estão de acordo com Castiquini et al (2006), que, na avaliação de 37 indivíduos com malformação de orelha, verificaram o predomínio da deficiência auditiva condutiva moderada.

---

Quanto à **adaptação de AASI**, pode-se observar, na Tabela 9, que 56% dos indivíduos deste estudo estão adaptados com AASI VO (28% retroauricular e 28% convencional), 29% não são adaptados com AASI e 16% estão adaptados com AASI VA (15% retroauricular e 1% intra-auricular).

Na tabela 10 pode-se verificar que 55% dos indivíduos com malformação bilateral estão adaptados com AASI VO (21% retroauricular e 34% convencional), 25% estão adaptados com AASI VA (24% retroauricular e 1% intra-auricular) e 19% não estão adaptados com AASI.

Dos indivíduos com malformação unilateral, 55% estão adaptados com AASI VO (35% retroauricular e 20% convencional), 5%, com AASI VA (5% retroauricular) e 40% não estão adaptados com AASI.

Hayes e Northern (1996) e Kaga et al (2001) relatam que a adaptação de AASI tradicional, por condução aérea, com moldes auriculares, não é adequada para indivíduos com malformação de orelha. Desta forma, esses indivíduos são candidatos ao uso de AASI por condução óssea, no processo mastóide, ou outra parte do crânio, que transmite sinais para ambas as orelhas internas.

Os AASI por condução óssea tradicionais podem ser adaptados em AASI de caixa (convencional), haste de óculos, ou retroauriculares e colocam em vibração as estruturas cocleares, sem que seja necessária a passagem do estímulo acústico pelas estruturas das orelhas externa e média (Almeida e Lório 2003).

Silveira et al (2003) descrevem um estudo de caso sobre a adaptação de AASI por condução aérea, numa paciente portadora de malformação severa de orelha direita, evidenciando a necessidade de investigação das condições

---

anatômicas da orelha malformada, para a seleção do dispositivo de amplificação a ser adaptado. Apesar da malformação, nesse caso, a anatomia da orelha externa, mesmo com a ausência do CAE, permitiu a colocação do molde auricular e a sustentação de um AASI retroauricular. Na avaliação com AASI por condução aérea e por condução óssea, os resultados não evidenciaram diferenças relevantes no desempenho das habilidades auditivas, porém, por questões estéticas e de conforto, a paciente optou pela adaptação do aparelho auditivo por condução aérea.

Os autores Ng e Horlbeck (2007) relatam que na atresia aural congênita bilateral, se a função coclear estiver íntegra, a criança necessita de amplificação com um aparelho auditivo por condução óssea (convencional ou ancorado ao osso/*BAHA - Entific Medical Systems*), ou por condução aérea (em pacientes com estenose do canal auditivo), até que uma decisão possa ser tomada, com relação à correção cirúrgica, antes da criança ingressar na escola. Os autores salientam que a amplificação deve ser fornecida o mais rápido possível, para proporcionar a estimulação auditiva precoce, essencial para o desenvolvimento de fala e linguagem.

Quanto à **freqüência do uso do AASI**, podemos observar, na Tabela 11, que dos indivíduos adaptados com AASI VO retroauricular, com malformação bilateral, 63% fazem uso efetivo do seu AASI, 16% fazem uso assistemático, 11% encontram-se com o seu AASI quebrado e 11% não retornaram à instituição por mais de 2 anos. Já para os indivíduos com malformação unilateral, apenas 7% usam o AASI efetivamente, 21% usam assistematicamente, 50% dos indivíduos não usam o seu AASI, 18% não

retornaram à Instituição por mais de 2 anos e 4% encontram-se com o seu AASI quebrado.

Com relação aos indivíduos adaptados com AASI VO convencional, com malformação bilateral, 29% fazem uso efetivo do seu AASI, 26% fazem uso assistemático, 10% não usam o seu AASI, 19% encontram-se com o seu AASI quebrado e 16% não retornaram por mais de dois anos. Já para os indivíduos com malformação unilateral, nenhum deles faz uso efetivo do seu AASI, 19% fazem uso assistemático, 63% não usam o seu AASI e 19% encontram-se com o seu AASI quebrado.

Na adaptação de AASI VA retroauricular, dos indivíduos com malformação bilateral, 36% fazem uso efetivo do AASI, 23% fazem uso assistemático, 18% não usam o seu AASI e 23% não retornaram à instituição por mais de dois anos. O único usuário de AASI VA intra-auricular faz uso assistemático do seu AASI. Para os indivíduos com malformação unilateral, 50% não fazem uso do seu AASI VA retroauricular, 25% fazem uso efetivo e 25% não retornaram à instituição por um período de mais de dois anos.

Esses achados permitem afirmar que, dos indivíduos com malformação bilateral, 32% faz uso efetivo e 19% faz uso assistemático do seu AASI, independente do tipo (retroauricular VO, convencional VO, retroauricular VA), enquanto que, dos indivíduos com malformação unilateral, 40% não são adaptados e 33% não faz uso do seu AASI, independente do tipo (retroauricular VO, convencional VO, retroauricular VA).

Dell'Aringa e Castiquini (2005) relatam que, em seu estudo com 20 crianças portadoras de malformação de orelha, 44% das crianças do grupo II (malformação bilateral) sempre utilizavam o AASI VO e 36% das crianças do

---

grupo I (malformação unilateral) raramente o utilizavam. As autoras acreditam que as crianças do grupo II utilizavam o AASI com maior frequência, provavelmente por apresentarem maior dificuldade auditiva, devido ao comprometimento bilateral.

## **6.2. Análise do benefício e da satisfação.**

### **(avaliação dos usuários de AASI VO retroauricular)**

A análise da Tabela 12 permitiu observar que a deficiência auditiva condutiva moderada foi predominante na orelha direita, enquanto que na orelha esquerda a deficiência auditiva condutiva severa foi predominante (Kaga et al 2001 e Goebel et al 2002). O tempo mínimo de adaptação do AASI foi de 2 anos e o máximo, de 7 anos, com tempo médio de 3 anos (Tabela 13).

#### **6.2.1. Teste de reconhecimento de fala com ruído competitivo.**

Na Tabela 16, os resultados dos Testes-t de Student pareados apresentam diferenças estatisticamente significantes para o limiar de reconhecimento de sentenças no ruído (LRSR) e para a relação sinal/ruído (S/R), nas condições sem AASI e com AASI, com média estimada de 9dB, limite inferior de 6dB e limite superior de 12dB (Intervalo de confiança = 95%), para ambas as variáveis

A análise da Tabela 14 permitiu identificar que houve melhora nos LRSR, a 65 dB A, com o uso do AASI VO retroauricular, quando comparados com os LRSR, a 65 dB A, sem AASI, para os 11 indivíduos.

Foi observada uma relação sinal/ruído positiva para 10, dos 11 indivíduos avaliados, na condição sem AASI e uma relação sinal/ruído negativa

para 8 dos 11 indivíduos avaliados, na condição com AASI, evidenciando uma melhora do desempenho na segunda condição. Para os 3 indivíduos que apresentaram relação sinal/ruído positiva, na condição com AASI, foi também observada uma melhora do seu desempenho, quando comparada com os resultados obtidos na condição sem AASI.

É importante ressaltar que os resultados da relação S/R apresentam-se com valores positivos e negativos e são expressos em decibel (dB), como definido por Agnew (1999). Quando a intensidade do sinal de fala é superior à intensidade do ruído, o resultado da relação S/R é positivo, tornando a situação favorável para o indivíduo entender a fala. No entanto, se a intensidade do sinal de fala é inferior à intensidade do ruído, esta situação é desfavorável para a compreensão da fala. O melhor desempenho é considerado para a relação S/R, com valores negativos, ou seja, quanto mais negativo for o resultado encontrado, melhor o desempenho do indivíduo, na condição apresentada.

Na Tabela 15 pode-se observar que a média e a mediana do LRSR sem AASI foi de 70 dB, com valor mínimo encontrado de 64 dB e máximo de 75 dB, enquanto que na condição com AASI, a média obtida foi de 61 dB, a mediana de 60 dB e os valores mínimo e máximo obtidos foram de 56 dB e 71 dB, respectivamente, evidenciando uma melhora de 9dB, em média, na comparação das condições sem AASI e com AASI.

No que se refere à relação sinal/ruído, para a condição sem AASI, a média e a mediana encontradas foram de + 5 dB e os valores mínimo e máximo de -1 e +10 dB. Já para a condição com AASI, a média foi de -4 dB, a mediana, de -5 dB e os valores mínimo e máximo encontrados foram de -9 dB

---

e +6 dB, respectivamente, evidenciando uma melhora de 9 dB, em média, na comparação das condições sem AASI e com AASI.

Com relação ao reconhecimento de fala no ruído, foram encontrados diversos estudos, na literatura especializada, que tiveram como objetivo comparar o desempenho dos indivíduos com o AASI VO e o *BAHA*. Alguns autores referiram que o *BAHA* foi mais efetivo do que o AASI VO (Carlsson et al 1986, Hakansson et al 1990, Hammann et al 1991, Mylanus et al 1994, Snik et al 1994, Snik et al 1995, Tjellstrom e Hakansson 1995 e Snik et al 1998), enquanto para outros, não houve diferença entre os dois AASI avaliados (Hakansson et al 1985b e Bonding et al 1992). Já Abramson et al (1989) observaram que o AASI VO foi mais efetivo que o *BAHA*. Apesar dos achados controversos, os resultados obtidos com o AASI VO ou o *BAHA* foram melhores do que aqueles obtidos na condição sem AASI, nos estudos citados, como foi possível observar, também, no presente estudo.

Tjellstrom e Hakansson (1995) avaliaram 122 indivíduos, quanto ao reconhecimento de fala no ruído, com apresentação da fala a 63 dB NPS e ruído a 57 dB NPS, ou seja, relação sinal/ruído de + 6d B, nas condições sem AASI, com AASI VO e com o *BAHA*. Houve uma melhora do reconhecimento de fala de 35,5%, em média, com AASI VO e de 41,8%, em média, com o *BAHA*, quando comparados com a condição sem AASI. A melhora de 6,2% do *BAHA*, em relação ao AASI VO, foi estatisticamente significativa.

No Brasil, os trabalhos relacionados à adaptação de AASI em indivíduos com malformações de orelha são escassos. Agra (1996) estudou dois indivíduos com malformação craniofacial e deficiência auditiva condutiva moderada bilateral, utilizando AASI VO convencional e o *BAHA*. A autora

---

avaliou os limiares tonais em campo livre e a percepção da fala, com listas de expressões espondeicas e sílabas sem sentido, com ruído competitivo, nas condições sem AASI, com AASI VO convencional e com o *BAHA* e concluiu que os 2 tipos de aparelho apresentaram ganho funcional satisfatório. Em relação à percepção da fala, o *BAHA* apresentou desempenho mais satisfatório, porém não houve evidência de melhora na percepção da fala, quando comparadas às adaptações monoaural e biaural, para os dois tipos de aparelhos analisados.

Em 2002, Agra comparou a percepção da fala com estimulação auditiva monoaural e biaural por via óssea (VO) e via área (VA), na presença de ruído competitivo, em indivíduos adultos com deficiência auditiva condutiva ou mista bilateral, cuja etiologia restringia-se à otosclerose ou otite média crônica. A avaliação audiológica consistiu na pesquisa do limiar de reconhecimento de sentenças no ruído (LRSR), em campo livre, onde os indivíduos foram capazes de identificar, de forma correta, aproximadamente 50% dos estímulos da fala, apresentados em uma determinada relação sinal/ruído, utilizando AASI VO e VA. Foi utilizado ruído constante de 60 dB A durante toda a avaliação e os resultados revelaram que, com a estimulação por via óssea (E-VO) e com a estimulação por via aérea (E-VA) biaural, houve menor interferência do ruído no reconhecimento de sentenças, quando comparada com a estimulação monoaural. A autora também observou que na E-VO, tanto na condição monoaural, quanto biaural, os indivíduos toleraram intensidades de ruído mais negativas do que na E-VA e que o desempenho dos indivíduos na percepção da fala com ruído competitivo foi melhor por E-VO biaural em relação à

monoaural, assim como foi melhor o desempenho na percepção da fala por E-VO do que por E-VA.

Dell’Aringa e Castiquini (2005) concluíram que a adaptação do AASI por via óssea forneceu benefícios à percepção da fala para as crianças portadoras de malformação bilateral de orelha.

### **6.2.2. Medidas do ganho funcional.**

Na Tabela 18 foram observadas diferenças estatisticamente significantes para os limiares auditivos em campo livre, nas condições sem AASI e com AASI (medidas do ganho funcional), em todas as freqüências avaliadas, com maior média estimada de 27 dB para a freqüência de 500 Hz e menor média estimada de 18 dB para a freqüência de 4000 Hz (Intervalo de confiança = 95%).

A tabela 17 permitiu identificar a média das medidas do ganho funcional para as freqüências de 250 a 4000 Hz, sendo observados os seguintes valores: 250Hz: 21 dB, 500Hz: 27 dB, 1000Hz: 25 dB, 2000Hz: 22 dB, 3000Hz: 20 dB e 4000Hz: 18 dB.

A análise dos perfis individuais apresentados nas Figuras 7 e 8 permitiu visualizar uma distribuição simétrica dos dados e afirmar que todos os indivíduos da amostra apresentaram melhora nos limiares auditivos, em todas as freqüências avaliadas, na condição com AASI, se comparados com a condição sem AASI, demonstrando uma melhora no desempenho dos indivíduos, na percepção do sinal acústico, quando estão fazendo uso de seus AASI.

---

Diversos autores realizaram estudos com o objetivo de comparar o desempenho dos indivíduos com o AASI VO e o *BAHA*, quanto ao ganho funcional, tal como observado na literatura referente ao reconhecimento de fala no ruído. Alguns desses autores constataram que o *BAHA* foi mais efetivo do que o AASI VO (Hakansson et al 1985a, Hammann et al 1991, Mylanus et al 1994, e Tjellstrom e Hakansson 1995), enquanto que para outros autores não houve diferença entre os dois AASI avaliados (Abramson et al 1989, Hakansson et al 1990 e Snik et al 1995). No presente estudo, os resultados obtidos com o AASI VO foram melhores do que aqueles obtidos na condição sem AASI e, apesar dos achados controversos, quanto à comparação do AASI VO e o *BAHA*, também foi possível observar essa melhora nos estudos citados.

Tjellstrom e Hakansson (1995) avaliaram 122 indivíduos quanto aos limiares para tom *Warble* em campo livre, nas frequências de 500 a 3000 Hz, nas condições sem AASI, com AASI VO e com o *BAHA*. Os autores encontraram uma melhora dos limiares de 29,4 dB NA em média, para o *BAHA* e de 27,3 dB, em média, para o AASI VO, quando comparados com a condição sem AASI. A vantagem do *BAHA* em relação ao AASI VO foi de 1,6 a 9,1 dB, enquanto que somente na frequência de 500 Hz foi observada melhor média do AASI VO sobre a média do *BAHA*.

### **6.2.3. Questionário internacional de avaliação de AASI / QI – AASI.**

O questionário foi aplicado a 12, dos 13 indivíduos da amostra, pelo fato de que o indivíduo de número 3 não estava usando o seu AASI VO retroauricular havia 6 meses. Esse indivíduo foi submetido a uma cirurgia para reconstrução do pavilhão auricular à esquerda e foi orientado a descontinuar o

uso do AASI até a próxima avaliação, devido à pressão exercida pela haste do AASI, no local da cirurgia (processo mastóide). No entanto, o indivíduo notou benefício com a amplificação por condução óssea e mostrou-se interessado em participar deste estudo.

A aplicação do Teste-t de Student para estimativa do Fator 1, Fator 2 e Escore Total do QI – AASI permitiu a obtenção de resultados estatisticamente significantes, quanto à satisfação dos usuários de AASI VO retroauricular. A média estimada para o Fator 1 foi de 19, para o Fator 2 foi de 13 e para o Escore Total foi de 32, como foi possível observar na Tabela 21, lembrando que a pontuação máxima é 20, 15 e 35, respectivamente.

Segundo Cox e Alexander (2002), o QI – AASI é um instrumento sensível para detectar indivíduos com experiência negativa em relação à amplificação sonora.

Pela Tabela 19 pôde-se observar que as médias obtidas por questão foram positivas e superiores a 4 pontos, lembrando que a pontuação máxima possível por questão é cinco. Conseqüentemente, as análises do Fator 1, Fator 2 e Escore Total também foram positivas (Tabela 20), indicando um bom grau subjetivo de satisfação, por parte dos indivíduos avaliados.

Tais resultados demonstram que os indivíduos deste estudo encontram-se satisfeitos com o seu AASI VO retroauricular, contrariando diversos estudos da literatura especializada (Hakansson et al 1985b, Myalnus et al 1994, Snik et al 1995, Tjellström e Hakansson 1995, Mylanus et al 1998, Dillon 2001 e Habal et al 2003), os quais referem que o AASI VO apresenta inúmeras desvantagens, como o desconforto ocasionado pela pressão exercida pelo arco sobre a mastóide, desconforto e irritações na pele, realimentação acústica,

propriedades acústicas pobres, já que a pele e o tecido mole funcionam como atenuadores entre a ação do transmissor e o osso, além de difícil aceitação do ponto de vista estético.

## **CONCLUSÕES**

---

## 7. CONCLUSÕES.

Os resultados e a análise estatística obtidos, no presente estudo, permitiram concluir que:

### 7.1. Quanto à caracterização do perfil audiológico dos indivíduos, com malformações congênitas de orelha externa e/ou orelha média:

- ✓ Há uma prevalência das malformações de orelha no sexo masculino, tanto considerando todas as malformações (61%), quanto considerando apenas as malformações bilaterais e unilaterais.
- ✓ Há um predomínio das malformações bilaterais (53%) sobre as unilaterais (47%).
- ✓ A orelha direita foi mais afetada (32%) do que a orelha esquerda (15%), quando consideradas as malformações unilaterais.
- ✓ Há predomínio da deficiência auditiva condutiva moderada e da deficiência auditiva condutiva severa, nas malformações bilaterais (79%) e nas malformações unilaterais (OD = 63% e OD = 80%).
- ✓ A maioria dos indivíduos (56%) está adaptada com AASI VO (28% retroauricular e 28% convencional).
- ✓ Dos indivíduos com malformação bilateral, 32% fazem uso efetivo e 19% fazem uso assistemático do seu AASI, independente do tipo (retroauricular VO, convencional VO, retroauricular VA), enquanto que, dos indivíduos com malformação unilateral, 40% não são adaptados e 33% não fazem uso do seu AASI, independente do tipo (retroauricular VO, convencional VO, retroauricular VA).

**7.2. Quanto à avaliação do benefício e da satisfação dos usuários de AASI VO retroauricular, com malformações congênitas bilaterais de orelha externa e/ou orelha média:**

- Na condição sem AASI, comparada à condição com AASI foi observada diferença estatisticamente significativa para o Limiar de Reconhecimento de Sentenças no Ruído e para a Relação Sinal/Ruído, evidenciando a importância do uso do AASI VO retroauricular para melhorar o reconhecimento de fala no ruído.
- Na condição sem AASI, comparada à condição com AASI foi observada diferença estatisticamente significativa para as medidas do ganho funcional, para todas as frequências avaliadas, evidenciando a importância do uso do AASI VO retroauricular para melhorar a percepção do sinal acústico.
- Quanto à satisfação, os resultados foram estatisticamente significantes para o QI – AASI, demonstrando que os usuários de AASI VO retroauricular encontram-se satisfeitos com o seu AASI.

Assim, os resultados demonstraram que o uso do AASI VO retroauricular trouxe benefícios para o reconhecimento da fala no ruído e para a percepção do sinal acústico, além de satisfação aos indivíduos com malformações congênitas de orelha, portanto, esses dispositivos devem ser considerados como uma opção no tratamento dessa população.

## **REFERÊNCIAS**

---

---

## 8. REFERÊNCIAS<sup>1</sup>

Abramson M, Fay TH, Kelly JP, Wazen JJ, Liden G, Tjellstrom A. Clinical results with a percutaneous bone-anchored hearing aid. *Laryngoscope* 1989; 39:707-10.

Agnew J. Challenges and some solutions for understanding speech in noise. In: Strom K, Kochkin S, editors. *High performance hearing solutions*. Duluth: Feadmark; 1999. v.3. p.4-9.

Agra SER. *Estudo clínico: utilização do aparelho auditivo ancorado ao osso (BAHA) em deficiente auditivo [dissertação]*. São Paulo: Pontifícia Universidade Católica de São Paulo; 1996.

Agra SER. *Percepção da fala por via óssea com ruído competitivo [tese]*. Bauru: Hospital de Reabilitação de Anomalias Craniofaciais, Universidade de São Paulo; 2002.

Almeida K, Lório MCM. *Próteses auditivas: fundamentos teóricos e aplicações clínicas*. 2a.ed. São Paulo: Lovise; 2003.

Alvarenga KF, Corteletti LCBJ. *O mascaramento na avaliação audiológica: um guia prático*. São José dos Campos: Pulso; 2006.

---

1 Universidade de São Paulo. Hospital de Reabilitação de Anomalias Craniofaciais. *Guia de orientação para elaboração de dissertação e tese: Programa de Pós-Graduação HRAC/USP*. Bauru: Hospital de Reabilitação de Anomalias Craniofaciais, Universidade de São Paulo, 2004.

*ANSI S3.13*: maximum permissible ambient noise audiometric testing. New York: American National Standards Institute; 1991.

*ANSI S3.6*: specification for audiometers. New York: American National Standards Institute; 1996.

Bonding P, Jonsson MH, Salomon G, Ahlgren P. The bone-anchored hearing aid: osseointegration and audiological effect. *Acta Otolaryngol Suppl* 1992; 492:42-5.

Boothroyd A. Speech perception, sensorineural hearing loss and hearing aids. In: Studebaker G, Hochberg I, editors. *Acoustical factors affecting hearing aid performance*. 2nd. ed. Boston: Allyn Bacon; 1993. p.277-99.

Bosman AJ, Snik AFM, van der Pouw KCTM, Mylanus EAM, Cremers CWRJ. Audiometric evaluation of bilaterally fitted bone-anchored hearing aids. *Audiology* 2001; 40:158-67.

Branemark PI, Zarb G, Albrektsson T, editors. *Tissue integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry*. Chicago: Quintessence; 1985.

Carlsson P, Hakansson B, Rosenhall U, Tjellström A. A speech-to-noise ratio test with the bone-anchored hearing aid: a comparative study. *Otolaryngol Head Neck Surg* 1986; 94:421-6.

Castiquini EAT, Silveira TS, Shayeb DR, Meyer ASA. Avaliação audiológica de indivíduos portadores de malformação de orelha. *Arq Int Otorrinolaringol* 2006; 10:98-103.

Costa MJ. *Desenvolvimento de lista de sentenças em português* [tese]. São Paulo: Escola Paulista de Medicina, Universidade Federal de São Paulo; 1997.

Costa MJ. *Listas de sentenças em português: apresentação e estratégias de aplicação na audiolgia*. Santa Maria: Pallotti; 1998.

Cox RM, Alexander GC. The International Outcome Inventory for Hearing Aids (IOI-HA): psychometric properties of the english version. *Int J of Audiol* 2002; 41:30-5.

Cox RM, Hyde M, Gatehouse S, Noble W, Dillon H, Bentler R, et al. Optimal outcome measures, research priorities, and international cooperation. *Ear Hear* 2000; 21:106-15.

Cox RM, Stephens D, Kramer, SE. Translations of the International Outcome Inventory for Hearing Aids (IOI-HA). *Int J of Audiol* 2002; 41:3-26.

De La Cruz A, Linthicum Júnior FH, Luxford WM. Congenital atresia of the external auditory canal. *Laryngoscope* 1985; 95:421-7.

---

**Referências**

Dell'Aringa AHB, Castiquini EAT. Adaptação do aparelho de amplificação sonora individual por via óssea em crianças portadoras de malformação de orelha externa e média. *Arq Int Otorrinolarigol* 2005; 9:310-16.

Dillon H. *Hearing aids*. Sydney: Boomerang Press; 2001.

Goebel J, Valente M, Valente M. Fitting strategies for patients with conductive or mixed hearing loss. In: Valente M, editor. *Strategies for selecting and verifying hearing aid fittings*. 2<sup>nd</sup> ed. New York: Thieme; 2002.

Habal M, Frans N, Zelski R, Scheuerle J. Percutaneous bone-anchored hearing aid. *J Craniofac Surg* 2003; 14:637-42.

Hakansson B, Tjellström A, Rosenhall V. Acceleration levels at hearing threshold with direct bone conduction versus conventional bone conduction. *Acta Otolaryngol* 1985a; 100:240-52.

Hakansson B, Tjellström A, Rosenhall V, Carlsson P. The bone-anchored hearing aid: principal design and a psychoacoustical evaluation. *Acta Otolaryngol* 1985b; 100:229-39.

Hakansson B, Liden G, Tjellström A, Ringdahl A, Jacobsson M, Carlsson P, et al. Ten years of experience with the Swedish bone-anchored hearing system. *Ann Otol Rhinol Latyngol Suppl* 1990; 1S1:1-16.

---

**Referências**

Hammann C, Manach Y, Roulleau P. Bone-anchored hearing aid: results of bilateral applications. *Rev Laryngol Otol Rhinol* 1991; 112:297-300.

Hayes D, Northern JL. *Infants and hearing*. San Diego: Singular; 1996.

Hodgetts WE, Scollie SD, Swain R. Effects of applied contact force and volume control setting on output force levels of the BAHA® Softband. *Int J of Audiol* 2006; 45:301-8.

Hol MKS, Spath MA, Krabbe PFM, van de Pouw CTM, Snik AFM, Cremers CWRJ, et al. The bone-anchored hearing aid: quality of life assessment. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg* 2004; 130:394-9.

Kaga K, Setou M, Nakamura M. Bone-conducted sound lateralization of interaural time difference and interaural intensity difference in children and a young adult with bilateral microtia and atresia of the ears. *Acta Otolaryngol* 2001; 121:274-7.

Koch DB, Staller S, Jaax K, Martin E. Bioengineering solutions for hearing loss and related disorders. *Otolaryngol Clin North Am* 2005; 38:255-72

Levitt H, Rabiner LR. Use of a sequential strategy in intelligibility testing. *J Acoust Soc Am* 1967; 42:609-12.

---

**Referências**

Matic DB. A guide to understanding microtia. Children's Craniofacial Association, [online] 2007 [consultado em 26 jun 2007]; [12 telas]. Disponível URL: <http://www.ccakids.com/Syndrome/Microtia.pdf>

McClarence E. *Close to the edge: Branemark and the development of osseointegration*. Illinois: Quintessence; 2003.

McDermott AL, Dutt SN, Reid AP, Proops DW. An intra-individual comparison of the previous conventional hearing aid with the bone-anchored hearing aid: the Nijmegen group questionnaire. *J Laryngol Otol Suppl* 2002; (28):15-9.

McLarnon CM, Davison T, Johnson IJM. Bone-anchored hearing aid: comparison of benefit by patient subgroups. *Laryngoscope* 2004; 114:942-4.

McLeod A, Summerfield Q. A procedure for measuring auditory and audio-visual speech-reception thresholds for sentences in noise: rationale, evaluation and recommendations for use. *Br J Audiol* 1990; 24:29-43.

Meyer ASA. *Caracterização dos aspectos diagnósticos e de intervenção das crianças atendidas nos serviços de deficiência auditiva do HRAC/USP – Bauru* [tese]. Bauru: Hospital de Reabilitação de Anomalias Craniofaciais, Universidade de São Paulo; 2003.

Morettin PA, Bussab WO. *Estatística básica*. São Paulo: Saraiva; 2006.

---

**Referências**

Mylanus EAM, Snik AFM, Cremers CWRJ. Patient's opinions of bone-anchored vs. conventional hearing aids. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg* 1995; 121:421-5.

Mylanus EAM, Snik AFM, Jorritsma FF, Cremers CWRJ. Audiologic results for the bone-anchored hearing aid HC220. *Ear Hear* 1994; 15:87-92.

Mylanus EAM, van der Pouw KCTM, Snik AFM, Cremers CWRJ. Intraindividual comparison of the bone-anchored hearing aid and air conduction hearing aids. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg* 1998; 124:271-6.

Nauton R. The measurement of hearing by bone conduction. In: Jerger J. *Modern developments in audiology*. New York: Academic Press; 1963; p.1-29.

Ng M, Horlbeck DM. Aural atresia. e-Medicine [online] 2007 Jan 29 [consultado em 26 jun 2007]; [14 telas]. Disponível URL: <http://www.emedicine.com/ent/topic141.htm>

Niehaus HH, Helms JH, Muller J. Are implantable hearing devices really necessary? *Ear Nose Throat J* 1995; 74: 271-6.

Park SS, Chi DH. External ear, aural atresia. e-Medicine [online] 2007 Jan 25 [consultado em 26 jun 2007]; [19 telas]. Disponível URL: <http://www.emedicine.com/ent/topic329.htm>

---

**Referências**

- Scholz M, Eufinger H, Anders A, Illerhaus B, König M, Schmieder K, et al. Intracerebral abscess after abutment change of a bone anchored hearing aid (BAHA). *Otol Neurotol* 2003; 24:896-9.
- Shah N. Surgical treatment of conductive deafness in children. In: Beagley HA, editor. *Audiology and audiological medicine*. Oxford: Oxford University Press; 1981. v. 2.
- Silveira TS, Castiquini EAT, Shayeb DR, Meyer ASA. Adaptação de AASI em paciente portador de agenesia de conduto auditivo externo. *Pró-Fono* 2003; 15:95-100.
- Snik AFM, Mylanus EAM, Cremers CWRJ. The bone-anchored hearing aid compared with conventional hearing aids. *Otolaryngol Clin North Am* 1995; 28:73-83.
- Snik AFM, Mylanus EAM, Cremers CWRJ. Speech recognition with the bone-anchored hearing aid determined objectively and subjectively. *Ear Nose Throat J* 1994; 73:115-7.
- Snik AFM, Dreschler WA, Tange RA, Cremers CWRJ. Short and long-term results with implantable transcutaneous and percutaneous bone-conduction devices. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg* 1998; 124:265-8

Stenfelt S, Goode RL. Bone-conducted sound: physiological and clinical aspects. *Otol Neurotol* 2005; 26:1245-61.

Stenfelt S, Hakansson B, Tjellstrom A. Vibration characteristics of bone conducted sound in vitro. *J Acoust Soc Am* 2000; 107:422-31.

Tjellström A, Hakansson B. The bone-anchored hearing aid: design principles, indications, and long-term clinical results. *Otolaryngol Clin North Am* 1995; 28:53-72.

Tjellström A, Hakansson B, Granström G. Bone-anchored hearing aids: current status in adults and children. *Otolaryngol Clin North Am* 2001; 34:337-63.

Tonndorf J. Bone conduction: studies in experimental animals. *Acta Otolaryngol* 1966; (Suppl 213):1-132.

World Health Organization. *Report of the first informal consultation on future programme developments for prevention of deafness and hearing impairment*. Geneva: World Health Organization; 1997.

**ANEXOS**

---

**Anexo 1 – Modelo de protocolo utilizado para análise de prontuários**

**PROTOCOLO DE ANÁLISE DE PRONTUÁRIOS**

**R.G.:** \_\_\_\_\_

**NOME:** \_\_\_\_\_ **SEXO:** ( ) M ( ) F

**D.N.:** \_\_\_/\_\_\_/\_\_\_ **IDADE:** \_\_\_\_\_ **PROCEDÊNCIA:** \_\_\_\_\_

**MALFORMAÇÃO:**

BILATERAL ( )

UNILATERAL ( ) ( ) OD ( ) OE

**DEFICIÊNCIA AUDITIVA (TIPO E GRAU, WHO 1997):**

OD: \_\_\_\_\_

OE: \_\_\_\_\_

- AASI ADAPTADO:** ( ) Não adaptado  
( ) VO Retroauricular  
( ) VO Convencional  
( ) VA Retroauricular  
( ) VA Intra-auricular

**DATA DE ADAPTAÇÃO:** \_\_\_/\_\_\_/\_\_\_

- USO DO AASI:** ( ) Não adaptado  
( ) Não Usa  
( ) Uso assistemático  
( ) Uso efetivo  
( ) AASI quebrado  
( ) Não retornou

**COMENTÁRIOS:**

---

## Anexo 2 – Modelo da carta de informação aos sujeitos da pesquisa

### CARTA DE INFORMAÇÃO AO SUJEITO DA PESQUISA

Você está sendo convidado a participar da pesquisa: "**Aparelho de amplificação sonora individual por condução óssea e malformações congênitas das orelhas: caracterização e análise do benefício e satisfação**". O objetivo deste trabalho é avaliar o benefício e a satisfação proporcionados pelos aparelhos auditivos por condução óssea, aos sujeitos que fazem uso dos mesmos. Serão realizados testes de audição, com e sem os aparelhos auditivos, onde você irá identificar estímulos auditivos em diferentes intensidades e repetir algumas sentenças apresentadas pela avaliadora. Os testes são simples e não envolvem qualquer perigo. Você também irá responder a um questionário, com perguntas referentes ao uso do aparelho auditivo. Tal estudo permitirá ao clínico conhecer profundamente o benefício e a satisfação fornecidos pelos aparelhos auditivos por condução óssea e, a partir disso, oferecer aos usuários maiores benefícios, de acordo com suas necessidades, primando pela melhora na qualidade da sua comunicação.

Você tem a liberdade de questionar ou esclarecer qualquer dúvida com relação aos procedimentos, riscos, benefícios e outros assuntos relacionados a esta pesquisa, em qualquer momento da avaliação.

Esta pesquisa será realizada pela fonoaudióloga Elaine Cristina Moreto Paccola e constitui seu trabalho de Mestrado em Ciências da Reabilitação, área de concentração Distúrbios da Comunicação Humana, no Hospital de Reabilitação de Anomalias Craniofaciais (HRAC) da Universidade de São Paulo (USP). As avaliações serão realizadas no Centro de Atendimento aos Distúrbios da Audição, Linguagem e Visão (CEDALVI) do HRAC-USP, situado à rua Benedito Moreira Pinto nº 8-81, em data e horário previamente agendados.

As informações obtidas por meio dos testes aplicados e do questionário serão divulgadas na literatura especializada, porém a sua identidade será mantida em sigilo. Você tem a liberdade de desistir de participar da pesquisa a qualquer momento e isso não acarretará qualquer prejuízo nos seus atendimentos neste Centro. Se houver gastos adicionais, estes serão absorvidos pelo orçamento da pesquisa. Caso você queira apresentar reclamações em relação à sua participação na pesquisa, poderá entrar em contato com o Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos, do HRAC-USP, pelo endereço Rua Silvio Marchioni, 3-20, na Unidade de Ensino e Pesquisa, ou pelo telefone (14) 3235-8421.

Bauru, \_\_\_\_\_.

Nome do sujeito ou responsável: \_\_\_\_\_

Assinatura do sujeito ou responsável: \_\_\_\_\_

Nome do pesquisador responsável: Elaine Cristina Moreto Paccola

Assinatura do pesquisador responsável: \_\_\_\_\_

### Anexo 3 – Modelo do termo de consentimento livre e esclarecido

#### TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Pelo presente instrumento, que atende às exigências legais, o Sr. (a) \_\_\_\_\_, portador da cédula de identidade \_\_\_\_\_, \*responsável pelo paciente \_\_\_\_\_, após leitura minuciosa da **CARTA DE INFORMAÇÃO AO SUJEITO DA PESQUISA**, devidamente explicada pelos profissionais, em seus mínimos detalhes, ciente dos serviços e procedimentos aos quais será submetido, não restando quaisquer dúvidas a respeito do lido e explicado, firma seu **CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO**, concordando em participar da pesquisa: "**Aparelho de amplificação sonora individual por condução óssea e malformações congênitas das orelhas: caracterização e análise do benefício e satisfação**", realizada por: Elaine Cristina Moreto Paccola, nº do Conselho: CRFª 8460, sob orientação do Dr João Cândido Fernandes, nº do Conselho: CREA 5060532624.

Fica claro que o sujeito da pesquisa ou seu representante legal pode, a qualquer momento, retirar seu **CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO** e deixar de participar desta pesquisa, ciente de que todas as informações prestadas são confidenciais e guardadas por força de sigilo profissional (Art. 29º do Código de ética do Fonoaudiólogo).

Por estarem de acordo, assinam o presente termo.

Bauru-SP, \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_.

\_\_\_\_\_  
**Assinatura do Sujeito da Pesquisa**

\_\_\_\_\_  
**Assinatura do Pesquisador Responsável**

\* A SER PREENCHIDO, SE O SUJEITO DA PESQUISA NÃO FOR O PACIENTE.

Nome do Pesquisador Responsável: Elaine Cristina Moreto Paccola

Endereço do Pesquisador Responsável: Rua Marechal Dutra, 75 Apto. 41C

Cidade: Lençóis Paulista

Estado: São Paulo

CEP: 18683-440

Telefone: (14) 3264-6059

E-mail: elainepaccola@ig.com.br

**Endereço Institucional:** Benedito Moreira Pinto nº 8-81

Cidade: Bauru

Estado: São Paulo

CEP: 17011-110

Telefone: (14) 3234-7884

Ramal: 221

## Anexo 4 - Fichas técnicas dos AASI UE 12 PPL/Unitron e Phoenix 213/Siemens

### Ficha técnica do AASI UE 12 PPL/Unitron



# Conventional

## UE12 PPL BTE

Linear

High Power, Push-Pull, Extended Low Frequencies

#### HEARING AID FEATURES

- Powerful push-pull amplifier
- Three controls provide full fitting flexibility:
  - P - Power Control
  - G - Gain
  - T - Low-cut Tone
- Controls continuously adjustable with end stops
- Powerful telecoil
- Adjustable gain control provides moderate to high gain
- Gain independent of Maximum Power Output
- Surface mount technology
- Volume control: numbered 1 (low) to 4 (high)
- M-T-O Switch: 3 positions Microphone – Telecoil – Off
- Unfiltered earhook
- Battery size: 675
- Fitting is supported by NOAH-compatible Unifit™ or Standalone Unifit™

#### OPTIONS

- Direct Audio Input
- CROS/BICROS
- Filtered earhook
- Child-sized earhook



#### ANSI S3.22-1996 TECHNICAL DATA

Frequency Range	100-5800 Hz	
P (Power) Control Setting	-16	0
Peak Gain	75 dB*	77 dB
Peak Output	120 dB	136 dB
Reference Test Gain	54 dB	
HF Average Gain 50 dB in	67 dB*	69 dB
HF Average OSPL <sub>90</sub>	114 dB	131 dB
Typical Battery Life (Zinc Air Premium)	375 h	275 h
Current Drain at RTP	1.6 mA	2.2 mA
Telephone Magnetic Field Simulator		
HFA SPLITS	102 dB	
STS SPLITS	-12 dB	
Equivalent Input Noise at RTP typical 22 dB	< 25 dB	
Total Harmonic Distortion at RTP		
500 Hz	typical 6%	< 10%
800 Hz	typical 2%	< 8%
1600 Hz	typical 3%	< 8%

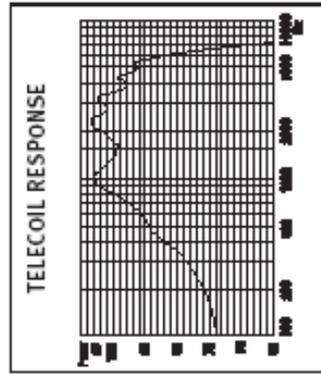
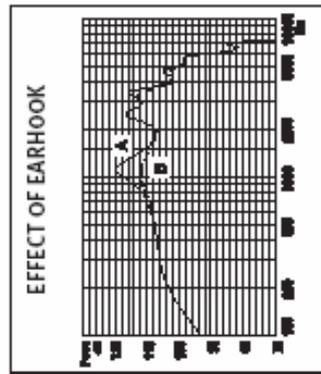
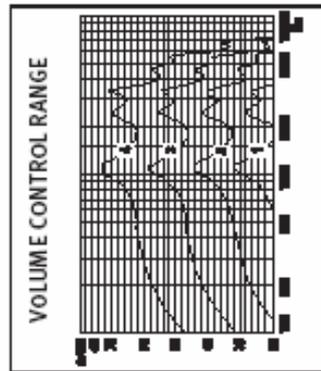
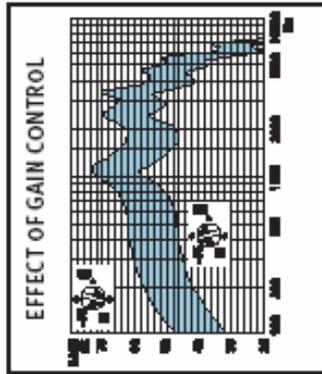
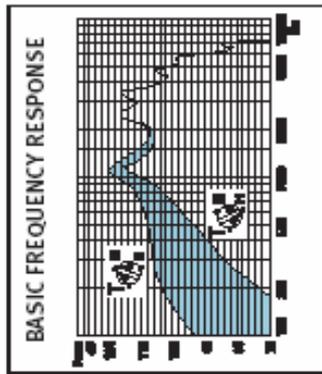
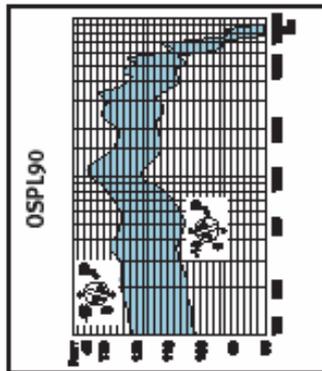
\*At P = -16, reduced input level was used to avoid saturation.

continua

continuação

## Ficha técnica do AASI UE 12 PPL/Unitron

### UE12 PPL BTE ANSI SPECIFICATIONS



#### TEST CONDITIONS

RTP(ANSI): Reference Test Position of the Volume Control: 3  
BATTERY: 675 Zinc Air Premium  
SOURCE: Voltage 1.3 V  
Impedance 3-5 Ohms  
EARHOOK: Unfiltered  
TUBING: Length 25 mm,  
Inside Diameter 1.93 mm  
Refer to: "Summary of Test Conditions and Limits" for more details.

**AID MARKING:** UE12-PPL

#### COMPLIANCE

Our products are designed to meet all of the limits required when tested in accordance with the applicable standard.

#### REFERENCES

ASA: Acoustical Society of America, ANSI S3.2-1996  
FDA: Food and Drug Administration, Part 801

We reserve the right to change specification data without notice as improvements are introduced.

This product is manufactured under the protection of U.S. Patent #4349082 & #5204917.

Caution: Hearing aids and batteries can be harmful if swallowed or improperly used.  
Caution: The sound pressure level of this hearing aid exceeds 132 dB SPL.

continua

continuação

## Ficha técnica do AASI UE 12 PPL/Unitron

# Technical Data

## Bone Conduction

Our Bone Conduction System assists hearing healthcare professionals in fitting individuals with moderate to severe, conductive and mixed hearing losses that are complicated by congenital or accidental blockage of air conduction pathways. The system consists of a modified power or super power aid that is connected to a bone oscillator by a cord that is attached to the headband.

### CONVERTIBLE HEARING AIDS

To provide the output necessary to activate the bone oscillator, a modified power or super power push-pull hearing aid is used.

#### Power Hearing Aids:

UE12-PP, UE12-PPL (Direct Audio Input option available)

#### Super Power Hearing Aids:

US80-PP, US80-PPL (Direct Audio Input standard)

### BONE OSCILLATOR

- fitted with 3-pin receptacle
- 270 ohm bone oscillator is used for power and super power BTE hearing aids

### HEADBAND STYLE

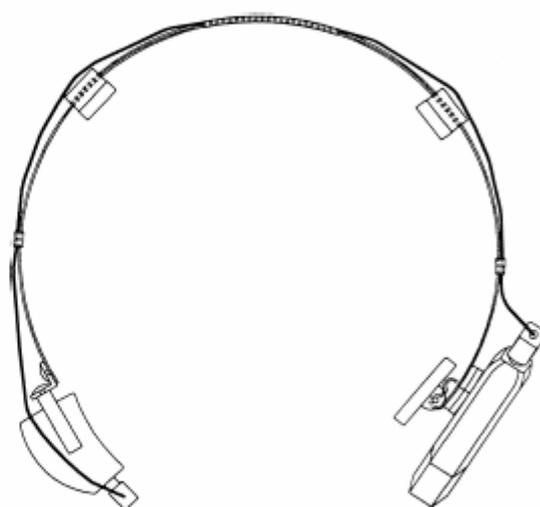
- standard headband 13.5"
- available in gray or brown vinyl covering
- optional adjustable headband (silver)

### ORDERING INFORMATION

When ordering a bone conduction system, please specify:

- hearing aid model
- Direct Audio Input
- headband style

Refer to our price list for pricing information



The system consists of a modified power or super power hearing aid, bone oscillator, cord and headband.

continua

continuação

## Ficha técnica do AASI Phoenix 213/Siemens

### Technical Data PHOENIX 213



Fig. 1:1

#### Short Description

- Mini-BTE suitable for mild to severe hearing loss
- Excellent output performance with low distortion
- Exceptional battery life
- Simple, flexible fitting using three trimmers
- Optional fitting suggestions using CONNEXX™ FirstFit™
- Automatic MNR (Microphone Noise Reduction)

#### Amplifier

Digital amplifier with 3 digital fitting controls

#### Fitting parameters

NL High-cut filter (green)  
 NH Low-cut filter (blue)  
 MPO Maximum output (red)

#### Options

Housing colors: beige, tobacco, gray  
 CROS/BICROS

#### Standard features

- Audio input, compatible with commonly used FM systems
- Snap-on ear hook with stardamper, transparent
- M-T-O selection switch for easy patient adjustment
- Battery compartment door with lock, suitable for pediatric fittings
- Volume control
- Battery type 13
- Acoustic signal for low battery status

#### Accessories

- Eyeglass adapter, transparent
- Small earhook for pediatric fittings
- Cover for volume control
- Audio input boot

#### Order numbers for BTE instruments

71 67 096 beige  
 71 67 104 tobacco  
 71 67 112 gray

### Technical Data PHOENIX 213

	2 ccm coupler		Earsimulator
	ANSI S3.22-1996	IEC 118-7	IEC 118-0
<b>OSPL 90</b>			
At 1.6 kHz	–	124 dB	132 dB
Peak	130 dB	130 dB	137 dB
HF Average OSPL 90	126 dB	–	–
<b>Gain</b>			
At 1.6 kHz	–	54 dB	62 dB
Peak	63 dB	63 dB	70 dB
HF Average	57 dB	–	–
Reference test gain	49 dB	47 dB	54 dB
<b>Frequency Range</b>			
Low frequency limit	150 Hz	180 Hz	230 Hz
High frequency limit	5700 Hz	5600 Hz	5900 Hz
<b>Total Harmonic Distortion</b>			
500 Hz	3 %	3 %	3 %
800 Hz	2 %	2 %	2 %
1600 Hz	1 %	1 %	1 %
<b>Equivalent Input Noise</b>	17 dB	17 dB	17 dB
<b>Induction Coil Sensitivity</b>			
MASL* (1 mA/m) at 1.6 kHz	–	85 dB	92 dB
HFA SPLITS** (left/right)	107/109 dB	–	–
STS*** (left/right)	–2/0 dB	–	–
<b>Battery Current</b>	1.0 mA	0.8 mA	0.8 mA
Battery Life Type 13 AE Cell	280 h	280 h	280 h
<b>Reference test frequency</b>	–	1600 Hz	1600 Hz
<b>IRIL<sup>1)</sup> IEC 118-13 – C2 (Draft)</b>			
800 – 960 MHz (75 V/m)		< 35 dB	
1400 – 2000 MHz (50 V/m)		< 45 dB	

\* MASL – Magneto Acoustical Sensitivity Level  
 \*\* SPLITS – Coupler SPL for an Inductive Telephone Simulator  
 \*\*\* STS – Simulated Telephone Sensitivity

<sup>1)</sup> Input Related Interference Level

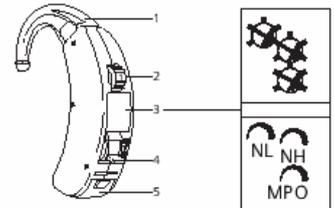


Fig. 1:1

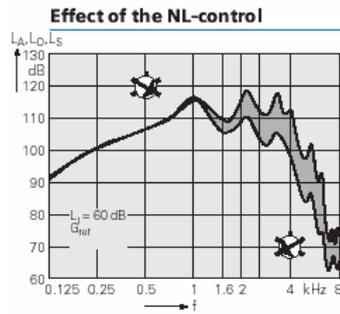
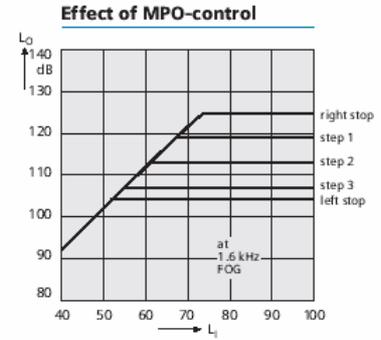
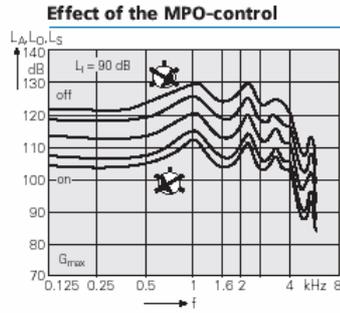
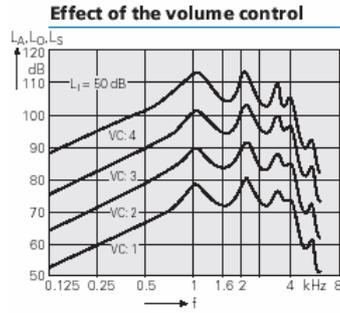
- 1 Microphone opening
- 2 Volume control
- 3 Cover for fitting controls
- 4 Selection of operating mode  
 M = Hearing via microphone  
 T = Induction coil switched on  
 O = Off
- 5 Battery door with battery door lock

continua

continuação

## Ficha técnica do AASI Phoenix 213/Siemens

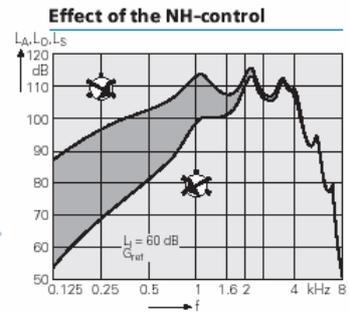
### 2 ccm coupler IEC 118-7 PHOENIX 213



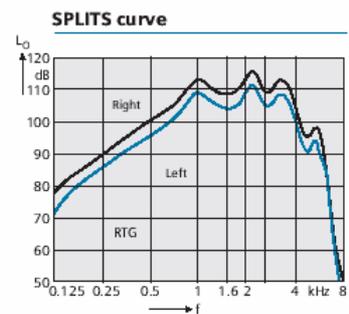
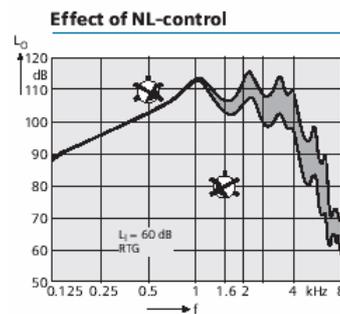
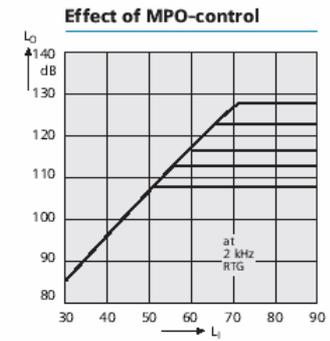
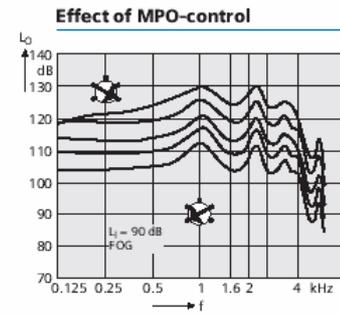
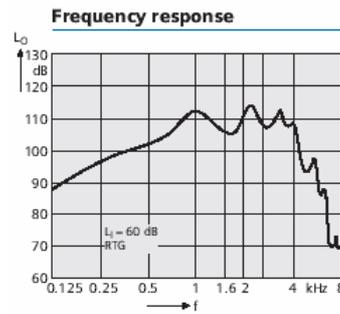
**MPO-control**  
for maximum output level limiting by AGC-O.  
Lowering of threshold by turning to the left.

**NL-control**  
for shaping high frequencies and reduction  
of feedback

**NH-control**  
for frequency response shaping.  
Basic setting: right stop = flat frequency response  
High-pass characteristic: Raise by turning to the left



### ANSI S3.22 – 1996 PHOENIX 213



## **Anexo 5 - Lista de sentenças utilizadas para treinamento do teste de reconhecimento da fala com ruído competitivo**

---

### **Lista 1A**

- 01 – Não posso perder o ônibus.
  - 02 – Vamos tomar um cafezinho.
  - 03 – Preciso ir ao médico.
  - 04 – A porta da frente está aberta.
  - 05 – A comida tinha muito sal.
  - 06 – Cheguei atrasado para a reunião.
  - 07 – Vamos conversar lá na sala.
  - 08 – Depois liga pra mim.
  - 09 – Esqueci de pagar a conta.
  - 10 – Os preços subiram ontem.
  - 11 – O jantar está na mesa.
  - 12 – As crianças estão brincando.
  - 13 – Choveu muito nesse fim-de-semana.
  - 14 – Estou morrendo de saudade.
  - 15 – Olhe ao atravessar a rua.
  - 16 – Preciso pensar com calma.
  - 17 – Guardei o livro na primeira gaveta.
  - 18 – Hoje é meu dia de sorte.
  - 19 – O sol está muito quente.
  - 20 – Sua mãe acabou de sair de carro.
  - 21 – Ela vai viajar nas férias.
  - 22 – Não quero perder o avião.
  - 23 – Eu não conheci sua filha.
  - 24 – Ela precisa esperar na fila.
  - 25 – O banco fechou sua conta.
-

**Anexo 6 - Listas de sentenças utilizadas para pesquisar o Limiar de Reconhecimento de Sentenças no Ruído (LRSR) e a relação Sinal/Ruído (S/R), com e sem AASI**

---

**Lista 1B**

- 01 – O avião está atrasado.
- 02 – O preço da roupa não subiu.
- 03 – O jantar da sua mãe estava bom.
- 04 – Esqueci de ir ao banco.
- 05 – Ganhei um carro azul lindo.
- 06 – Ela não está com muita pressa.
- 07 – Avisei o seu filho agora.
- 08 – Tem que esperar na fila.
- 09 – Elas foram almoçar mais tarde.
- 10 – Não pude chegar na hora.

---

**Lista 2B**

- 01 – Acabei de passar um cafezinho.
  - 02 – A bolsa está dentro do carro.
  - 03 – Hoje não é meu dia de folga.
  - 04 – Encontrei seu irmão na rua.
  - 05 – Eles viajaram de avião.
  - 06 – Seu trabalho estará pronto amanhã.
  - 07 – Ainda não está na hora.
  - 08 – Parece que agora vai chover.
  - 09 – Esqueci de comprar os pães.
  - 10 – Ouvi uma música linda.
-

**Anexo 7 – Modelo de protocolo para anotação dos resultados da pesquisa do Limiar de Reconhecimento de Sentenças no Ruído e da relação Sinal/Ruído**

**PROTOCOLO - LRSR e Relação S/R**

Nome: \_\_\_\_\_ Data: \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_

**LISTA 1B (com AASI)**

**Intensidade Inicial → Fala: \_\_\_\_\_ Ruído: \_\_\_\_\_**

<b>Sentenças</b>	<b>Intensidade</b>	<b>Resposta</b>
1. O avião já está atrasado.		
2. O preço da roupa não subiu.		
3. O jantar de sua mãe estava bom.		
4. Esqueci de ir ao banco.		
5. Ganhei um carro azul lindo.		
6. Ela não está com muita pressa.		
7. Avisei seu filho agora.		
8. Tem que esperar na fila.		
9. Elas foram almoçar mais tarde.		
10. Não pude chegar na hora.		
<b>MÉDIA DE FALA</b>		
<b>RELAÇÃO SINAL/RUÍDO</b>		

**LISTA 2B (sem AASI)**

**Intensidade Inicial → Fala: \_\_\_\_\_ Ruído: \_\_\_\_\_**

<b>Sentenças</b>	<b>Intensidade</b>	<b>Resposta</b>
1. Acabei de passar um cafezinho.		
2. A bolsa está dentro do carro.		
3. Hoje não é meu dia de folga.		
4. Encontrei seu irmão na rua.		
5. Eles viajaram de avião.		
6. Seu trabalho estará pronto amanhã.		
7. Ainda não está na hora.		
8. Parece que agora vai chover.		
9. Esqueci de comprar os pães.		
10. Ouvi uma música linda.		
<b>MÉDIA DE FALA</b>		
<b>RELAÇÃO SINAL/RUÍDO</b>		

## Anexo 8 – Modelo de protocolo para anotação das repostas do Questionário Internacional de Avaliação – Aparelho de Amplificação Sonora Individual (QI – AASI)

### Questionário Internacional de Avaliação de AASI (QI – AASI)

1- Pense no tempo que usou o(s) seu(s) aparelho(s) de amplificação sonora individual(is) nas últimas duas semanas. Durante quantas horas usou o(s) aparelho(s) de amplificação sonora individual(is) num dia normal?

não usou	menos que 1 hora	entre 1 e 4 horas	entre 4 e 8 horas	mais que 8 horas
	por dia	por dia	por dia	por dia
( )	( )	( )	( )	( )

2- Pense em que situações gostaria de ouvir melhor, antes de obter o(s) seu(s) aparelho(s) de amplificação sonora individual(is). Nas últimas duas semanas, como o(s) aparelho(s) de amplificação sonora individual(is) o/a ajudou (ou ajudaram) nessa mesma situação?

não ajudou	ajudou	ajudou	ajudou	ajudou
nada	pouco	moderadamente	bastante	muito
( )	( )	( )	( )	( )

3- Pense novamente na mesma situação em que gostaria de ouvir melhor, antes de obter o(s) seu(s) aparelho(s) de amplificação sonora individual(is). Que grau de dificuldade AINDA encontra nessa situação, usando o(s) aparelho(s) de amplificação sonora individual(is)?

muita	bastante	moderada	pouca	nenhuma
dificuldade	dificuldade	dificuldade	dificuldade	dificuldade
( )	( )	( )	( )	( )

4- Considerando tudo, acha que vale a pena usar o(s) aparelho(s) de amplificação sonora individual(is)?

não vale	vale pouco	vale moderadamente	vale bastante	vale muito
a pena	a pena	a pena	a pena	a pena
( )	( )	( )	( )	( )

5- Pense nas últimas duas semanas, usando o(s) aparelho(s) de amplificação sonora individual(is). Quanto os seus problemas de ouvir o/a afetaram nas suas atividades?

afetaram	afetaram	afetaram	afetaram	não afetaram
muito	bastante	moderadamente	pouco	
( )	( )	( )	( )	( )

6- Pense nas últimas duas semanas, usando o(s) aparelho(s) de amplificação sonora individual(is). Quanto os seus problemas de ouvir afetaram ou aborreceram outras pessoas?

afetaram	afetaram	afetaram	afetaram	não afetaram
muito	bastante	moderadamente	pouco	
( )	( )	( )	( )	( )

7- Considerando tudo, como acha que o(s) aparelho(s) de amplificação sonora individual(is) mudou (ou mudaram) a sua alegria de viver ou gozo na vida?

para pior ou menos	não houve	um pouco mais	bastante alegria	muito mais
alegria de viver	alteração	alegria de viver	de viver	alegria de viver
( )	( )	( )	( )	( )

## Anexo 9 – Modelo de protocolo de coleta de dados

### PROTOCOLO DE AVALIAÇÃO

R.G.: \_\_\_\_\_ DATA: \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_\_  
NOME: \_\_\_\_\_ GÊNERO: ( ) M ( ) F  
D.N.: \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_ IDADE: \_\_\_\_\_ PROCEDÊNCIA: \_\_\_\_\_

**AASI ADAPTADO:** \_\_\_\_\_  
DATA DE ADAPTAÇÃO: \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_ TEMPO DE ADAPTAÇÃO: \_\_\_\_\_  
REGULAGENS: \_\_\_\_\_  
POSICIONAMENTO DO VIBRADOR: ( ) OD ( ) OE ( ) ALTERNADO  
COMENTÁRIOS: \_\_\_\_\_  
\_\_\_\_\_  
\_\_\_\_\_

#### LIMIAR DE RECONHECIMENTO DE SENTENÇAS NO RUÍDO:

	LRSR (dB)	RELAÇÃO S/R (dB)
SEM AASI		
COM AASI		

#### AUDIOMETRIA EM CAMPO LIVRE:

	250Hz	500Hz	1KHz	2KHz	3KHz	4KHz	SDT	
SEM AASI								dB
COM AASI								dB

#### QUESTIONÁRIO (QI AASI):

	Q1	Q2	Q3	Q4	Q5	Q6	Q7
RESPOSTA							

# Livros Grátis

( <http://www.livrosgratis.com.br> )

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)  
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)  
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)  
[Baixar livros de Matemática](#)  
[Baixar livros de Medicina](#)  
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)  
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)  
[Baixar livros de Meteorologia](#)  
[Baixar Monografias e TCC](#)  
[Baixar livros Multidisciplinar](#)  
[Baixar livros de Música](#)  
[Baixar livros de Psicologia](#)  
[Baixar livros de Química](#)  
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)  
[Baixar livros de Serviço Social](#)  
[Baixar livros de Sociologia](#)  
[Baixar livros de Teologia](#)  
[Baixar livros de Trabalho](#)  
[Baixar livros de Turismo](#)