UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE BAURU

MAYCON DUARTE

**Verificação do aparelho de amplificação sonora individual:
comparação de dois protocolos de medidas com microfone sonda**

BAURU
2017

MAYCON DUARTE

**Verificação do aparelho de amplificação sonora individual:
comparação de dois protocolos de medidas com microfone sonda**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Bauru da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre em Ciências no Programa de Fonoaudiologia, na área de concentração Processos e Distúrbios da Comunicação.

Orientador: Profa. Dra. Deborah Viviane Ferrari

Versão corrigida

BAURU
2017

D812v

Duarte, Maycon

Verificação do aparelho de amplificação sonora individual: comparação de dois protocolos de medidas com microfone sonda / Maycon Duarte – Bauru, 2017.

138 p.: 10 il. 31cm.

Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Bauru. Universidade de São Paulo

Orientador: Profa. Dra. Deborah Viviane Ferrari

Nota: A versão original desta dissertação/tese encontra-se disponível no Serviço de Biblioteca e Documentação da Faculdade de Odontologia de Bauru - FOB/USP.

Autorizo, exclusivamente para fins acadêmicos e científicos, a reprodução total ou parcial desta dissertação/tese, por processos fotocopiadores e outros meios eletrônicos.

Assinatura:

Data:

Comitê de Ética da FOB-USP
Protocolo nº: 49804915.3.0000.5417
Data: 04/12/2015

DEDICATÓRIA

Aos meus amados pais, **Neuzo e Maria**, que não mediram esforços para proporcionar o melhor em toda minha formação educacional. Dedico este trabalho a vocês que são a inspiração para eu querer sempre mais. Espero um dia poder retribuir esse amor incondicional.

AGRADECIMENTOS

À **Prof Dra. Deborah Viviane Ferrari**, por me acolher na FOB-USP e fazer desses anos de mestrado de muito aprendizado e crescimento profissional e pessoal. Você é, sem sobra de dúvidas, uma das profissionais mais brilhantes que a Fonoaudiologia tem no Brasil e merece todo o reconhecimento pelo trabalho que realiza. Obrigado por tudo!

À **coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES)** pela concessão da bolsa que auxiliou na realização desse trabalho.

A todos meus familiares que são fonte de inspiração para meu engajamento na profissão, em especial meu tio **Nildo** e minha tia **Dina**, além de meu primo **Eduardo**. Vocês tem grande parcela em todas as coisas boas que tem acontecido em minha vida.

Aos meus amigos de longa data **Eduardo, Vanessa, João, Adriana, Aline, Andre, Rodrigo, Suély, Antonio Neto**, pelo companheirismo durante todas as fases da minha vida. Sem vocês tudo isso seria mais difícil.

Agradeço a “família Ferrari” composta pela **Fabiana, Paula e Patrícia**. Pessoas que me receberam de braços abertos, me ensinaram e contribuíram muito para minha formação. E apesar da cadeia alimentar, despertaram sentimentos de irmãs ou melhores sisters!!!

Aos meus amigos **Pedro, Mariana, Daniela e Marco** que conheci por intermédio da FOB-USP e se tornaram amigos essenciais na minha vida em Bauru. Espero continuar preservando esse carinho por muitos anos.

Às amigas que o mestrado me proporcionou, em especial as colegas de turma **Laura, Marília, Gabriele, Isabela, Patrícia, Aline e Joice**.

As grandes amizades realizadas durante os anos de mestrado em Bauru, impossível citar tantas pessoas especiais que fizeram por muitas vezes o papel da minha família, enquanto eles estavam a milhares de quilômetros de distancia. Levarei cada momento vivenciado na memória e principalmente no meu coração.

“A tarefa não é tanto ver aquilo que ninguém viu, mas pensar o que ninguém ainda pensou sobre aquilo que todo mundo v.”

Arthur Schopenhauer

RESUMO

As medidas com microfone sonda são frequentemente utilizadas para avaliar a saída do Aparelho de Amplificação Sonora Individual (AASI), na orelha do usuário (*Real Ear Aided Response* - REAR) e sua equiparação a valores alvo discretos, prescritos por fórmulas matemáticas empiricamente validadas. Este procedimento é geralmente realizado com estímulos de fala artificiais, sem relação ao cotidiano do paciente. Por outro lado, o mapeamento de fala possibilita a obtenção da REAR com estímulos de fala real, sendo uma forma de análise a comparação da REAR à uma área alvo, representativa da banana da fala amplificada, que recai na área dinâmica de audição do indivíduo. O objetivo deste estudo foi comparar os resultados de uso, percepção da fala, benefício e satisfação em situações diárias, obtidos com o AASI, verificados por meio de dois protocolos: equiparação da REAR ao alvo prescrito pela regra NAL-NL1 (protocolo NAL-NL1) e à banana de fala amplificada personalizada (protocolo BFP). Como objetivos secundários foram comparados os valores de alvo e equiparação da REAR aos alvos prescritos pela NAL-NL1 e BFP. Foram avaliados 60 indivíduos (22 homens e 38 mulheres), com idades entre 56 a 96 anos (média $76,88 \pm 8,1$) com perda auditiva neurosensorial bilateral de graus leve a severo, sem experiência prévia com o uso do AASI. O estudo empregou um desenho cruzado, contrabalanceado e com medidas repetidas. Na primeira etapa, metade dos participantes realizaram a programação e verificação do AASI com o protocolo NAL-NL1 (estímulo ISTS, apresentado nas intensidades de 50, 65 e 80 dB NPS) e metade com o protocolo BFP (estímulo padronizado, em português brasileiro, apresentado em 50, 65 e 80 dB NPS). Após 3 a 4 semanas de uso do AASI, foi realizada a avaliação de resultados de uso do AASI (entrevista e verificação do *datalogging*), benefício e satisfação (inventário IOI-HA) e avaliação da percepção da fala no silêncio e ruído (HINT Brasil). Foi então realizado o cruzamento dos participantes para a programação e verificação do AASI e avaliação de resultados com protocolo oposto. Foi dada oportunidade ao participante para expressar qual o ajuste do AASI de sua preferência (NAL-NL1 versus BFP). O teste t pareado mostrou que os alvos da BFP, conforme critério determinado neste estudo, foram significativamente maiores (4 a 20 dB) do que os prescritos pela NAL-NL1, sobretudo em altas frequências e para níveis fracos (50 dB NPS). Contudo, diferenças pequenas (1 a 3 dB), ainda que significativas, foram observadas entre a

REAR obtida com a BFP e NAL-NL1. Desta forma, as diferenças médias entre REAR e alvo, foram significativamente maiores para a BFP - a média quadrática (inter-oitavas de 500-4000Hz) nas intensidades de 50, 65 e 80 dB NPS, foram, respectivamente iguais a 6,8, 5,56 e 5,1 (NAL-NL1) e 15,5, 13,2 e 11,7 (BFP). Verificou-se, portanto, que 77,3% das orelhas não se equiparam ao alvo da BFP, enquanto que, para a NAL-NL1 esta porcentagem foi de 47,9%. Não houve diferença significativa entre as horas médias de uso do AASI (NAL=7,5; BFP=7,6), média da pontuação total do IOI-HA (NAL=30,5; BFP=30,2) e relação sinal/ruído mensurada no teste HINT Brasil (NAL=5,6; BFP=5,9). Embora muito pequena, a diferença entre as médias do limiar de reconhecimento de fala no silêncio entre NAL-NL1 (54,3dB) e BFP (54,9) foi significativa. A maioria dos participantes não teve preferência entre os protocolos (n=42; 70%). Concluiu-se que, a BFP representa valores alvos muito elevados, não sendo possível sua equiparação, conforme critérios utilizados no presente estudo, para indivíduos sem experiência com o uso do AASI. Este fato limitou a análise do benefício deste protocolo quanto às medidas de desfecho principal, como a percepção da fala, satisfação e benefício em vida diária.

Palavras-chave: Auxiliares de audição. Audição. Perda auditiva. Adulto.

ABSTRACT

Hearing Aid Verification: comparison of two protocols of probe microphone measures

Probe microphone measurements are often used to evaluate real ear aided response (REAR) matching to discrete target values, prescribed by empirically validated mathematical formulas. This procedure is usually performed with artificial speech stimuli, that bears little relationship with the stimuli users find in daily life. On the other hand, speech mapping makes it possible to obtain the REAR with real speech stimuli, being a form of analysis the comparison of REAR to a target area, representative of the amplified speech banana, that falls in the residual dynamic area of hearing. The aim of this study was to compare the results of use, speech perception, benefit and satisfaction in daily life, obtained with hearing aids verified through two different protocols: REAR matching to NAL-NL1 prescribed targets (NAL-NL1 protocol) and to the personalized amplified speech banana (PSB protocol). As secondary goals, the generated target values and REAR matching to targets were compared for NAL-NL1 and PSB protocols. Participated in this study 60 individuals (22 males and 38 females), aged 56-96 years (mean 76.88 ± 8.1). with mild to severe bilateral sensorineural hearing loss with no previous experience with hearing aids. The study used a crossed, counterbalanced and repeated measures design. In the first stage, half of the participants performed the programming and verification of their hearing aids with the NAL-NL1 protocol (ISTS stimulus, presented at 50, 65 and 80 dB SPL) and half with the PSB protocol (standardized stimulus, presented at 50, 65 and 80 dB NPS). After 3 to 4 weeks the daily hours of hearing aid use was observed (interview and verification of datalogging), benefit and satisfaction inventory (IOI-HA) was administered and speech perception assessment, in silence and noise (HINT Brazil), were performed. Participants were then crossed for hearing aid programming and verification as well as obtaintion of outcome measurements with the opposite protocol. The participants were given the opportunity to express the hearing aid adjustment of their choice (NAL-NL1 versus PSB). The paired t-test showed that PSB targets, according to the criteria determined in this study, were significantly higher (4 to 20 dB) than those prescribed by NAL-NL1, especially at high frequencies and at low levels (50 dB SPL). However, small differences (1 to 3 dB), although significant, were observed between REAR obtained with PSB and NAL-NL1. Thus,

mean differences between REAR and target were significantly higher for PSB - root mean square of errors (500-4000Hz inter-octaves) at the intensities of 50, 65 and 80 dB SPL were respectively 6.8, 5.56 and 5.1 (NAL-NL1) and 15.5, 13.2 and 11.7 (PSB). It was verified, that 77.3% of the ears did not match the BFP target, whereas for NAL-NL1 this percentage was 47.9%. There was no significant difference between mean hourly use (7.5 ± 3.1 NAL; 7.6 ± 3.2 BFP), mean IOI-HA total scores (30.5 ± 2.9 NAL, 30.2 ± 3.1 BFP) and signal-to-noise ratio measured in the HINT Brazil (5,6 NAL; 5,9 BFP). Although very small, the difference between the means of speech recognition threshold in silence between NAL-NL1 (54,3) and BFP (54,9) was significant. The majority of participants did not show a preference for one protocol over another. It was concluded that the PSB target values are very high, making difficult its matching, according to the criteria used in the present study, for individuals with no hearing aid experience. This fact limited the analysis of the benefit of this protocol for the main outcome measures, such as speech perception, satisfaction and benefit in daily life.

Keys words: Hearing aids. Hearing. Hearing loss. Adult.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

- FIGURAS

Figura 1 - Banana de fala personalizada gerada para uma perda auditiva neurossensorial - tela <i>Free Style</i> do equipamento <i>Aurical Free fit (GN Otometrics)</i>	65
Figura 2 - REAG para diferentes graus de perda auditiva e configuração audiométrica no protocolo NAL-NL1 e mapeamento de fala	66
Figura 3 - Exemplo do critério estabelecido para determinação dos alvos da banana da fala amplificada	89
Figura 4 - Fluxo da realização dos procedimentos no estudo	92

- GRÁFICOS

Gráfico 1 - Médias quadráticas (RMS) das diferenças entre o alvo e REAR, nas frequências de 500 a 4000 Hz, obtidas para os protocolos NAL-NL1 e mapeamento de fala (n=120)	103
Gráfico 2 - Número de orelhas equiparadas ao alvo gerado pela regra NAL-NL1 e banana da fala amplificada personalizada (BFP), nas inter-oitavas de 250 a 4000 Hz e na média quadrática (RMS), para as intensidades de 50, 65 e 80 dB NPS.....	104
Gráfico 3 - Limiares de reconhecimento de sentenças silêncio e relação sinal/ruído obtidos com o AASI ajustado via protocolo NAL-NL1 e banana da fala amplificada personalizada (BFP) (n=60). A caixa mostra a média ± 2 DP e os bigodes mostram os valores extremos.....	105

- QUADROS

Gráfico 1 - Desenvolvimento das regras NAL ao longo dos anos.....	45
Gráfico 2 - Preparação e considerações sobre as medidas com microfone sonda.....	54
Gráfico 3 - Principais medidas utilizadas na prática clínica	56

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Dados demográficos, audiométricos e dos AASIs dos participantes (n=60)	83
Tabela 2 - Comparação dos valores médios dos alvos gerados pela regra NAL-NL1 e BFP nas inter-oitavas de frequência entre 250 e 4000 Hz, para diferentes intensidades (n=120)	97
Tabela 3 - Comparação dos valores médios da inclinação (<i>slope</i>) dos alvos gerados pela regra NAL-NL1 e pela banana da fala personalizada e da REAR obtida em cada medição, para as diferentes intensidades (n=120)	98
Tabela 4 - Comparação dos valores da REAR obtidas quando empregada a verificação por meio da regra NAL-NL1 e banana da fala personalizada (n=120)	99
Tabela 5 - Diferenças entre alvo e REAR (média $\pm$ desvio padrão, extensão) para os protocolos NAL-NL1 e banana da fala amplificada	100

LISTA DE ABREVIATURA E SIGLAS

AASI	Aparelho de Amplificação Sonora Individual
BFP	Banana da Fala Personalizada
CAE	Conduto Auditivo Externo
COSI	<i>Client Oriented Scale of improvement</i>
DSL	<i>Desired Sensation Level</i>
FOB	Faculdade de Odontologia de Bauru
GHABP	<i>Glasgow Perfil Hearing Benefit</i>
HINT	<i>Hearing in Noise Test</i>
ICRA	<i>International Collegium of Rehabilitative Audiology</i>
ILTASS	<i>International Long Term Average Speech Spectrum</i>
IOI-HÁ	International Outcome Inventory for Hearing Aids
ISTS	<i>International Speech Test Signal</i>
KEMAR	<i>Knowles Electronic Manikin for Acoustic Research</i>
LTAS	<i>International Long Term Average Speech Spectrum</i>
LRF	Limiar de Reconhecimento de fala
LRSS	Limiar de Reconhecimento de Sentenças no Silêncio
MMS	Medidas com Microfone Sónsa
MPO	Saída Máxima
REAR	<i>Real Ear Aided Response</i>
RECD	<i>Real Ear to Coupler Difference</i>
REDD	<i>Real Ear to Dial Difference</i>
REIG	Ganho de Inserção
REOR	Resposta de oclusão da orelha externa
RESR	Resposta de saturação da orelha externa
REUR	Resposta de ressonância da orelha externa
SADL	<i>Satisfaction With Amplification In Daily Life</i>
SII	<i>Speech Intelligibility Index</i>
SUS	Sistema Único de Saúde
UCL	Limiar de Desconforto
USP	Universidade de São Paulo

LISTA DE SÍMBOLOS

dB	Decibel
Hz	Hertz
NA	Nível de audição
NPS	Nível de pressão Sonora

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	35
2	REVISÃO DE LITERATURA	41
2.1	PRESCRIÇÃO DAS CARACTERÍSTICAS ELETROACÚSTICAS DO APARELHO DE AMPLIFICAÇÃO SONORA INDIVIDUAL	43
2.1.1	Método prescritivo <i>Nacional Acoustic Laboratories – Non Linear 1 (NL1) e Non Linear 2 (NL2)</i>	45
2.2	VERIFICAÇÃO DO DESEMPENHO ELETROACÚSTICO DO APARELHO DE AMPLIFICAÇÃO SONORA INDIVIDUAL: MEDIDAS COM MICROFONE Sonda	53
2.2.1	Medidas com microfone sonda: principais características e mensurações	55
2.2.2	Mapeamento de fala	62
2.3	AVALIAÇÃO DOS RESULTADOS DO APARELHO DE AMPLIFICAÇÃO SONORA INDIVIDUAL	68
2.3.1	Avaliação da percepção da fala no ruído - Hearing in Noise Test	68
3.2.2	Questionário Internacional - Aparelhos de Amplificação Sonora Individuais (<i>International Outcome Inventory for Hearing Aids</i>)	72
3	PROPOSIÇÃO	77
3.1	OBJETIVO PRIMÁRIO	79
3.2	OBJETIVO SECUNDÁRIO	79
4	MATERIAL E MÉTODOS	81
4.1	PARTICIPANTES	83
4.2	PROCEDIMENTOS	84
4.2.1	Verificação do desempenho eletroacústico do AASI	85
4.2.1.1	Verificação baseada na regra NAL-NL1 (Protocolo NAL-NL1)	86
4.2.1.2	Verificação baseada na banana da fala personalizada (Protocolo BFP)	87
4.2.2	Aconselhamento informativo	89
4.2.3	Entrevista e análise do <i>datalogging</i>	90
4.2.4	Avaliação da percepção da fala	91
4.3	FORMA DE ANÁLISE DOS RESULTADOS	92

SUMÁRIO
(continuação)

5	RESULTADOS	95
5.1	ANÁLISE DA EQUIPARAÇÃO DA RESPOSTA COM AMPLIFICAÇÃO ENTRE O PROTOCOLO NAL-NL1 E BANANA DA FALA PERSONALIZADA	97
6	DISCUSSÃO	107
6.1	ANÁLISE DA EQUIPARAÇÃO DA RESPOSTA COM AMPLIFICAÇÃO ENTRE O PROTOCOLO NAL-NL1 E BANANA DA FALA PERSONALIZADA	109
6.2	MEDIDAS DE DESFECHO OBTIDAS COM A UTILIZAÇÃO DO PROTOCOLO NAL-NL1 E BANANA DA FALA PERSONALIZADA	116
7	CONCLUSÕES	117
	REFERÊNCIAS	121
	ANEXOS	133

1 Introdução

1 INTRODUÇÃO

Uma etapa determinante do processo de adaptação do Aparelho de Amplificação Sonora Individual (AASI) é a verificação do desempenho eletroacústico deste dispositivo em ouvido real. Por se tratar de um procedimento objetivo, rápido e confiável, as medidas com microfone sonda (MMS) são apontadas como método preferencial para verificação do AASI, tanto nas diretrizes de sociedades científicas como pelo Sistema Único de Saúde (SUS).

As MMS são geralmente utilizadas para ajustar os parâmetros eletroacústicos do AASI de modo que as mensurações, na orelha do usuário, do ganho (Real Ear Insertion Gain - REIG) ou a saída (Real Ear Aided Response - REAR) deste dispositivo, se equiparem a valores alvo prescritos por fórmulas matemáticas empiricamente validadas.

A grande maioria dos protocolos de verificação do AASI com MMS são realizados utilizando sinais artificiais, como os tons puros, ruídos de banda estreita ou ampla ou ruídos com espectro de fala (MOORE, 2006). Dentre estes últimos, o *International Speech Test Signal* (ISTS) (HOLUBE et al., 2010), ruído ininteligível, criado a partir da fala de falantes femininas de seis línguas diferentes, incorpora diferentes propriedades da fala, como o espectro médio, o espectro de modulação, variação da frequência fundamental e harmônicos e a co-modulação. Segundo Keidser et al. (2011), o ISTS é considerado o estímulo mais propício para padronização das mensurações nos AASIs, visto que é o sinal que mais se aproxima do espectro de fala longo termo internacional (*International Long Term Average Speech Spectrum* - ILTASS).

Entretanto, embora o ISTS busque se aproximar ao máximo do espectro de fala, ele não é considerado como um sinal de “fala real”. O uso de sinais de fala real fornece uma visão do funcionamento de características do AASI como a compressão, expansão, redução digital do ruído e sistemas adaptativos de cancelamento da microfonia. Em muitos casos este tipo de análise mais ampla vai alterar o tipo de ajuste realizado no AASI durante o processo de verificação (MUELLER; WEBER; HORNSBY, 2006).

Além disto, do ponto de vista do paciente, os sinais de fala real guardam maior proximidade com as situações vivenciadas diariamente (MOORE, 2006), possibilitando maior compreensão da significância das avaliações (CUNNINGHAM et

al., 2002) e interação do indivíduo com o processo (ROSS; SMITH, 2006), além de facilitar o aconselhamento (JARDIM, 2009).

Com objetivo de suprir as limitações apresentadas pelos sinais de ruídos de fala filtrada, os equipamentos passaram a permitir o uso de sinais de fala real para a medida do desempenho eletroacústico do AASI na orelha do usuário. O estímulo de fala pode ser apresentado “ao vivo” (por exemplo, a fala do próprio paciente, de seu acompanhante ou do avaliador) ou arquivos de fala armazenados no equipamento (BECK; DUFY, 2007).

Por utilizar sinais de fala real, apresentados em diferentes intensidades, o procedimento passou a ser chamado de “mapeamento de fala” (speech mapping), “mapeamento de fala visível” (visible speech mapping) ou “fala visível” (visible speech). A respeito desta nomenclatura, Mueller, Ricketts e Bentler (2017) destacam que, independentemente, da utilização de um sinal de fala real, o que se está medindo continua sendo a resposta com a amplificação na orelha externa (REAR).

Ressalta-se, ainda, que termo “mapeamento de fala” vem sendo empregado, na literatura e na prática clínica, para descrever procedimentos que diferem na forma de análise de resultados. Um destes procedimentos, mais utilizado atualmente, emprega um estímulo de fala real, padronizado e calibrado, para a medida da REAR. Esta REAR será então comparada aos alvos prescritos por métodos validados, para fins de ajuste do AASI (MUELLER; RICKETTS, BENTLER, 2017).

Entretanto, aproximadamente, 30% dos profissionais vem utilizando clinicamente uma outra forma de análise da adequação da amplificação sonora fornecida no conduto auditivo, a partir da comparação da REAR com a área dinâmica de audição (MUELLER; PICOU, 2010), tendo como meta o fornecimento de audibilidade. Desta forma, a REAR, mensuradas para estímulos apresentados em diferentes intensidades (ex: 50, 60, 80 dB NPS), deve recair acima dos limiares de audição e abaixo dos limiares de desconforto.

Em alguns equipamentos, a representação do espectro da fala longo termo (LTASS) é utilizado como “área alvo” a ser equiparada. Deste modo, o alvo para o mapeamento de fala deixa de ser um valor único em oitavas ou meia-oitavas de frequência, conforme sugerido pelas regras prescritivas tradicionais (CITRON, 2008).

Até o momento, poucos estudos foram realizados para avaliar esta estratégia de análise, baseada na comparação da REAR à área dinâmica de audição, como medida de verificação do AASI. Cunningham et al. (2002) investigou a quantidade de retornos dos pacientes após a programação do AASI ser realizada com e sem o mapeamento de fala. Foi encontrado que a utilização do mapeamento de fala proporcionou a diminuição do tempo e, por consequência, dos custos de tratamento.

Jardim (2009) elaborou um protocolo de verificação de AASI utilizando o mapeamento de fala e analisou a satisfação dos usuários. Foi encontrada correlação moderada entre o ganho de inserção e o mapeamento de fala. Além disso, verificaram que existe correlação entre o uso do mapeamento de fala e a satisfação do usuário.

Por outro lado, Mueller, Ricketts e Bentler (2017), apontam limitações nesta abordagem, como, por exemplo, determinar qual percentual da área dinâmica da fala deve estar inserida (audível) na área dinâmica de audição do usuário. Além disto, não é apresentada uma forma para resolver as questões das perdas auditivas mais severas em alta frequência, onde o fornecimento da amplificação acima do limiar de audição pode não ser possível ou desejável.

Pelo exposto, existem lacunas de conhecimento a respeito do mapeamento de fala, baseado na comparação da REAR com a área dinâmica de audição do usuário, em contraposição à abordagem tradicional, baseada no uso de sinais de fala filtrados e comparação da REAR com alvos determinados por métodos prescritivos validados. A presente pesquisa busca contribuir com este aspecto.

2 Revisão de Literatura

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 PRESCRIÇÃO DAS CARACTERÍSTICAS ELETROACÚSTICAS DO APARELHO DE AMPLIFICAÇÃO SONORA INDIVIDUAL

No Brasil, estima-se que 14 milhões de pessoas apresentam deficiência auditiva incapacitante, sendo 56% destes adultos e idosos (BÉRIA et al., 2007). Dentre as opções de tratamento para a deficiência auditiva neurosensorial destaca-se o AASI, considerado um instrumento efetivo para estimular a audição residual, possibilitando reais benefícios aos usuários.

O processo de adaptação do AASI a um indivíduo envolve diferentes etapas. A etapa de seleção, como o nome implica, consiste em selecionar um dispositivo cujas características físicas e eletroacústicas atendam às necessidades auditivas e não auditivas de um dado paciente (AMERICAN ACADEMY OF AUDIOLOGY, 2006).

A seleção das características eletroacústicas do AASI é frequentemente realizada por meio de aplicações matemáticas complexas, conhecidas como métodos ou regras prescritivas (SOLEIMANI et al., 2015). Segundo Byrne et al. (2001) os métodos prescritivos estimam a quantidade de ganho e saída máxima do AASI (“alvos”), por frequência, necessárias para estabelecer a audibilidade dos sons, comprometida pela perda de audição, a sensação de intensidade e, especialmente, audibilidade para a fala. A ênfase dos cálculos varia de acordo com as diretrizes do método prescritivo utilizado e a população específica para a qual foi designado.

Os resultados da aplicação dos métodos prescritivos podem ser utilizados para selecionar, ajustar ou verificar o desempenho eletroacústico do AASI, tanto no acoplador de 2 cc como na orelha do usuário. Estes métodos podem ser caracterizados em função de diferentes dimensões, incluindo o tipo de processamento do sinal para os quais são destinados (linear ou não linear), o tipo de informação audiológica necessária para sua utilização (por exemplo: limiares audiométricos, medidas supra-liminares, etc) e a lógica subjacente aos mesmos (normalização ou equalização da *loudness*) (PALMER; LINDLEY, 2002).

Atualmente, tais cálculos são realizados pelos softwares de programação do AASI, sendo geralmente baseados nos limiares audiométricos, derivando o ajuste inicial do dispositivo (SMEDS et al., 2015).

Os métodos prescritivos também podem ser denominados genéricos ou proprietários. Os métodos genéricos são baseados em uma teoria explícita e, muitas vezes, oferecem evidência científicas. Tais regras são destinadas para uso com qualquer tipo ou marca de AASI (SEEWALD et al., 2008; SMEDS et al., 2015). Os métodos do *National Acoustic Laboratories* como a NAL-NL1 (DILLON, 1999), NAL-NL2 (KEIDSER et al., 2011) assim como os desenvolvidos pela Universidade de Ontário (*Desired Sensation Level* v5) (SCOLLIE et al., 2005), dentre outros, são métodos genéricos.

Os métodos proprietários são específicos de cada fabricante de AASI desenvolvidos para programar seus próprios dispositivos (SEEWALD et al., 2008). O método proprietário pode ser uma modificação de um método prescritivo validado (MUELLER, 2005) ou outro algoritmo desenvolvido com uma filosofia de adaptação específica (POWERS et al., 2014). Esta filosofia pode ser disponibilizada por meio de publicações, contudo, as informações pormenorizadas a respeito dos alvos de amplificação, variações deste de acordo com as configurações do audiograma e comparações com as regras genéricas ou de outros fabricantes, nem sempre são fornecidas (KEIDSER; BREW; PECK, 2003).

Os métodos proprietários podem incluir considerações específicas para um dado dispositivo em sua formulação (SMEDS et al., 2015). Powers et al. (2014) relatam que o tempo de recuperação, número e interação de canais da compressão de um dispositivo alteram a saída máxima do AASI. Outros fatores de correção como o efeito da posição do microfone e a somação binaural também variam de acordo com o tipo de dispositivo e o processamento do sinal. Deste modo é mais fácil para o fabricante levar tais variáveis em consideração por meio do uso de uma regra prescritiva proprietária.

Muller (2005) realizou uma revisão sistemática sobre os métodos prescritivos utilizados na programação de AASI para usuários adultos. O autor investigou o ganho acústico preferido pelos pacientes, tendo os alvos da regra do *National Acoustic Laboratories* em suas versões revisada (NAL-R) (BYRNE; DILLON, 1986), revisada para perda severa profunda (NAL-RP) (BYRNE; PARKINSON; NEWELL, 1990) e não linear (NAL-NL1) (DILLON, 1999), como

referência, por serem estes mais utilizados nos estudos com adultos. Dos 11 estudos que obedeceram aos critérios de inclusão, oito sustentaram ganho semelhante ao prescrito pela NAL - os resultados mostraram que a preferência dos pacientes recaiu sobre os valores de ganho similares ou até -3 dB menores do que os prescritos pela regra NAL. Com base nisso, o autor recomendou que a prescrição e ajuste dos AASIs, para sons de entrada de média intensidade, em indivíduos com perda leve a moderadamente severa, sejam baseadas no método NAL.

2.1.1 Método prescritivo *Nacional Acoustic Laboratories – Non Linear 1 (NL1) e Non Linear 2 (NL2)*

Nesta parte do capítulo serão descritas as características dos métodos desenvolvidos pelo *National Acoustic Laboratories*, na Austrália, em particular as regras NAL-NL1 (DILLON, 1999) e NAL-NL2 (KEIDSER et al., 2011), pelo fato de serem os mais estudados com adultos e também por ser utilizado na metodologia do presente estudo.

A primeira versão da fórmula NAL foi publicada em 1976 e, desde então, vem sofrendo modificações e aperfeiçoamentos (Quadro 1).

Fórmula (autor, ano)	Características principais
<i>National Acoustic Laboratories – NAL</i> (BYRNE; TONNISON, 1976)	<ul style="list-style-type: none"> - Prescrição para AASI linear - Filosofia: maximizar a inteligibilidade de fala em um nível preferido pelo usuário. A inteligibilidade será maior quando todas as bandas de frequência da fala são percebidas pelo usuário como tendo a mesma <i>loudness</i> (equalização da <i>loudness</i>). - Indicado para perdas auditivas leves, moderadas e moderadamente severas. - Utilizada em perdas auditivas condutivas com incremento de ¼ do gap aéreo-ósseo.
<i>National Acoustic Laboratories – Revised (NAL-R)</i> (BYRNE; DILLON, 1986)	<ul style="list-style-type: none"> - Prescrição para AASI linear, para graus de perda auditiva leve a moderadamente severo, incluído perdas auditivas neurosensoriais e condutivas. - Modificação da fórmula NAL original. Fornece mais ganho comparado do que esta fórmula, da ordem de 10, 3,4 e 3 dB respectivamente nas frequências de 500, 3k e 4 kHz. - Muitos audiologistas acreditam ser indicada para perdas auditivas em rampa, uma vez que fornece menor ganho para as altas frequências quando comparado a BERGER ou POGO (DILLON, 2001)

<p><i>National Acoustic Laboratories – Revised Profound</i> (NAL-RP)</p> <p>(BYRNE; PARKINSON; NEWELL, 1990)</p>	<ul style="list-style-type: none"> - Prescrição para AASI linear. - Idêntica a NAL-R, porém com considerações específicas para perdas auditivas severas e profundas, como: - Para fornecer maior inteligibilidade de fala a principal implicação aqui é: amplificar menos nas frequências onde há perdas auditivas severas a profunda, e estimular mais as frequências de melhor audição (DILLON, 2001). - Fornece maior ganho geral e maior ênfase na frequência baixa
<p>NAL-Non Linear 1 (NAL-NL1)</p> <p>(DILLON, 1999)</p>	<ul style="list-style-type: none"> - Prescrição para AASI não linear. - Filosofia baseada na equalização da loudness. - O ganho prescrito depende do nível do sinal de entrada, da frequência e da perda auditiva. - Para sinais de entrada de 65-70 dB NPS a resposta de frequência prescrita será similar à prescrita pela regra NAL-RP (DILLON, 2001).
<p>NAL-Non Linear 2 (NAL-NL2)</p> <p>(KEIDSER et al., 2011)</p>	<ul style="list-style-type: none"> - Em comparação com a NAL-NL1 esta regra prescreve uma resposta de frequência diferente para indivíduos com perda auditiva leve a moderada. - Leva em consideração o perfil do usuário (gênero, escuta binaural, experiência com o uso do AASI, idioma e idade.), linguagem e velocidade do sistema de compressão (KEIDSER et al., 2011). - Gênero: Mulheres preferem em média 2 dB a menos de ganho que os homens. - Audição binaural: prescrição de mais ganho para as adaptações monoaurais que para as binaurais. - Nível de experiência e grau da perda: Com o aumento da severidade da perda, os novos usuários preferem níveis menores de ganho que os usuários experientes. - Idioma: Para os idiomas tonais, haverá maior ganho nas baixas frequências. Pois isto melhora a efetivamente a transmissão de informação na frequência fundamental, que é importante para o reconhecimento de fala nestes idiomas. - Idade: A população mais jovem prefere maior ganho que os adultos. - Perdas de grau severo-profundo: compressão inferior em relação a NAL-NL1. - Assim como NAL-NL1, a regra NAL-NL2 também prescreve uma razão de compressão relativamente alta para crianças com perda auditiva leve ou moderada.

Quadro 1 – Desenvolvimento das regras NAL ao longo dos anos

Para o desenvolvimento das regras NAL assumiu-se um sinal de entrada representado por níveis de $\frac{1}{3}$ de oitava da média longo termo do espectro de fala internacional - ILTASS - publicado por Byrne et al. (1994).

As fórmulas NAL se baseiam na equalização da *loudness*. Por meio desta filosofia, as oitavas de frequência devem ser amplificadas de forma a tornarem-se igualmente audíveis. Se todas as frequências forem amplificadas igualmente, de forma linear, as vogais serão mais audíveis do que as consoantes fricativas e,

consequentemente, a inteligibilidade de fala estará prejudicada. Sendo assim, ao invés de tentar preservar uma relação normal da sensação de intensidade na amplificação das frequências da fala (“normalização da *loudness*”), menor amplificação será fornecida para as frequências baixas, em comparação com as altas frequências. A equalização da *loudness* mantém um compromisso razoável entre restaurar a audibilidade e manter o conforto para sinais de fala (BYRNE et al., 2001, TAYLOR; MUELLER, 2011).

O objetivo da regra NAL-NL1 é fornecer um ganho por frequência que maximize a inteligibilidade de fala, ao mesmo tempo em que mantém a sensação de intensidade total em um nível que não seja maior do que aquele que seria percebido por uma pessoa com audição normal. Este princípio inclui a ideia de normalizar a *loudness*, entretanto isto é aplicado para a *loudness* total e não a *loudness* em cada banda de frequência (DILLON, 1999).

Segundo Byrne et al. (2001) o método NAL-NL1 leva em conta a intensidade e frequência do sinal de entrada, o grau da perda auditiva e a idade do paciente. O procedimento foi derivado de cálculos que combinam um modelo de *loudness* com uma modificação do Índice de Inteligibilidade de fala (*Speech Intelligibility Index* – SII).

O modelo de *loudness* total para fala de Moore e Glasberg (1997) foi utilizado. De forma resumida, este modelo transforma os níveis de pressão sonora em campo livre em uma entrada na cóclea por meio de um filtro que modela os efeitos da cabeça, orelha externa e orelha média. Este sinal é dividido em bandas paralelas, cada qual com uma largura de banda dos filtros auditivos cocleares. O modelo calcula a excitação total em cada posição na cóclea e transforma esta excitação total em contribuições de *loudness* para aquela banda em particular - nestes estágios são considerados também os efeitos da perda de células ciliadas externas e internas. É feita a somatória da contribuição específica da *loudness* de cada posição da cóclea para gerar a *loudness* total (BYRNE et al, 1999).

O SII considera a distorção presente, quando a intensidade de fala ultrapassa 73 dB NPS (Nível de Pressão Sonora), por meio da redução proporcional da intensidade - este valor de redução foi considerado insuficiente para os sons de entrada fortes que os pacientes rotineiramente estão expostos com o uso do AASI. Por esta razão, o método incorpora uma redução adicional no ganho do AASI para as perdas auditivas mais severas - denominado “dessensibilização para perda

auditiva”. Isto é de suma importância, uma vez que o aumento no grau da perda auditiva provoca diminuição na capacidade de discriminação auditiva do usuário (BYRNE et al., 2001). Além disto, o método do SII considera que o SII será perfeito em um nível de sensação de 30 dB. Para a derivação da NAL-NL1 este nível de sensação foi de 40 dB (BYRNE et al, 1999).

O procedimento de derivação da NAL-NL1 envolveu o cálculo da prescrição para vários níveis de entrada em 52 audiogramas representativos das variações em severidade e configurações de perdas auditivas mais comuns. Para cada nível de entrada o programa calculava o nível normal de *loudness* para a fala, considerando o ILTASS. Para cada combinação de entrada/audiograma, o programa manipulou os ganhos em cada $\frac{1}{3}$ de oitava de banda até que o SII foi maximizado e a *loudness* total foi considerada normal ou mais baixa - se este último nível proporcionasse um SII mais alto. Este procedimento foi bastante complexo e envolveu restrições, como desconsiderar qualquer frequência que não contribuísse com o SII (BYRNE et al., 2001).

O método NAL-NL1 também prescreve a razão de compressão para as frequências padrão. No tocante ao limiar de compressão a lógica padrão subjacente é que todos os canais de compressão devem comprimir o sinal de fala quando o seu nível total for igual a 52 dB NPS. Entretanto, o profissional pode modificar este valor ou, ainda, modificar o limiar de compressão para canais individuais. As frequências delimitadoras dos canais (*crossover*) são determinadas a partir da configuração do audiograma. Finalmente, a prescrição da saída máxima é realizada para cada banda - esta prescrição leva em conta a soma da *loudness* para os diferentes canais utilizados (DILLON, 1999).

Para níveis de entrada de 65 ou 70 dB NPS a prescrição dada pela regra NAL-NL1 é similar à fornecida pela NAL-RP. O ganho prescrito para níveis de entrada fracos é maior do que o prescrito para níveis de entrada fortes. A quantidade de compressão prescrita varia com a frequência e com a perda auditiva, sendo maior nas altas frequências e perdas auditivas maiores. Nas frequências onde não existe perda auditiva suficiente para necessitar de amplificação, a razão de compressão geralmente varia de 1.3 a 2.3:1 (BYRNE et al., 2001).

Dillon et al. (1998) comparou alvos de ganho entre diversos métodos prescritivos, incluindo os métodos NAL-NL1 e *Desired Sensation Level* (DSL i/o), para uma perda auditiva de 65 dB NA com cinco configurações de curvas

audiométricas: horizontal, ascendente, descendente com perda profunda nas altas frequências e descendente em rampa. O resultado evidenciou que o método NAL-NL1 prescreve menos ganho que o método DSL i/o v4.1 para todas as frequências, principalmente nas frequências altas.

O ganho de inserção prescrito pela NAL-NL1 foi comparado ao prescrito pelos métodos IHAFF, FIG6 e DSL[i/o] para quatro configurações de perda auditiva - plana, ascendente, descendente e rampa. Verificou-se que todos os procedimentos prescreveram curvas de ganho diferentes - entretanto houve boa concordância entre os procedimentos na região de frequência média. Quando houve perda auditiva em frequências baixas, a regra NAL-NL1 prescreveu menos ganho nesta região do que os demais procedimentos. Quando a perda auditiva em alta frequência era severa, a NAL-NL1 também prescreveu menos ganho do que os demais procedimentos. Na maioria das vezes, a regra NAL-NL1 prescreveu uma razão de compressão menor do que a prescrita pelos demais procedimentos (BYRNE et al, 1999).

O método NAL-NL1 foi o primeiro procedimento do *National Acoustic Laboratories* que prescreveu ganhos para dispositivos não-lineares. A validade dos alvos da regra NAL-NL1 foi monitorada ao longo do tempo e os princípios utilizados para sua derivação foram avaliados em maior detalhe. Maiores informações sobre a adequação da regra para adultos e crianças e maior conhecimento sobre a predição da inteligibilidade de fala foram obtidos. Outros fatores como a aclimatização em novos usuários de AASI e as preferências das características de compressão por indivíduos com perda auditiva severa e profunda foram investigadas. Estes dados foram utilizados para otimizar o procedimento e refinar a regra prescritiva, levando a uma fórmula revisada denominada NAL-NL2 (KEIDSER et al., 2011).

A derivação teórica da NAL-NL2 diferiu da NAL-NL1 em dois aspectos. Primeiramente, o SII foi atualizado. O fator de “audibilidade efetiva” foi incluído, levando em consideração que, conforme a perda auditiva aumenta, menos informação é extraída do sinal de fala, mesmo quando este sinal está audível. A atualização para derivar a NAL-NL2 foi baseada em um maior número de dados coletados de adultos considerando a fala no silêncio e no ruído. Em segundo lugar, foram aplicadas restrições para o ganho selecionado de forma a não introduzir compressão para a fala apresentada em níveis abaixo de 50 dB NPS e não prescrever amplificação para frequências abaixo de 50 Hz e acima de 16 kHz. Isto faz com que a NAL-NL2 prescreva uma resposta de frequência com inclinação

distinta da NAL-NL1 - de modo geral, a NAL-NL2 prescreve maior ganho em frequências baixas e altas e menor ganho em frequências médias. Também foi realizada uma versão específica da fórmula para ser utilizada com línguas tonais (KEIDSER et al., 2011).

A NAL-NL2 foi desenvolvida com dados empíricos coletados em estudos com 189 adultos utilizando NAL-NL1 como resposta de linha de base. Estes dados expuseram algumas questões importantes para a adaptação dos usuários de AASI que passaram a ser incorporadas na regra, por exemplo: (a) as usuárias do sexo feminino preferem um ganho geral menor do que os usuários do sexo masculino; (b) os novos usuários de AASI com perda auditiva mais leve preferem 2.2 dB a menos de ganho do que os usuários de AASI experientes e exigem até dois anos para se adaptarem aos níveis de ganho selecionados por usuários experientes; (c) os usuários de AASI unilaterais e bilaterais preferem níveis de ganho gerais que variam menos do que o estimado pelo fator de correção bilateral; (d) os adultos preferem um ganho geral inferior ao das crianças; (e) as pessoas com perda auditiva profunda preferem razões de compressão mais baixas do que o previsto, quando utilizado compressão de ação rápida (KEIDSER; GITTE, 2012).

Com a criação deste novo método prescritivo, estudos também têm utilizado da regra prescritiva NAL-NL2 para investigar seu desempenho clínico. De acordo Keidser et al. (2011) a NAL-NL2 é indicada em adaptações monoaurais por prescrever maior ganho nesses casos. Não é indicada para perdas bilaterais leves e moderadas, pois nessa configuração de perda, tanto NAL-NL1 como NAL-NL2 fornecem o mesmo ganho. De maneira geral, a NAL-NL2 apresenta maior ganho em frequências baixas (250 e 500 Hz) e altas frequências (6000 e 8000 Hz), com relação à NAL-NL1, que apresenta maior ganho nas frequências médias (1000 e 4000 Hz). Assim, quando utilizada em perdas bilaterais, os pacientes com perdas maiores (severa e profunda) e que necessitam de quantidade de som se beneficiam com o método prescritivo NAL-NL2, em detrimento da NAL-NL1 que demonstra maior ganho e inteligibilidade de fala em perdas menores.

Jonhson e Dillon (2011) compararam os métodos NAL-NL1, NAL-NL2, DSL m[i/o] e o *Cambridge Method for Loudness Equalization 2—High-Frequency* (CAMEQ2-HF), analisando a intensidade específica, intensidade geral, e largura de banda de excitação coclear e audibilidade eficaz, bem como a inteligibilidade da fala pelo ILTASS a um nível médio de conversação. O impacto das diferenças de ganho

de inserção entre os métodos foi examinado para sete hipotéticas configurações de perda auditiva usando modelos de percepção de intensidade e inteligibilidade da fala. Os resultados deste estudo demonstraram que a regra NAL-NL2 e DSL m [i/o] forneceram ganho geral semelhante em cinco configurações de perdas auditivas neurosensoriais para uma entrada de 65 dB, além de também proporcionarem a inteligibilidade da fala similar no silêncio e ruído. A regra CAMEQ2-IC forneceu uma maior intensidade média, semelhante ao NAL-NL1, com mais ganho na alta frequência, mas não significou melhora significativa na inteligibilidade da fala. Os autores concluíram que uma variação no ganho de inserção prescrito estava presente entre os métodos prescritivos. Estas diferenças no ganho prescrito eram, em geral, sem importância por conta da inteligibilidade de fala não sofrer significativa influência em níveis de uma conversação normal.

Outras pesquisas compararam a amplificação fornecida pelos métodos NAL e as regras proprietárias dos fabricantes. Keidser, Brew e Peck (2003), examinaram os métodos proprietários de cinco grandes fabricantes de AASIs, por meio da avaliação dos alvos de ganho de inserção para os audiogramas com diferentes configurações de perda auditiva, como: perda auditiva plana, perda auditiva ascendente, perda em alta frequência com descendência leve, perda de alta frequência de com descendência acentuada e limiar normal nas baixas frequências e uma perda de alta frequência com perda leve nas frequências baixas. Os resultados deste estudo mostraram que é comum o ganho prescrito diferir em 10 dB ou mais dos alvos da NAL-NL1 nas altas frequências para sinais de entrada de média intensidade.

Killion (2004) examinou o ganho prescrito via “*first fit*” utilizando a regra proprietária de diferentes fabricantes de AASI. Seus resultados mostraram que a média do ganho programado era significativamente menor quando comparado a métodos prescritivos validados. A utilização destas regras proprietárias reduziu o SII geral para menos que 50% em uma entrada de 55 dB NPS para uma perda auditiva simulada de grau leve a moderado.

Rezende, Figueiredo e Novaes (2012) compararam as saídas prescritas por regras validadas e medidas prescritas pelos *softwares* dos fabricantes de AASI. Neste estudo foram simulados seis casos de perdas auditivas neurosensoriais e selecionados três softwares de fabricantes de AASI que disponibilizassem os métodos prescritivos NAL-NL1 e DSL [i/o] v4.1 como opção para programação. Nos

resultados registrou-se grande variação da amplificação fornecida pelos AASIs, considerando os graus de perdas auditivas, na maioria das frequências, para diferentes intensidades de sons de entrada. Com esse trabalho os autores encontraram variação de -3 a -28 dB nas frequências altas, quando comparado ao método prescritivo validado cientificamente (NAL-NL1 e DSL [i/o]v4.1) com os métodos desenvolvidos pelos fabricantes.

Abrams et al. (2012) investigou a percepção do benefício da audição de usuários de AASI, utilizando dois métodos prescritivos diferentes, especificamente no *first fit*. Na primeira visita, a metade dos participantes estavam adaptados com novos AASIs por meio da regra prescritiva do fabricante, enquanto a segunda metade estavam adaptada com base na regra prescritiva validada (NAL-NL1). Em ambas as abordagens foram realizadas as medidas com microfone sonda, porém só foi realizada a equiparação do alvo com a regra NAL. Depois de utilizarem o AASI por 4-6 semanas, os participantes trocavam para o método alternativo e utilizavam de 4-6 o AASI com o novo ajuste. Os participantes não tinham conhecimento do método de programação utilizado. O questionário APHAB foi aplicado no final de cada intervenção. Ao final do segundo período experimental, os participantes foram convidados a identificar qual foi a regulação do AASI preferida. Os resultados mostraram que para as sub-escalas de comunicação três APHAB (ou seja, facilidade de comunicação, reverberação e ruído de fundo) a média da pontuação obtida com o método NAL-NL1 foi superior ao obtido com o ajuste inicial do fabricante. Dos 22 participantes, sete preferiram a programação pelo método proprietário dos fabricantes e 15 preferiram o método NAL-NL1.

Powers, Branda e Beilin (2014) desenvolveram um método prescritivo Micon – Siemens e o compararam com o NAL-NL2. Em particular, estavam interessados nas preferências baseadas na qualidade geral do som, a clareza da fala, escuta e conforto. Participaram do estudo 20 indivíduos, com idades variando entre 56 a 80 anos e com experiência prévia com o AASI. Estes indivíduos tinham perda auditiva de leve à severa bilateral simétrica. Os AASIs foram programados com o método Micon, sendo armazenado no programa 1. O programa 2 utilizou as mesmas características automáticas do programa 1, mas a saída em ouvido real foi ajustada para fornecer melhor equiparação com a regra NAL-NL2. A Análise foi realizada no dia da adaptação, através de testes de fala que avaliaram a qualidade sonora dos AASIs. Os resultados deste estudo mostraram que para os usuários não

existiu preferência pela regra Micon ou NAL-NL2. Da mesma forma, não houve diferenças significativas nos julgamentos de preferência através de qualquer dimensão na qualidade do som (qualidade geral discurso, clareza ou conforto, qualidade de música global ou naturalidade; de preferência durante todo o dia) ou condição de teste (fala no silêncio ou ruído; música vocal ou instrumental; durante todo o dia discurso combinado-estímulo e música).

2.2 VERIFICAÇÃO DO DESEMPENHO ELETROACÚSTICO DO APARELHO DE AMPLIFICAÇÃO SONORA INDIVIDUAL: MEDIDAS COM MICROFONE SONDA

A etapa de verificação do aparelho de amplificação sonora individual busca determinar se o desempenho real do dispositivo vai ao encontro de características anteriormente selecionadas ou prescritas. Nesta etapa estão incluídos, o controle de qualidade, o conforto físico e o desempenho eletroacústico do AASI. É importante que a verificação seja vista como um processo ao invés de um evento que resulte em uma ótima adaptação para o paciente (AMERICAN ACADEMY OF AUDIOLOGY, 2008).

A fim de que uma abordagem prescritiva seja efetivamente utilizada na prática clínica, é necessário que o profissional assegure que a resposta do AASI se equipare aos alvos prescritos, no conduto auditivo do usuário (MUELLER, 2005). As MMS constituem um método objetivo, não invasivo, rápido e confiável para a verificação do desempenho eletroacústico do AASI *in situ*, ou seja, na orelha do usuário. As MMS são obtidas com a inserção de um tubo de silicone, anexando a um microfone externo, no conduto auditivo do paciente, permitindo a medida NPS gerado ao nível da membrana timpânica (FRYE, 2002).

As MMS permitem verificar três principais objetivos a serem atingidos com o uso do AASI: audibilidade de sons fracos, audibilidade e conforto para sinais de fala e tolerância para sons de forte intensidade (CRUMLEY, 2007). Este procedimento também permite avaliar a adequação da amplificação nas diferentes regiões de frequência e resolver problemas com o ajuste do AASI (FRYE, 2002). Além disto, as MMS podem ser utilizadas para avaliar a funcionalidade de circuitos especiais como os redutores de ruído, redutores de microfonia, sistemas de rebaixamento de frequência, microfones direcionais, bobinas telefônicas e

tecnologias assistivas (MUELLER, 2003; FABRY, 2003; MOORE, 2006; STENDER; APPLEBY; HALLENBECK, 2011).

Protocolos internacionais indicam que as MMS constituem o método preferencial para verificação do AASI, exceto quando houver contraindicação (VALENTE, 2006; AMERICAN ACADEMY OF AUDIOLOGY, 2008). No Brasil, o uso das MMS como método de verificação também é preconizado no Instrutivo de Reabilitação Auditiva, Física e Intelectual do Ministério da Saúde (BRASIL, 2012).

Kochkin et al. (2010) analisou as respostas de 3174 usuários de AASI a respeito de sua satisfação com o uso do dispositivo - satisfação geral, as características do produto, o desempenho do produto e a satisfação em 19 situações auditivas. Os níveis de satisfação dos usuários foram relacionados aos procedimentos utilizados pelos profissionais para a seleção e adaptação do AASI. O estudo concluiu que a satisfação com o AASI está relacionada aos procedimentos realizados, sendo que um maior número de procedimentos levou à maior satisfação - as MMS foram um dos testes que mais afetaram estes resultados.

2.2.1 Medidas com microfone sonda: principais características e mensurações

A literatura descreve as principais considerações e preparação para a condução das medidas com microfone sonda. Estes elementos também constam descritos em maior detalhe em estudos anteriormente realizados nesta Instituição (BRAGA, 2008; CAMPOS, 2011; PAIVA, 2015). Desta forma, tais fatores foram resumidos no presente trabalho (Quadro 2).

Variável	Descrição
Equipamento	Existem diferentes equipamentos disponíveis no mercado, os quais possuem os seguintes itens principais: <ul style="list-style-type: none">- Tubo de silicone flexível inserido dentro do Conduto Auditivo Externo (CAE) para captar o NPS gerado próximo à membrana timpânica (DILLON, 2001).- Unidade microfônica: formada pelo microfone de medição, que registra o NPS obtido no CAE, e o microfone de referência, que monitora e ajusta o NPS do sinal de teste ao nível da orelha testada, mantendo-o constante. Isto diminuindo as influências criadas pela

	<p>movimentação da cabeça e condições acústicas ruins do ambiente (REVIT, 2002).</p> <ul style="list-style-type: none"> - Gerador de sinal: alto-falante que fornece estímulo acústico em campo livre. - Analisador de sinal mostra o NPS registrado em função da frequência avaliada.
Ambiente de teste	<p>As MMS podem ser realizadas tanto em ambientes tratados acusticamente como em ambientes não tratados. Neste último caso, o alto falante deve estar a uma distância apropriada do paciente; o nível de ruído na sala de teste não seja superior ao nível de saída da caixa sonora e não haja superfícies refletoras próximas do local da medição (HAWKINS; MUELLER, 1992).</p>
Calibração do tubo sonda	<p>Serve para corrigir os efeitos gerados pelo tubo sonda, tornando-o acusticamente “transparente” (DILLON, 2001). A calibração deve ser realizada segundo as instruções e periodicidade indicada pelo fabricante do equipamento.</p>
Posicionamento do paciente no ambiente de teste	<p>O paciente é posicionado no ambiente de teste sentado em uma cadeira a 50 cm de distância da caixa sonora posicionada a 0° ou 45° azimuth, dependendo do equipamento utilizado. É sugerido o ângulo de teste fique entre 0 e 30° azimuth para melhor desempenho dos procedimentos (RICKETTS, 2000).</p> <p>Durante todo o teste, o paciente é orientado a permanecer em silêncio, sem movimentar a cabeça, com os braços ao longo do corpo e mãos apoiadas nas coxas.</p>
Profundidade de Inserção do tubo sonda no conduto auditivo externo	<p>O posicionamento do tubo sonda no CAE é uma das etapas mais importantes nas medidas com microfone sonda, uma vez que quanto mais distante ele estiver da membrana timpânica, pior será o resultado encontrado, principalmente nas altas frequências (DIRKS; KINCAID, 1987). Com base neste princípio, o tubo sonda é posicionado no CAE de forma que a ponta fique a uma distância de, aproximadamente 5/6 mm da membrana timpânica e entre 3/5 mm além da abertura do molde do AASI. Desta forma, evita-se a presença de ondas estacionárias e assegura que os componentes de alta frequência sejam medidos de forma mais precisa. Também será evitado que as medidas sofram os efeitos da turbulência que ocorre nesta região da abertura do molde/AASI com consequente variação no NPS medido (DILLON, 2001).</p>

Quadro 2 – Preparação e considerações sobre as medidas com microfone sonda.

As principais medidas realizadas na prática clínica constam no Quadro 3.

Medidas	Descrição
Resposta de ressonância da orelha externa (REUR)	Resposta em dB NPS, em função da frequência obtida, em um ponto específico do CAE, frente à apresentação de um estímulo sonoro apresentado em campo livre, sem a utilização do AASI (ANSI S3.46-1997). Reflete os efeitos acústicos do pavilhão auricular e do CAE. A REUR típica de um adulto apresentará valores de amplitude de 0 a 5dB até 1500Hz aproximadamente, o primeiro pico de ressonância ocorre com amplitude entre 14 e 18dB entre as frequências de 2600 a 3000Hz. O segundo pico de ressonância ocorre na região entre 4000 e 5000Hz com amplitude de 10 a 15dB (HALL; MUELLER, 1998).
Resposta de oclusão da orelha externa (REOR)	Resposta em dB NPS, em função da frequência, obtida em um ponto específico do CAE, frente à apresentação de um estímulo sonoro apresentado em campo livre, com o posicionamento do AASI desligado na orelha, promovendo a oclusão (ANSI S3.46-1997).
Resposta de ressonância da orelha externa com uso da amplificação (REAR)	Resposta em dB NPS, em função da frequência, obtida em um ponto específico do CAE, frente à apresentação de um estímulo sonoro apresentado em campo livre, com o AASI em funcionamento e o molde auricular inserido na orelha (ANSI S3.46-1997).
Ganho de inserção (REIG)	Diferença em decibel, em função da frequência, entre REAR e REUR, obtida em um mesmo ponto do CAE e nas mesmas condições de campo livre (HOWARTH; SHONE, 2006).
Resposta de saturação da orelha externa (RESR)	NPS em função da frequência em um ponto específico do CAE, com o AASI posicionado na orelha, ligado e com o controle de volume posicionado no máximo ou logo abaixo do ponto onde ocorre a microfonia. O estímulo acústico utilizado deve ser intenso o suficiente para que o AASI opere em sua saída máxima permitindo que esta característica seja ajustada adequadamente (HALL; MULLER, 1998).

Quadro 3 – Principais medidas utilizadas na prática clínica.

Um aspecto importante na realização das MMS é a escolha do estímulo utilizado, a qual dependerá do objetivo da avaliação, do processamento do sinal

utilizado no AASI, bem como da existência de algoritmos especiais como, por exemplo, sistemas de redução de ruído e de microfonia (DILLON, 2001).

A REUR e REOR são obtidas com estímulos de banda ampla, como, por exemplo, o ruído rosa. Este ruído apresenta igual energia entre as oitavas sonoras. Quando considerada uma banda de frequência constante, o ruído rosa decai numa razão de 3 dB por oitava. Em altas frequências o ruído rosa nunca se torna dominante tal qual o ruído branco que possui energia constante em função da frequência (PRESS, 1978).

De acordo com o método prescritivo utilizado, a verificação pode ser realizada com a REAR, ou pela associação da REAR e REIG, sendo esta última escolha dependente das características da REUR. Por conseguinte, indivíduos com REUR típica podem ser avaliados pela associação REAR e REIG. Essa prática é cada vez menos comum, em vista das características de REUR, que muitas vezes diferem dos padrões considerados típicos nos indivíduos (BRITISH SOCIETY OF AUDIOLOGY, 2007).

Um outro aspecto importante é que, quando se utiliza o REIG, os alvos da amplificação são mostrados na tela do equipamento sem que haja referência aos limiares audiométricos do paciente. Sendo assim, não se pode avaliar a audibilidade fornecida pelo AASI. Esta é mais uma razão para a adoção de medidas baseadas na REAR onde estarão dispostos, em dB NPS, os limiares auditivos, o nível de desconforto e os targets da amplificação segundo o método prescritivo utilizado (GALSTER, 2011).

Para a medida da REAR, de modo geral, devem ser evitados o uso de estímulos tonais e ruídos estacionários. Quando o AASI incorpora o cancelamento de feedback, estímulos do tipo tom puro podem ser interpretados pelo AASI como sendo feedback e, desta forma, pode ser parcial ou completamente cancelados. Sendo assim, o ganho mensurado não será representativo da amplificação fornecida. Além disso, no caso de AASIs que apresentam algoritmos de redução de ruído, sinais constantes e estacionários podem ser interpretados pelo dispositivo como sendo “ruído” e o ganho do AASI na região de frequência onde for detectada a predominância deste ruído será reduzido (FABRY, 2003; MOORE, 2006).

Moore (2006) também relata que ganho do AASI fornecido para sinais encontrados no dia a dia, como a fala e música podem diferir consideravelmente do ganho medido com sinais constantes, como os tons puros e ruídos. A diferença

depende do número de canais do AASI, e do sistema de compressão, em particular as suas constantes de tempo (STONE; MOORE, 1992; VERSCHUURE et al., 1996; SOUZA, 2002; HENNING; BENTLER, 2005; JENSTAD; SOUZA, 2005).

Alguns estímulos complexos e não estacionários para a realização da REAR estão descritos a seguir:

- *International Collegium of Rehabilitative Audiology (ICRA)*: Existem um total de nove sinais de ICRA. Três deles são ruídos aleatórios não modulados de sinais de fala masculinos, enquanto os outros seis tipos são todos sinais de fala moduladas com três discursos femininos e três discursos masculinos, e as seis vozes alterando o nível de intensidade em forte, média e fraca. Esses seis “ruídos” são os mais adequados para avaliar os AASIs com processamento digital de sinais, devido ao seu discurso com características moduladas (LESIECK; MAJEST; REDINGER, 2001).

- *International Speech Test Signal (ISTS)*: O ISTS foi desenvolvido pelo *Institute of Hearing Technology and Audiology* (HOLUBE et al., 2010), com a meta de incorporar diferentes propriedades da fala como o espectro médio da fala, o espectro de modulação, a variação da frequência fundamental e harmônicos e a co-modulação, em diferentes bandas de frequência e conter combinação de segmentos de fala surdos e sonoros. O estímulo foi criado a partir da fala de seis falantes femininas em seis línguas diferentes (inglês, árabe, mandarim, alemão, espanhol e francês). Esta escolha se deu pelo fato de que a maioria dos parâmetros da fala feminina (por exemplo: frequência fundamental, formato espectral) é intermediário entre as características da voz de crianças e de homens. Além disto, a razão entre o pico e média quadrática (*root mean square* - RMS) é menor do que para a fala masculina. As falas foram segmentadas em unidades de 500 ms e depois reunidas e filtradas para se assemelhar ao LTASS feminino - desta forma, o estímulo é propositalmente ininteligível. O ISTS foi recomendado na realização da verificação com as MMS (REAR) nos AASIs digitais, após a norma *International Electrotechnical Commission* (60118-15/2012). Ele foi considerado o estímulo mais propício para padronização das mensurações nos AASI's, visto que é o sinal que mais se aproxima do espectro de fala longo termo LTASS (KEIDSER et al., 2011).

- Sinal de fala real: estes estímulos serão discutidos no item 2.2.2.

O nível de apresentação do estímulo também depende do que se deseja avaliar, devendo ser selecionado uma intensidade que esteja acima do nível do ruído ambiental e que não cause desconforto ao indivíduo testado. A escolha do nível de apresentação do estímulo também se baseia no tipo de processamento do sinal do AASI. Por exemplo, para aparelhos não lineares ao invés de um único nível de entrada são utilizadas diferentes medições utilizando um nível fraco (por exemplo, 50 dB NPS), médio (65 dB NPS) e forte (80 dB NPS) (DILLON, 2001).

Os valores da REAR são comparados aos valores prescritos pelo método em questão (por exemplo, a NAL-NL1), a fim de verificar a equiparação entre as mesmas. Dillon (2001) sugere que diferenças de até ± 3 dB em qualquer frequência são toleradas. Quando encontradas diferenças entre 3 e 10dB o tipo de discrepância deve ser considerado – diferenças de 10dB/oitava em frequências adjacentes devem ser evitadas. Diferenças maiores que 10dB não são toleradas, devendo o profissional reajustar o AASI ou molde auricular para obter a melhor equiparação.

As diretrizes de modernização de serviços de concessão de AASI no Reino Unido estabelecem uma diferença entre valores mensurados em ouvido real e o alvo esteja entre ± 5 dB em 250, 500, 1k e 2k Hz e ± 8 dB em 3k e 4k Hz (AAZH; MOORE, 2007). Outros autores sugerem que pode ser adotado o critério de diferença entre os valores da REAR e alvo de ± 5 dB pois, em função de potencial para vários erros de cálculos e medições e diferenças de preferência de *loudness* entre pacientes, o “alvo” representa uma certa extensão de valores e não um valor único (MUELLER, RICKETS, BENTLER; 2017).

Aazh e Moore (2007) verificaram a necessidade de realização das medidas com microfone sonda em AASIs digitais e se modificações na resposta de frequência destes AASIs poderia levar a melhores equiparações com o alvo. Foram avaliados 24 indivíduos (12 mulheres e 30 homens), totalizando 42 orelhas. Os AASIs utilizados eram de três diferentes fabricantes e apresentavam números de canais diferentes entre eles. Os alvos gerados no REIG e o método prescritivo utilizado na adaptação dos AASIs foi a NAL-NL1. Estas medidas foram avaliadas utilizando a intensidade de 65 dB SPL e o estímulo de ruído de fala. Os resultados mostraram que as medições da REIG em 64% dos casos não atingiram ± 10 dB do alvo em uma ou mais das seguintes frequências: 500, 750, 1k, 1,5k, 2k e 4k Hz. Depois de ajustar a resposta de frequência dos AASIs, com base nos resultados da REIG, 83% dos casos apresentaram-se a ± 10 dB do alvo. O alvo foi equiparado

com mais precisão, antes e depois do ajuste, nos AASIs com sete canais, em comparação com AASIs com quatro canais. Os resultados indicam que as medidas REIG podem e devem ser usadas para obter equiparações mais precisas.

Aazh, Moore e Prasher (2012) avaliaram a precisão com que as medidas da REIG foram equiparadas ao alvo, para os AASIs com adaptação aberta (*open fit*), tanto no ajuste inicial quanto após o ajuste. Os AASIs foram ajustados pelo *first fit* do *software* de programação e o método prescritivo utilizado foi o NAL-NL1. A diferença entre o REIG e o alvo da NAL-NL1 foi registrado. O ajuste inicial foi considerado aceitável se a diferença fosse menor que 10 dB em todas as frequências. Se a equiparação inicial não fosse aceitável, a resposta de frequência era modificada. O REIG foi mensurado utilizando o estímulo *warble* a 65 dB SPL. Os resultados mostraram que dos 51 *first fit*, 36 (71%) não conseguiram atingir a faixa de ± 10 dB do alvo da NAL-NL1 em uma ou mais frequências entre 250 Hz e 4k Hz. Depois que os autores ajustaram a resposta de frequência dos AASIs, apenas 9 (18%) não conseguiram a equiparação.

Baker e Jenstad (2017) avaliaram a equiparação da REAR ao alvo utilizando as regras prescritivas DSL v5.0 e NAL-NL1. Foram analisadas 134 orelhas de indivíduos adultos, com perda auditiva neurossensorial de grau leve a profundo, usuários novos ou experientes de AASI. A REAR foi obtida com o equipamento *Verifit VF1*, com estímulo ISTS apresentado nas intensidades de 55, 65 e 75 dB SPL. A saída Máxima (MPO) também foi avaliada, com estímulo de varredura de tom puro. Para as duas regras prescritivas, a REAR pode ser equiparada ao alvo, com variação de ± 5 dB, em 80% das vezes. Ocorreram exceções principalmente para os alvos de 250 Hz, para nível de entrada de som forte (G75), nas frequências maiores ou iguais a 3000 Hz para perdas severas/profundas e para os alvos de saída máxima. A variância em 250 Hz ocorreu, na maioria, para perdas auditivas leves, apenas para a regra DSL. Dentre os motivos que levaram à não equiparação ao alvo foram citados: ganho do AASI insuficiente naquela frequência, presença de microfonia, resposta de frequência que impede a equiparação na frequência específica, MPO já posicionado no máximo, tolerância ao som por parte dos usuários e queixas de oclusão. O estudo também analisou os valores do SII para os dois métodos prescritivos. Foi verificado que não existiu interação entre perda auditiva e método prescritivo. Na intensidade de 55 e 65 dB NPS a análise mostrou diferença significativa entre os métodos de modo que os valores do SII foram mais

elevados com a regra NAL-NL1, enquanto que, para a intensidade de 75 dB NPS, não foi encontrada diferença. Ressalta-se que este estudo analisou se os valores da REAR e alvo poderiam ser equiparados, não havendo uma preocupação específica com relação à tolerância dos sons amplificados pelo paciente.

Beck (2012) utilizou a escala *Glasgow Perfil Hearing Benefit* (GHABP) para medir a satisfação e benefício dos usuários de AASI. Foram avaliados 26 indivíduos novos usuários, com perda auditiva bilateral de grau leve a moderadamente severo. O método prescritivo utilizado foi o NAL-NL1. Os indivíduos cujas medidas com MMS não estavam equiparadas ao alvo tiveram maior declínio em seus índices de satisfação, um ano após a adaptação. Por outro lado, os pacientes que passaram pelo procedimento de verificação com MMS tiveram 18% de aumento no benefício e satisfação com o uso do AASI. O autor acredita que o ganho de alta frequência (que ficou abaixo do alvo no *first fit*) precisava ser aumentado na medida em que os usuários se adaptassem, para manter a satisfação a longo prazo.

Amlani, Pumford e Gessling (2016) compararam o valor, percebido pelo paciente, de sessões de ajuste/adaptação do AASI baseadas no *first fit* do fabricante ou nas MMS. Foram avaliados 60 indivíduos, com idade entre 50 e 75 anos, com perda auditiva sensorioneural de grau leve a moderado. Estes indivíduos foram divididos em três grupos, com 20 participantes cada: usuários experientes (um ano de adaptação e uso do AASI por mais que oito horas diárias), novos usuários de AASI e desistentes do tratamento (indivíduos que adquiriram um AASI e o utilizaram por menos de 8 horas semanais). No estudo, todos utilizaram AASIs do tipo receptor no canal, com compressão WDRC. Para o protocolo *first fit* os AASIs foram programados com base na regra NAL-NL2 e o ajuste fino foi realizado por meio dos comentários dos participantes. No protocolo com as MMS, foi realizada a medida da RECD para gerar uma prescrição individualizada segundo a regra NAL-NL2 e, posteriormente, foi realizada a verificação (equipamento *Verifit2*), sendo utilizado estímulo de fala masculina apresentado nas intensidades de 55, 65 e 75 dB NPS. Buscou-se uma equiparação entre a REAR e o alvo da NAL-NL2 de ± 3 dB. A medida da saída máxima também foi obtida. Neste último caso foi verificado que, para os três grupos, o uso do protocolo baseado nas MMS diminuiu o estresse emocional, melhorou a percepção da qualidade do serviço e o valor da experiência da adaptação do AASI.

Uma análise subsequente destes dados (AMLANI; PUMFORD; GESSLING, 2017) verificaram o impacto das diferenças de audibilidade propiciadas pelos dois protocolos de adaptação (*first fit* x MMS) na compreensão da fala. A abordagem *first-fit* diferiu significativamente dos alvos NAL-NL2, em aproximadamente em 7-10 dB, para todos os níveis de entrada. Por outro lado, a diferença entre REAR e alvo na abordagem MMS foi de 1,5 a 2,5 dB. Estas diferenças impactaram significativamente a audibilidade do sinal de fala (mensurado a partir do SII) para os usuários. Para o grupo de usuário experientes e desistentes do tratamento resultados de percepção da fala no ruído significativamente melhores foram obtidos quando utilizado o protocolo MMS. Esta diferença não foi observada para os novos usuários.

2.2.2 Mapeamento de fala

A grande maioria dos protocolos de verificação do AASI com MMS são realizados utilizando sinais artificiais, como os tons puros, ruídos de banda estreita ou ampla ou ruídos com espectro de fala (MOORE, 2006). Embora estímulos como o ISTS busquem se aproximar ao máximo do espectro de fala, eles não são considerados como um “sinal de fala real”. Além disto, os pacientes nem sempre compreendem a significância das avaliações com estes tipos de ruídos, em relação à audibilidade da fala real (CUNNINGHAM et al., 2002). Do ponto de vista do usuário de AASI, estes ruídos utilizados para fazer as medições não têm proximidade com o que eles vivenciam no dia-a-dia como, por exemplo, a voz de um cônjuge ou dos familiares (MOORE, 2006).

Os sinais acústicos do dia-a-dia como, por exemplo, fala e música, são diferentes dos sinais artificiais como ruídos de fala filtrada, sendo de importância que a etapa de verificação do AASI seja realizada utilizando o estímulo de fala real. O uso de sinais de fala reais fornecem uma visão do funcionamento de características do AASI como a compressão, expansão, redução digital do ruído e sistemas adaptativos de cancelamento da microfonia. Em muitos casos este tipo de análise mais ampla vai alterar o tipo de ajuste realizado no AASI durante o processo de verificação (MUELLER, 2006).

Com objetivo de suprir as limitações apresentadas pelos sinais de ruídos de fala filtrada, os equipamentos passaram a permitir o uso de sinais de fala real

para a medida REAR. Neste caso, o procedimento passou a ser chamado de “mapeamento de fala”, “mapeamento de fala visível” ou “fala visível” (*speech mapping, visible speech mapping, visible speech*). Mueller, Ricketts e Bentler (2017) destacam que, independentemente, da utilização deste sinal de fala real, o que se está medindo continua sendo a REAR. Esta REAR será então comparada aos alvos prescritos por métodos validados, para fins de ajuste do AASI (MUELLER; RICKETTS; BENTLER, 2017).

O estímulo de fala pode ser apresentado “ao vivo” (por exemplo, a fala do próprio paciente, de seu acompanhante ou do avaliador) ou arquivos de fala armazenados no equipamento (BECK; DUFY, 2007). Ressalta-se, porém, que o uso de estímulos de fala “ao vivo” servem para o propósito de aconselhamento ao paciente, não sendo indicada sua utilização para verificar a equiparação da amplificação fornecida pelo AASI aos alvos prescritos (MUELLER; RICKETS; BENTLER; 2017). Nos equipamentos de medidas com microfone sonda o cálculo dos valores alvo levará em consideração o LTASS do sinal escolhido para a avaliação - daí a importância da utilização de um sinal calibrado (MUELLER; BENTLER; RICKETTS, 2013).

Garolla, Scollie e Lório (2013) desenvolveram um sinal de teste de fala inteligível, em português brasileiro, para uso durante a verificação do AASI. O material (sentenças) foi lido quatro vezes, por uma falante nativa do português brasileiro, com entonação neutra, velocidade normal e sem esforço vocal. As sentenças totalizavam 148 palavras, incluindo frases sintaticamente simples e palavras altamente familiares que aparecem com frequência no português brasileiro. O trecho tinha aproximadamente 60 segundos de duração e apresentava três níveis de intensidade. As gravações do estímulo em português foram filtradas de acordo com o LTASS. Observou-se que a equiparação do estímulo em português ao formato do ILTASS, foi igual, em média, a 0 dB e entre 0.5 dB por terço de oitava, entre 160 e 16000Hz. Também foi verificado apenas uma diferença média de apenas 2 dB entre o LTASS do estímulo em português e o LTASS do estímulo ISTS. A distribuição de amplitude do estímulo em português também foi comparável à do ISTS. Em média, a área dinâmica do estímulo em português foi 26 dB (200 – 8000 Hz), também semelhante à do ISTS. Os autores concluíram que o sinal de fala em Português Brasileiro fornece uma avaliação eletroacústica do AASI similar à obtida por meio do sinal padrão ISTS.

Diferentes equipamentos de medidas com microfone sonda possibilitam visualizar o espectro médio do sinal de fala utilizado na mensuração (LTASS) assim como os picos e vales deste estímulo. Desta forma, é possível avaliar o impacto da amplificação no envelope da fala. Por exemplo, no equipamento *Aurical Free Fit* (GN Otometrics) é utilizada a análise de percentis - método estatístico que avalia as propriedades dinâmicas do sinal de medição, ao nível da membrana timpânica. Neste tipo de análise é exibida na tela do equipamento o LTASS e os percentis 99 e 30. As curvas dos percentis 99 e 30 mostram, respectivamente, os níveis que são excedidos em 1% do sinal mensurado na membrana timpânica (picos da fala) e os níveis que são excedidos por 70% do sinal (vales da fala) (KOSSEK; DWORSACK, 2011; DWORSACK; SWITALSKI, 2015).

Quando a análise com percentis é utilizada, a curva do LTASS é comparada aos alvos prescritos pelo método selecionado e determinar a necessidade de ajustes da amplificação. A informação dada pelas curvas de percentis revela se existem picos da fala (percentil 99) que excedem ou estão muito próximos do limiar de desconforto do usuário e/ou se os vales (percentil 30) estão audíveis (DWORSACK; SWITALSKI, 2015).

Entretanto, deve ser ressaltado que, aproximadamente, 30% dos profissionais vem utilizando clinicamente uma outra forma de análise da adequação da amplificação sonora fornecida no conduto auditivo, a partir da comparação da REAR com a área dinâmica de audição (MUELLER; PICO, 2010). Os limiares audiométricos e limiares de desconforto (medidos ou estimados), são convertidos em dB NPS pelo *software* do equipamento de medidas com microfone sonda, utilizando um fator de correção mensurado ou médio, como, por exemplo a REDD (*Real Ear To Dial Difference* - diferença entre ouvido real e o dial do audiômetro). A REAR é então comparada à área dinâmica de audição, tendo como meta o fornecimento de audibilidade. Desta forma, a REAR para sons fracos deve estar próxima, porém, acima, do limiar de audição. A REAR para intensidades fortes, obtidas com tom puro, deve estar abaixo do limiar de desconforto. A REAR para intensidades médias deve recair na metade da área dinâmica.

Segundo Mueller, Ricketts e Bentler (2017), embora a audibilidade dos sons de fala seja importante, esta abordagem apresenta limitações como, por exemplo, determinar qual percentual da área dinâmica da fala deve estar audível para o usuário. Além disto, não é apresentada uma forma para resolver as questões

das perdas auditivas mais severas em alta frequência, onde o fornecimento da amplificação acima do limiar de audição pode não ser possível ou desejável.

Outros equipamentos de medidas com microfone sonda geram, a partir dos limiares audiométricos e de desconforto (mensurados ou preditos), uma “banana da fala amplificada”. Nesse protocolo, o objetivo do mapeamento de fala é assegurar que a saída do AASI, medida no conduto do usuário, esteja acima dos limiares audiométricos para sinais de fala de fraca intensidade e abaixo dos limiares de desconforto para sinais de fala em intensidade forte. Já o som de média intensidade deve estar na parte média da banana da fala amplificada. Em alguns equipamentos, o LTASS é utilizado como alvo a ser atingido. O alvo para o mapeamento de fala deixa de ser um valor único em oitavas ou meia-oitavas de frequência, conforme sugerido pelas regras prescritivas tradicionais (CITRON, 2008).

Considerando o equipamento *Aurical Free Fit (GN Otometrics)* é gerada a Banana da Fala Amplificada Personalizada (BFP) (Figura 1). Esta corresponde à média do LTASS e correções padrão do REUG (Real Ear Unaided Gain - “ganho da orelha externa”) medido no manequim KEMAR (Knowles Electronic Manikin for Acoustic Research), que foram escalonadas em relação à área dinâmica residual da audição. Sendo assim, a BFP ilustra a normalização da *loudness* (OTOMETRICS, 2017). Segundo Kossek¹ o alvo para um estímulo de 65 dB NPS seria a metade da banana de fala personalizada.

Figura 1 – Banana de fala personalizada gerada para uma perda auditiva neurossensorial - tela *Free Style* do equipamento *Aurical Free fit (GN Otometrics)*.

¹ Peter Kossek, Senior Product Manager, Fitting. GN Otometrics A/S. Comunicação pessoal.

A partir da comparação da saída do AASI com o audiograma do paciente é possível observar quais partes do espectro do sinal de fala são potencialmente audíveis para o cliente. Por exemplo, se a resposta do AASI alcançar a banana da fala em todas as frequências, isto significa que não está havendo limitação da audibilidade da fala. Se, por outro lado, esta audibilidade não for alcançada, a amplificação do AASI deverá ser aumentada (MOORE, 2006).

A título de comparação os alvos do REAG (diferença, em dB, entre a REAR e o nível de pressão sonora do estímulo) gerados, para três configurações audiométricas hipotéticas, pela regra NAL-NL1 e pela banana da fala personalizada estão dispostos na Figura 2.

Legenda: PANS= Perda Auditiva Neurosensorial

Figura 2 – REAG para diferentes graus de perda auditiva e configuração audiométrica no protocolo NAL-NL1 e mapeamento de fala.

O mapeamento de fala permite a verificação do AASI de forma fácil e rápida, proporcionando ao paciente compreender melhor as respostas exibidas na tela do equipamento de verificação e, por consequência, permitir maior interação deste com o processo. Uma das principais vantagens deste procedimento é permitir que o paciente visualize as mudanças de programação com facilidade, fazendo com

o indivíduo aceite o processo positivamente. Por esta razão é considerado também uma ferramenta educacional (ROSS; SMITH, 2005; 2006)

Os equipamentos incluem uma grande variedade de sinais de teste calibrados, incluindo a fala em vários tipos de sons de fundo, o ruído do tráfego, e vários tipos de música. Assim, é possível simular no ambiente clínico muitas das situações diárias que serão vivenciadas pelo paciente (MOORE, 2006). Isto facilita, por exemplo, a realização do ajuste fino. Considerando que é desejável evitar o desconforto com o uso da amplificação, os sinais de teste pré-gravados podem ser utilizados para simular situações onde o desconforto pode ser encontrado (ex: ruído do trânsito). Se a REAR para estes sons recair muito próxima dos níveis de desconforto do indivíduo, os parâmetros da compressão ou limitação de saída do AASI podem ser ajustados. Deste modo, o número de retornos do paciente para reajuste do dispositivo tende a ser minimizado (CUNNINGHAM et al., 2002).

Até o momento poucos estudos foram realizados sobre o mapeamento de fala. Cunningham et al. (2002) reportaram o número de retorno dos pacientes após a programação do AASI ser realizada com e sem o mapeamento de fala. Foi observado que a verificação com o mapeamento de fala utilizando como estímulo o “*Rainbow Passage*” possibilitou uma redução do número de retornos para ajuste fino após a primeira programação do AASI, sendo este de 50% para usuários de dispositivos digitais e 48% para usuários de dispositivos analógicos. Sendo assim, a utilização do mapeamento de fala como medida de verificação do AASI proporcionou a diminuição do tempo e, por consequência, dos custos de tratamento.

Jardim (2009) elaborou um protocolo de verificação de AASI utilizando o mapeamento de fala e analisou a satisfação dos usuários. Foram avaliados 60 adultos, sem experiência prévia com o AASI, divididos em dois grupos. O grupo A realizou o REIG, reconhecimento de palavras no silêncio, mapeamento de fala sem aconselhamento e responderam aos questionários *Client Oriented Scale of improvement* (COSI) e *Satisfaction With Amplification In Daily Life* (SADL). O grupo B realizou reconhecimento de palavras, mapeamento de fala com aconselhamento e os mesmos questionários do grupo A. Para o mapeamento de fala foram utilizados os estímulos *Babble* (45-52 dB NPS), *ICRA* (55-65 dB NPS) e *Airplane* (85-95 dB NPS). Encontrou-se como resultado desse estudo correlação moderada entre o REIG e o mapeamento de fala. Além disso, verificaram que existe correlação entre o uso do mapeamento de fala e a satisfação do usuário.

Tonellini, Garolla e Lório (2016) avaliaram a percepção de fala de 20 adultos com deficiência auditiva neurossensorial de grau moderado a severo, usuários de AASI por pelo menos seis meses, antes e depois do ajuste fino realizado com base na equiparação da REAR, mensuradas com um estímulo de fala inteligível em Português Brasileiro, ao método prescritivo NAL-NL1. Foi aplicado o teste listas de sentenças em português para avaliar o limiar de reconhecimento de sentenças no Silêncio (LRSS), o Limiar de Reconhecimento de Sentenças no Ruído (LRSR), bem como a Relação Sinal/Ruído (S/R) necessária para compreensão das sentenças do teste. Houve redução significativa, indicativa de melhor resultado, dos LRSS (de 39,60 dB para 34,41 dB) e da relação S/R (de 5,82 dB para 3,34 dB) após o ajuste fino para alcance dos alvos prescritos.

2.3 AVALIAÇÃO DOS RESULTADOS DO APARELHO DE AMPLIFICAÇÃO SONORA INDIVIDUAL

2.3.1 Avaliação da percepção da fala no ruído - *Hearing in Noise Test*

No processo de adaptação do AASI, o objetivo principal é melhorar a inteligibilidade da fala, para que se dê continuidade ao processo de comunicação. Pensando nesses fatores, foram colocados à disposição os testes de percepção de fala, que simulam situações de vida diária, auxiliando na avaliação do desempenho real do AASI e do benefício do usuário. É possível avaliar quais sons estão ou não sendo adequadamente percebidos com o uso do AASI, quantificando o impacto da intervenção neste âmbito e, também, predizer as dificuldades que o paciente terá em um determinado ambiente, auxiliando o profissional em relação à necessidade de treinos específicos ou de uso de outros dispositivos (DILLON, 2001).

Para Hagermann e Kinnerfors (1995) a habilidade para reconhecimento de fala em usuários de AASI depende basicamente de três fatores: Limiar de Reconhecimento de fala no ruído (LRF), limiar de percepção de fala no ruído (relação S/R) e conforto na percepção da fala. Sendo assim, são utilizados diferentes métodos clínicos para mensuração desses três fatores.

Dentre os procedimentos existentes, destaca-se o *Hearing in Noise Test* (HINT) desenvolvido por Nilson, Soli e Sullivan (1994) para a avaliação do reconhecimento de sentenças, a partir da medida do limiar de recepção da fala

realizada no silêncio e no ruído. O HINT foi desenvolvido a partir da criação de um conjunto de frases, escolhidas pela sua uniformidade e representação da fala cotidiana. O nível médio de cada frase gravada foi ajustado para equiparar a inteligibilidade da fala quando apresentado no ruído para ouvintes normais. Estes materiais foram produzidos com 25 listas foneticamente balanceadas. O limiar de fala é obtido com o nível de apresentação necessário para que o indivíduo reconheça corretamente 50% do material de fala. O HINT é utilizado para avaliar a habilidade em ouvir e entender em ambientes ruidosos, principalmente de usuários de AASI e de implantes cocleares, sendo composto por aproximadamente 250 sentenças digitalmente gravadas, apresentadas no silêncio e no ruído, padronizadas quanto à língua, dificuldade, inteligibilidade e distribuição fonética. O ruído utilizado no HINT é o *Speech-Weighted Noise*, elaborado com o próprio material de fala do teste. O limiar de recepção de fala pode ser mensurado de acordo com a variação do nível de apresentação das sentenças por fones ou campo livre (NILSON; SOLI; SULLIVAN, 1994).

Inicialmente o teste era comercializado e testado por meio de um *compact disk* (CD), via audiômetro. Em 2003, a empresa *Bio-Logic Systems Corp* criou um *software* que possibilitou novas versões do HINT, utilizadas de maneira bastante prática por seus aplicadores (DUCAN; AARTS, 2006).

A versão do HINT para o português brasileiro, denominada HINT-Brasil, foi realizada Bevilacqua et al., (2008). Os autores fizeram a compilação de 1700 sentenças, as quais foram avaliadas quanto a familiaridade por dez avaliadores. Foram selecionadas as 800 sentenças que receberam maior pontuação. A partir disso, seis listas, contendo 50 sentenças cada, foram utilizadas para avaliação da intensidade em 12 sujeitos. Foi produzido um ruído com o mesmo espectro de frequência da sentença. A intensidade do ruído se manteve constante em 65 dB NA, com variações da S/R de -7 dB, -4 dB e -2 dB para todas as listas avaliadas. As palavras repetidas corretamente foram contadas, resultando em uma porcentagem de inteligibilidade. A média de mudança na intensidade foi de 11,4% por dB conforme a S/R. Para equalização da dificuldade das sentenças, num primeiro momento, a intensidade do ruído foi mantida constante em 65 dB e a S/R para todas as sentenças foi de -6,5 dB. As sentenças variaram de forma a obter inteligibilidade aproximadamente igual na presença do ruído. As S/R finais variaram de -3,5 dB até -9,5 dB. No final, 74% das sentenças apresentaram 2,5 dB de média de S/R para

atingir 55% e 85% de acertos; 94% precisaram de 3 dB de média para atingir as mesmas pontuações. A partir dos dados da fase de equalização, 24 listas foneticamente balanceadas foram criadas com 10 sentenças cada. A inteligibilidade de fala foi avaliada em 29 participantes de ambos os gêneros, com idade variando entre 18-50 anos, quatro situações: silêncio, ruído na frente, ruído à direita e ruído à esquerda. Vinte sentenças foram apresentadas em cada situação. De forma a avaliar a variabilidade teste-reteste, o mesmo participante foi avaliado utilizando diferentes sentenças. A confiabilidade foi calculada. O desvio padrão para o silêncio foi de 1,5 dB, e 1,2 dB para as situações de ruído competitivo. O intervalo de confiança 95% para o silêncio foi de 2,9 dB e de 2,3 dB para o ruído.

O teste pode ser realizado com fone ou em campo livre, sendo realizado por meio da apresentação dos estímulos, sob a estratégia ascendente-descendente (*up-down*), proposta por Levitt e Rabiner (1967), que permite a determinação do limiar de reconhecimento de fala necessário para o sujeito identificar 50% dos estímulos de fala, na relação S/R estabelecida. Esse valor é estipulado pelo protocolo, que apresenta duas etapas. A primeira envolve as quatro primeiras sentenças, que sofrem variações de intensidade de 4 em 4dB, até a obtenção do limiar. A segunda inicia-se a partir da quinta sentença, com intensidades variando de 2 em 2dB, para a determinação do limiar com maior precisão. O estímulo da fala é apresentado frontalmente e inicialmente sem ruído do lado direito e com ruído do lado esquerdo. O ruído é mantido sempre em 65 dB NA e a intensidade do sinal é modificada para mais ou para menos, conforme a resposta. Quando uma resposta correta é obtida, a relação S/R negativa indica maior dificuldade no teste e, portanto, melhor desempenho do sujeito. Quanto mais negativa for essa relação, maior a dificuldade, pois o sinal estará sendo emitido abaixo da intensidade do ruído (HENRIQUES; COSTA, 2006; ARIETA; COUTO; COSTA 2013).

Segundo Soli e Wong (2008) apud Campos (2011) as vantagens da aplicação do teste HINT incluem a possibilidade de comparação da performance em diferentes grupos de indivíduos. Além disso, a autora também relata que é importante utilizar um teste que utiliza o procedimento adaptativo, uma vez que os resultados para cada indivíduo são obtidos no mesmo nível de desempenho – isto é, aproximadamente 50% das sentenças reconhecidas. Isto permite que sejam realizadas comparações entre diferentes indivíduos e entre diferentes condições de

escuta para o mesmo indivíduo. Também evita o aparecimento do efeito teto e efeito chão.

No Brasil estudos vêm sendo realizados com a utilização do teste HINT. A pesquisa de Arieta (2009) teve o objetivo de avaliar o desempenho do HINT, com e sem ruído competidor, em normo-ouvintes e usuários de AASI. Os sujeitos foram divididos em: Grupo 1, composto por 30 sujeitos com audição normal e média de idade de 31,2 anos submetidos ao teste com fones de ouvidos e em campo livre, em quatro condições: com som frontal e sem ruído; com som frontal e ruído frontal, ruído à direita e ruído à esquerda e Grupo 2, composto por 30 sujeitos com perda auditiva sensorioneural, usuários de AASI bilaterais com média de idade de 71,6 anos submetidos ao teste em campo livre nas quatro condições. Com fones de ouvidos, as médias dos resultados apresentaram-se semelhantes aos de outros estudos, em diversos idiomas, inclusive o português do Brasil: 26,3 dB com som frontal (SRT-sem ruído); relações sinal/ruído (S/R) de -5,1 dB com ruído frontal, -11,9 dB com ruído à direita; -12,1 dB com ruído à esquerda. Em campo livre: 13,5 dB com som frontal (SRT); -3,5 com ruído frontal, 6,5 dB com ruído à direita; -8,0 com ruído à esquerda. Para o Grupo 2 os valores em campo livre, sem AASI foram: 55,8 dB com som frontal (SRT- Sem ruído); relações sinal/ruído (S/R) de 3,5 dB com ruído frontal, 2,2 dB com ruído à direita; 0,4 dB com ruído à esquerda. Com o uso de seus AASI os valores passaram a ser 36,5 dB com som frontal (SRT- Sem ruído); relações S/R de 1,5 dB com ruído frontal, 0,9 dB com ruído à direita; -1,1 dB com ruído à esquerda. Em campo livre, os normo-ouvintes apresentaram melhor desempenho nos testes sem ruído e maior dificuldade com ruído, em relação aos testes com fones de ouvidos. O Grupo 2, com o uso de AASI apresentou valores de relação S/R entre -2 a 0dB de ganho. A pesquisadora concluiu que o HINT Brasil mostrou-se um teste eficiente para analisar dificuldades de entendimento de fala em situação de escuta cotidiana.

Mondelli e Almeida (2014) avaliaram o desempenho da percepção de fala no ruído, de indivíduos com perda auditiva, usuários de AASI com microfone direcional, nas seguintes situações: sem AASI, com AASI e microfone omnidirecional e com AASI e microfone direcional. Participaram do estudo 45 sujeitos bilateralmente adaptados com AASI de tecnologia digital. Os sujeitos foram avaliados por meio do teste HINT-Brasil, em três momentos: sem AASI, com AASI e microfone omnidirecional ativado e com AASI e microfone direcional ativado. Os

resultados por meio de análise de medidas descritivas e testes estatísticos mostraram diferença entre as três condições de avaliação: sem AASI, com AASI e microfone direcional e com AASI e microfone omnidirecional, sendo o menor valor de *p* para o microfone direcional ativado. Conclusão: A ativação do microfone direcional contribui para o melhor desempenho da percepção de fala em situação de ruído controlado.

2.3.2 Questionário Internacional - Aparelhos de Amplificação Sonora Individuais (*International Outcome Inventory for Hearing Aids*)

Inicialmente a avaliação do benefício com a utilização dos AASIs era pautada apenas em dados técnicos de avaliações clínicas. Todavia, com o passar dos anos e com novos estudos, a comunidade científica começou a olhar mais para o ponto de vista do paciente, uma vez que o sucesso de um tratamento está diretamente ligado à melhora na qualidade de vida do usuário e no conhecimento do ponto de vista do paciente a respeito do uso do AASI (COX et al., 2000; DILLON, 2001; COX; ALEXANDER, 2002; COX, 2003; KAYABASOGLU et al., 2015).

Cox (2003) levanta a importância de saber quais as reais dificuldades relacionadas à audição que os pacientes encontram na rotina diária, tendo em vista que estes usuários procuram pelos serviços de audiolgia, principalmente, porque tais dificuldades estão limitando suas atividades do dia-a-dia. Desta forma Johnson, Cox e Alexander (2010) relatam que a melhor forma para se compreender, caracterizar e quantificar as dificuldades diárias enfrentadas pelo deficiente auditivo e medir a existência ou não de sucesso com o uso do AASI é a utilização de questionários de auto avaliação estruturados.

Atualmente existem instrumentos que objetivam avaliar o benefício do AASI, ou seja, verificar se houve redução das dificuldades apresentadas decorrentes da perda auditiva, tanto em atividades ou participações do sujeito. Bem como, existem outros instrumentos que objetivam avaliar o uso do dispositivo ou mesmo a satisfação do usuário, frente ao dispositivo e/ou processo de reabilitação (DILLON, 2001).

Durante um *workshop* internacional sobre medidas de autoavaliação de resultados em reabilitação auditiva, os participantes reconheceram a necessidade da combinação e comparação dados a partir de diferentes modelos clínicos de serviços.

A partir disso, desenvolveram o *International Outcome Inventory for Hearing Aids* (IOI-HA). O IOI-HA é breve, de fácil leitura, foi elaborado evitando termos ambíguos e exige pouca habilidade cognitiva para compreensão. O objetivo do IOI-HA é mensurar domínios que podem ser importantes para o sucesso global da adaptação do AASI, por meio de sete diferentes áreas ou itens: (1) uso, (2) benefício, (3) limitação de atividades residual, (4) satisfação, (5) restrição de participação residual, (6) impacto do uso do AASI em outras pessoas e (7) qualidade de vida (COX; ALEXANDER, 2002).

Para cada item, há cinco opções de respostas posicionadas de maneira crescente sendo a mais favorável, à direita. Para cada resposta é atribuída uma pontuação de 1 a 5, sendo que o resultado mais satisfatório tem a pontuação mais elevada. A análise do questionário pode ser realizada, considerando a pontuação de cada item individualmente (pontuação mínima igual a 1 e máxima igual a 5) ou o do conjunto dos sete itens (pontuação mínima igual a 7 e máxima 35). Quando maior a pontuação, melhor é o resultado na adaptação dos aparelhos (COX; ALEXANDER, 2002; COX, 2003).

O IOI-HA pode ser utilizado, na rotina clínica, de forma a acompanhar os benefícios e a satisfação com o uso dos AASIs ao longo do tempo (PRATES; IÓRIO, 2006). Também pode ser usado para analisar a efetividade do mesmo tratamento realizado em diferentes contextos e para facilitar a combinação de dados obtidos a partir de diferentes estudos, avaliando a significância de determinado tratamento (COX; ALEXANDER, 2002). O IOI-HA é um instrumento de grande valia neste sentido, possibilitando que o profissional que trabalha com adaptação de AASIs consiga identificar pacientes não satisfeitos durante este processo (KRAMER et al., 2002; HEUERMAN; KINKEL; TCHORZ, 2005).

Cox e Alexander (2002) estabeleceram as propriedades psicométricas do IOI-HA, na versão inglês para 172 indivíduos (58% homens), sendo a maioria deles idosos (média de 72 anos de idade). Quanto à autopercepção da dificuldade auditiva sem AASI, os indivíduos relataram problemas de leve a moderados (37%), moderadamente severos (36%) e severos (27%). Cerca de 52% dos participantes utilizavam seus AASIs de 8 a 16 horas/dia. A média da pontuação, em todos os sete domínios avaliados, estava entre 3,4 e 4,1. A análise de componentes principais mostrou dois fatores do questionário: fator 1 (uso, benefício, satisfação e qualidade

de vida) e fator 2 (limitação de atividade residual, restrição de participação residual e impacto da perda auditiva nos outros).

Posteriormente Cox, Alexander e Beyer (2003) publicaram as normas do questionário IOI-HA para um grupo de adultos adaptados bilateralmente com AASIs intra-aurais de tecnologia analógica com compressão monocanal. No estudo, foram verificadas associações entre os resultados do inventário com os dados demográficos (gênero, perda auditiva e etc.). Indivíduos que relataram maior dificuldade auditiva também apresentavam maior tempo de uso do AASI por dia, maior satisfação e melhora da qualidade de vida com o uso do AASI. Estes indivíduos relataram maior impacto nos outros, mesmo com uso do AASI.

Smith, Noe e Alexander (2009) realizaram uma pesquisa com finalidade de avaliar as propriedades psicométricas do IOI-HA e estabelecer dados normativos em uma população veterana. Fizeram parte do estudo 131 veteranos do sexo masculino (idade média de 74,3 anos) usuários de AASI com processamento de sinal digital. Foram enviadas duas cópias do IOI-HA aos veteranos, onde estes foram instruídos a preencher a primeira cópia do questionário imediatamente e a segunda cópia após duas semanas. Conforme sugerido por Cox e colaboradores, os participantes foram divididos em duas categorias baseadas em sua dificuldade auditiva. As duas categorias foram (1) aqueles com menor dificuldade auditiva (categoria de nenhum a moderado) e (2) aqueles que relatam mais dificuldade auditiva (moderadamente severo para mais). Os resultados verificaram que o IOI-HA dos veteranos tinha a subescala estrutura idêntica à relatada na amostra original. Para a escala total, a consistência interna foi boa (Chronbach α 5 0,83), e a confiabilidade test-reteste foi alta (I 5 0,94). Para cada item do IOI-HA, os escores de diferença crítica foram, 1,0. Os resultados deste estudo confirmaram que as propriedades psicométricas do IOI-HA são fortes e são essencialmente os mesmos para a amostra veterana e a original.

O IOI-HA foi traduzido em Português Brasileiro, sendo denominado Questionário Internacional - Aparelho de Amplificação Sonora Individual, e publicado no artigo de Cox, Stephens e Kramer (2002). Entretanto, pelo fato do instrumento ser mais conhecido clinicamente pelo acrônimo na Língua Inglesa, este será empregado no presente trabalho.

No Brasil este instrumento vem sendo utilizado em diferentes pesquisas. Gasparin, Menegotto e Cunha (2010) estudaram as propriedades psicométricas do

IOI-HA na versão em português, em termos de consistência interna, correlação entre os itens e reprodutibilidade. Para isso, foram aplicados o questionário em 53 usuários de AASI, com idades entre 19 e 92 anos e nível de instrução de ensino básico incompleto a ensino superior completo, abrangendo sujeitos com amplificação binaural e monoaural. Os resultados evidenciaram correlação significativa entre os itens do inventário. O instrumento se reproduziu de forma adequada, exceto para o item 6, que apresentou diferença significativa na comparação entre o teste e o reteste. Os autores concluíram que o uso do IOI no processo de reabilitação de usuários de AASI deve ser realizado, porém considera-se que o questionário pode ser de difícil compreensão para sujeitos com baixo nível sociocultural na situação autoaplicada.

Prates e Lório (2006) utilizaram o IOI-HA para acompanhar os três primeiros meses de adaptação de 16 usuários de AASI sem experiência prévia com o dispositivo. Para garantir a compreensão das perguntas o avaliador auxiliou os pacientes na leitura do inventário. Os resultados mostraram que não houve diferença estatística entre os resultados obtidos no IOI-HA no primeiro e no terceiro mês. Todavia, por mais que não houve sinais de aclimatização no questionário, foi encontrado resultado positivo com a adaptação do AASI, uma vez que houve pontuação elevada nas questões e na avaliação total do questionário. Foi concluído nesse estudo que a aclimatização é progressiva e decorrente da utilização de pistas acústicas fornecidas pelo uso dos AASIs. Desta forma, pode-se contar os “efeitos do tempo” como aliado no sucesso da adaptação e aceitação dos AASIs por parte de seu usuário.

Buriti e Oliveira (2012) avaliaram a adaptação de prótese auditiva pelos usuários assistidos pelo SUS e propuseram ações educativas nos serviços, com base nas necessidades dos usuários. Nesta pesquisa, foram avaliados 32 adultos com deficiência auditiva, em fase de adaptação à prótese auditiva, que receberam pelo SUS. Foram aplicados dois questionários estruturados com questões fechadas, o primeiro contendo questões relativas ao perfil sócio-demográfico, ao uso e manuseio das pilhas, dos moldes auriculares ou cápsula, e cuidados com o circuito da prótese, e o segundo, o IOI-HA, sendo realizada a análise descritiva dos dados. Nos resultados verificou-se limitações e restrições moderadas e tempo reduzido de uso diário, dificultando o alcance do benefício do uso da amplificação sonora. Pode-se observar também que a maioria das médias para cada item analisado no IOI-HA,

se situou pouco acima de três, o que não pode ser considerado satisfatório, pois revelam adaptação pouco positiva à amplificação sonora.

O IOI-HA também vem sendo utilizado em outros países. Liu et al. (2011) estudaram o questionário IOI-HA com objetivo de apresentar dados normativos para versão chinesa do inventário e examinar a eficácia deste instrumento no serviço de AASI. Neste trabalho o IOI-HA foi enviado pelo correio para 1502 usuários com experiência prévia com o AASI que receberam seus aparelhos auditivos a partir de 14 centros de saúde auditiva na China continental. De todos, 1049 completaram as respostas e foram incluídos na análise final. Os resultados demonstram escores médios de cada item do IOI-HA variando 3.55 a 4.16. As pontuações no IOI-HA mostraram uma distribuição assimétrica, com a frequência máxima para uma pontuação de 4 ou 5. Os escores totais do IOI-HA variaram de 9 a 35, e o escore médio total foi de 26,3. Os resultados foram comparados favoravelmente com os trabalhos anteriores, e ligeiramente superior as normas publicadas. Conclui-se que o IOI-HA pode ser usados como uma ferramenta eficaz para medir a eficácia geral dos resultados do AASI na China. A implementação do IOI-HA é eficiente em termos de tempo, impondo pouco carga sobre o Audiologista e o paciente.

Kayabasoglu et al. (2015) investigaram o uso da amplificação sonora, taxa de satisfação dos pacientes e as conquistas na comunicação social, avaliando os limiares auditivos antes e após o uso do dispositivo e com a aplicação do inventário IOI-HA. Foram avaliados 180 pacientes pertencentes ao ambulatório de Otorrinolaringologia da Universidade de Sakarya entre janeiro e maio de 2013. A idade variou de 24 a 85 anos, sendo a média de 61, 91 anos. Foram realizadas audiometria em campo livre com e sem o AASI e a versão Turca do IOI-HA. Os resultados verificaram que o inventário IOI-HA revelou que 87% dos pacientes utilizaram AASI por mais de quatro horas por dia, 72% beneficiou significativamente da prótese auditiva, 64% não tinha nenhuma queixa e 66% relatou melhora na qualidade de vida após o uso do AASI. A conclusão do estudo foi que o uso do AASI afeta pouco ou moderadamente as atividades diárias dos pacientes e aumenta a suas habilidades de comunicação.

3 Proposição

3 PROPOSIÇÃO

3.1 OBJETIVO PRIMÁRIO

O objetivo do estudo foi comparar os resultados de percepção da fala, benefício e satisfação em situações diárias, obtidos com o uso de aparelhos de amplificação sonora individuais, por meio de dois protocolos: equiparação da resposta com amplificação da orelha externa (REAR) ao alvo prescrito pela regra NAL-NL1 e à banana da fala personalizada, gerada em um procedimento para mapeamento de fala.

3.2 OBJETIVO SECUNDÁRIO

- Comparar os alvos gerados pela regra NAL-NL1 e Banana da fala personalizada;
- Comparar os resultados de equiparação da resposta com amplificação da orelha externa (REAR) aos alvos prescritos pela regra NAL-NL1 e à banana da fala personalizada.

4 Material e Métodos

4 MATERIAL E MÉTODOS

Esta pesquisa foi realizada na Clínica de Fonoaudiologia da Faculdade de Odontologia de Bauru – Universidade de São Paulo (FOB-USP), após a aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa desta instituição sob o Nº 49804915.3.0000.5417. Dentre outras atividades, esta Clínica está credenciada pelo SUS para fornecimento de serviços de saúde auditiva à população, incluindo a seleção e concessão de aparelhos de amplificação sonora individuais.

4.1 PARTICIPANTES

Participaram voluntariamente do estudo, após leitura e assinatura do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (Anexo A), 60 indivíduos com deficiência auditiva neurossensorial, sem experiência anterior com o uso do AASI (Tabela 1). Nenhum dos participantes possuía deficiências associadas, salvo deficiência visual passível de correção com lentes.

Tabela 1 – Dados demográficos, audiométricos e dos AASIs dos participantes (n=60)

(continua)

Variáveis	Descrição		
Idade (anos)	Média ± DP	76,88 ± 8,1	
	Extensão	56 - 96	
Gênero	Masculino n (%)	22 (36,6%)	
	Feminino n (%)	38 (63,3%)	
Média ISO limiares audiométricos (dB NA)		Orelha Direita	Orelha Esquerda
	Média ± DP	48,4 ± 12,3	48,4 ± 11,7
	Extensão	18,7 - 75	28,7 - 71,25

Tabela 1 – Dados demográficos, audiométricos e dos AASIs dos participantes (n=60)

		(conclusão)	
Variáveis	Descrição		
Configuração audiométrica (SILMAN; SILVERMAN, 1997)	Horizontal n (%)	Orelha Direita 1 (1,6)	Orelha Esquerda 1 (1,6)
	Descendente leve n (%)	24 (40)	15 (25)
	Descendente acentuada n (%)	11 (18,3)	10 (16,6)
	Descendente rampa n (%)	7 (11,6)	9 (15)
	Configuração em “u” n (%)	14 (23,3)	14 (23,3)
Índice de reconhecimento da fala (%)	Média ± DP	Orelha direita 68,2 ± (18,1)	Orelha Esquerda 66,9 ± (19,2)
	Extensão	16 - 96	16 - 92
Tipos de AASI	Retroauricular com molde personalizado n (%)	78 (65)	
	Tubo fino n (%)	14 (11,6)	
	Receptor no canal n (%)	28 (23,4)	
Número de canais do AASI	4 canais n (%)	68 (56,6)	
	6 canais n (%)	52 (43,4)	

Legenda: Média ISO= média aritmética dos limiares audiométricos nas frequências de 500, 1k, 2k e 4k Hz; DP= desvio padrão; n= número; %= porcentagem.

4.2 PROCEDIMENTOS

Como parte do procedimento padrão da Clínica de Fonoaudiologia, para a seleção do modelo do AASI, foram analisadas as características audiológicas, dados demográficos e necessidades comunicativas dos participantes.

A programação dos AASIs foi realizada por meio de um computador conectado à interface Hi-Pro, via *software* do próprio fabricante. A regra prescritiva NAL-NL1 (DILLON, 1999) foi utilizada. Os parâmetros de cálculo da NAL-NL1, quando disponíveis no *software* do fabricante, foram ajustados da forma como descrito no item 4.2.1.1. Em todos os casos, o gerenciador de adaptação foi ajustado na posição máxima disponível.

O redutor de ruído e microfone direcional foram ativados em todos os AASIs e o gerenciamento de feedback somente foi ativado em alguns casos específicos. O registro das horas de uso do AASI (*data logging*) foi sempre ativado, sendo os participantes informados a este respeito.

4.2.1 Verificação do desempenho eletroacústico do AASI

A verificação do desempenho eletroacústico do AASI na orelha do usuário foi realizada em uma sala acusticamente tratada, por meio das MMS, com a utilização do equipamento *Aurical Free Fit (GN Otometrics)*. Para cada participante, antes de iniciar as mensurações, foi realizada a calibração do tubo sonda, conforme as instruções do manual deste equipamento.

Inicialmente, foi realizada a inspeção otológica, com objetivo de observar as características anatômica do CAE dos participantes, bem como, a presença de condições que impedissem a realização das MMS. O participante foi posicionado, sentado, a 50 cm de distância da caixa acústica do *Aurical Free Fit*, posicionada a 0° azimuth, sendo orientado a permanecer em silêncio e sem movimentar a cabeça durante todo o teste.

Para a inserção do tubo sonda no CAE dos participantes foram utilizados o método geométrico e o método do comprimento médio. Foi seguida, como referência, a abertura do CAE para posicionamento do anel marcador. O anel marcador posicionado a uma distância utilizada a distância da ponta do tubo sonda de 22 a 26 mm para mulheres e 25 a 29 mm para homens (OTOMETRICS, 2017). Desta forma, buscou-se o posicionamento do tubo sonda a uma distância de 6 mm da membrana timpânica, para evitar a presença de ondas estacionárias e assegurar que os componentes de alta frequência fossem medidos de forma precisa (DIRKS; KINCAID, 1987). Além disto, segundo o método geométrico, a ponta do tubo sonda foi mantida em uma distância de, aproximadamente, 3 mm além da ponta do molde auricular ou da oliva. Isto evita que a ponta do tubo sonda seja posicionada em uma região de turbulência que pode influenciar o resultado obtido (DILLON, 2001).

A partir deste ponto procedimentos específicos foram conduzidos de acordo com dois protocolos utilizados, sendo um baseado na equiparação dos alvos prescritos pela regra NAL-NL1 e outro baseado na BFP. A ordem de utilização dos

protocolos foi contrabalanceada, sendo o protocolo NAL-NL1 utilizado inicialmente para metade dos participantes e protocolo BFP para a outra metade.

4.2.1.1 Verificação baseada na regra NAL-NL1 (Protocolo NAL-NL1)

Foi realizada a seleção da regra NAL-NL1 no software do equipamento *Aurical Free Fit (GN Otometrics)*. Os diferentes parâmetros foram detalhados para gerar os alvos prescritos: tipo do AASI, diâmetro da ventilação (caso existente), tamanho do tubo do molde auricular, REUG (predita pela regra NAL-NL), RECD: predita, limitação (banda ampla), limiar de compressão (52, padrão para a NAL-NL1). Foi também selecionado tipo de adaptação bilateral - para a regra NAL, em perdas auditivas simétricas, o fator de correção para somação biaural é de 3 a 8 dB, sendo que a correção aplicada é maior para níveis de entrada mais fortes.

O tipo de alvo foi determinado como “REAG” - neste caso o ganho prescrito não levará em conta a medida individual da REUR, sendo baseada em uma medida típica do conduto de um adulto. O *Aurical Free Fit* faz a derivação dos alvos da REAR somando a REAG prescrita pela NAL-NL1 ao espectro do estímulo utilizado. Os valores do limiar de desconforto (UCL) foram mantidos como “preditos”. Contudo a regra NAL-NL1 não leva em consideração a curva do UCL para cálculo dos alvos (OTOMETRICS, 2017).

Neste protocolo as seguintes mensurações (ANSI S3.46-1997) foram realizadas, nesta ordem: REUR, REOR e REAR.

As medidas da REUR e REOR foram realizadas com estímulo *Pink Noise*, com nível de apresentação igual a 65 dB NPS. Estas medidas foram comparadas a fim de verificar o status da oclusão do conduto auditivo externo. Quando a REOR está sobreposta ou muito próxima da REUR, isto indica que há pouca ou nenhuma oclusão do CAE (“adaptação aberta”). Neste caso, pode ocorrer escape do sinal amplificado, atingindo o microfone de referência, levando a erros na medição. Quando esta situação foi detectada, foi utilizada a calibração com o método *Modified Pressure method with Stored Equalization* (MPSE); este método leva em consideração o efeito da presença do paciente no ambiente de teste e utiliza um sinal de calibração armazenado para medidas consecutivas. A calibração é feita com o tubo sonda e o AASI (desligado) posicionado na orelha do paciente (OTOMETRICS, 2017).

Nos casos em que ocorreu a oclusão do CAE pelo AASI/molde auricular ou oliva, foi utilizada a calibração padrão, constituindo de uma variação do MPSE - um sinal de calibração breve é apresentado antes de cada mensuração.

A REAR foi obtida com o estímulo ISTS (HOLUBE et al., 2010), nas intensidades de 50, 65 e 80 dB NPS. A duração do estímulo ISTS foi igual a 14 segundos, de forma a permitir a obtenção de um resultado estável e reprodutível (OTOMETRICS, 2017).

A REAR, nas diferentes intensidades, foi comparada aos alvos prescritos pela regra NAL-NL1. Ressalta-se que, nesta comparação, apenas LTASS do sinal amplificado foi considerado. Foram feitos ajustes finos manuais no *software* de programação do AASI, visando a maior equiparação possível entre REAR e o alvo. Determinou-se como “equiparação” quando a REAR desviou do valor do alvo em até ± 5 dB, na região de frequência entre 250 e 4000 Hz (DILLON, 2001; MUELLER; RICKETTS; BENTLER, 2017).

Durante este processo de ajuste para equiparação ao alvo, caso os participantes apresentassem queixas quanto ao conforto acústico ou qualidade sonora, eles eram orientados quanto à importância da audibilidade dos sinais de fala para obtenção de benefício com o uso do dispositivo. Quando as queixas persistiam, os ajustes eram realizados de forma a diminuir a amplificação naquele momento, sendo apresentada oportunidade de aumentá-la, via ajuste fino, ao longo do uso do AASI (GALSTER, 2011). Deve ser destacado que nenhum dos AASIs utilizados no presente estudo apresentavam sistema para aumento automático da amplificação ao longo do tempo.

4.2.1.2 – Verificação baseada na banana da fala personalizada (Protocolo BFP)

A primeira etapa para a verificação baseada na banana da fala personalizada é a determinação da área dinâmica de audição, em NPS. No presente estudo não foram mensurados os limiares UCL. Quando o UCL não é medido, pelo menos, em duas frequências, o *software* do *Aurical Free Fit (GN Otometrics)* realiza a sua predição, a partir dos limiares tonais, segundo o método DSL v.5.0 (OTOMETRICS, 2017).

A conversão dos limiares audiométricos (dB NA), obtidos com fones supra-aurais, para NPS é realizada adicionando a partir da seguinte equação: Limiar

[dB NPS] = Limiar [dB NA] + transformador acústico entre o ouvido real e o acoplador de 6 cc + nível limiar de pressão sonora equivalente de referência (RETSPL). Esta conversão também leva em consideração a configuração escolhida no menu “detalhes da adaptação” (*fitting details*) (OTOMETRICS, 2017).

As medições foram realizadas na tela “*Freestyle*” do *software* do módulo *Probe Microphone Measurement* (PMM) do *Aurical Free Fit*. Esta tela exibe automaticamente a BFP. A BFP consiste na média do LTASS escalonada em relação à área dinâmica residual e ilustra a normalização da *loudness* (OTOMETRICS, 2017).

Na configuração padrão, a resolução da curva na tela do “*Freestyle*” está ajustada em 24 pontos por oitava. Contudo, para que fosse possível comparar os resultados obtidos nesta tela de medição com aqueles obtidos na tela “REAR” do *software* do equipamento, esta resolução foi modificada para “3 pontos por oitava”, conforme recomendações do fabricante².

Em seguida a REUR e REOR foram obtidas da mesma forma descrita para o protocolo NAL-NL1. Em continuidade, a foi realizada a Resposta com AASI na orelha Externa (REAR) utilizando o mapeamento de fala. A fim de propiciar maior interação do participante com o processo de verificação (ROSS; SMITH, 2005) optou-se pela utilização de um estímulo inteligível, porém, padronizado. Desta forma, para as intensidades de 50, 65 e 80 dB NPS foi utilizado um sinal contendo frases declarativas simples em Português Brasileiro, gravado por um falante do gênero feminino (GAROLLA; SCOLLIE; IÓRIO, 2013), sendo apresentado com duração de 14 segundos. Para utilização deste estímulo foi obtida permissão da primeira autora, uma vez que, no momento da condução do estudo, este sinal não estava disponível no equipamento *Aurical Free Fit* (GN Otometrics). Na intensidade de 80 dB NPS também foi apresentado o ruído de avião (*Airplane*), com duração de 6 segundos, para avaliar o conforto acústico (JARDIM, 2009).

A REAR obtida com o estímulo de fala foi então comparada à BFP para verificar a existência de equiparação a este alvo. A BFP se trata de uma área ao invés de valores discretos, desta forma, no presente estudo foi necessário definir um critério para estabelecimento dos alvos. Foi tomado como base a informação do fabricante de que o alvo para um estímulo de 65 dB NPS seria a metade da banana de fala personalizada³. A partir disto, definiu-se que os alvos para 50 dB e 80 dB

² Peter Kossek, Senior Product Manager, Fitting. GN Otometrics A/S. Comunicação pessoal.

NPS seriam, respectivamente, os limites inferior e superior da BFP (Figura 3). Para as comparações entre a REAR e alvo apenas o LTASS do estímulo, nas diferentes intensidades, foi considerado.

Novamente, foi utilizado como critério de equiparação a existência de diferença de ± 5 dB entre a REAR e alvo, na região de frequência entre 250 e 4000 Hz (DILLON, 2001; MUELLER; RICKETTS; BENTLER, 2017). Na tentativa de equiparação ao alvo foram empregados os mesmos procedimentos de ajuste fino manual, descritos anteriormente.

Figura 3 – Exemplo do critério estabelecido para determinação dos alvos da banana da fala amplificada

4.2.2 Aconselhamento informativo

Após a verificação foi realizado o aconselhamento informativo ao participante, a fim de instruí-lo quanto ao uso, cuidados e manuseio do AASI. Os seguintes tópicos foram abordados: higienização e cuidados com os AASIs, moldes auriculares/olivas; inserção e remoção do AASI na orelha, troca da pilha, manipulação de botões de memória (se disponível) e uso do telefone.

4.2.3 Entrevista e análise do *datalogging*

Quatro semanas após a concessão do AASI os participantes eram submetidos a uma entrevista a fim de avaliar suas percepções quanto ao uso do AASI. Estas percepções foram registradas em um protocolo específico. Também foi analisado o registro do *datalogging* do AASI, de modo a verificar o tempo médio de uso diário dos dispositivos.

Nesta ocasião também era aplicado o IOI-HA (COX et al., 2000) traduzido para o Português (COX; STEPHENS; KRAMER, 2002) (Anexo B). Este inventário é composto por sete questões, representativas de sete domínios:

1. Uso diário: refere-se ao tempo de uso do AASI pelo participante.
2. Benefício: relaciona-se a melhora da audição com AASI nas situações em que o participante gostaria de ouvir melhor.
3. Limitação de atividades residual: grau de dificuldades que o participante apresenta em determinadas situações cotidianas, mesmo após o uso do AASI.
4. Satisfação: verifica se para o paciente está valendo a pena utilizar os dispositivos.
5. Restrição de participação residual: verifica se os problemas de audição do paciente afetam as suas atividades no dia-a-dia, mesmo após o uso do AASI.
6. Impacto nos outros: verifica se os problemas para ouvir afetaram ou aborreceram outras pessoas.
7. Qualidade de vida: analisa as mudanças que o AASI proporcionou na vida do indivíduo, como, por exemplo, a alegria para viver.

Para cada item o participante foi solicitado a escolher uma dentre cinco opções de respostas, que equivalem a valores de um a cinco, de forma que a primeira opção indica o pior desempenho (valor um) e a última, melhor desempenho (valor cinco).

O questionário foi aplicado em forma de entrevista, a fim de assegurar a compreensão dos itens pelo participante. Desta forma, o avaliador fez a leitura das perguntas e opções de resposta para o participante, solicitando a este a escolha de uma das alternativas.

Os resultados do IOI-HA podem ser analisados a partir da pontuação de cada item individualmente ou pela somatória de todos deles (pontuação total). A pontuação máxima obtida é igual a 35 (COX et al., 2000). Quanto maior a pontuação, mais positiva é a avaliação do indivíduo quanto ao desempenho do AASI.

4.2.4 Avaliação da percepção da fala

Para esta avaliação foi utilizado o HINT, na versão em Português Brasileiro, denominado HINT-Brasil. O material de fala consta de sentenças foneticamente balanceadas, gravadas em voz masculina por um falante nativo do português brasileiro. O ruído do teste, do tipo estacionário, foi produzido a partir das sentenças utilizadas no HINT, sendo o espectro correspondente ao Long Term Average Spectrum (LTAS) da voz do falante em português (BEVILACQUA et al., 2008).

O teste foi realizado em uma sala acusticamente tratada, sendo utilizado o *hardware* HINT PRO (*Bio-Logic Systems Corp House Ear Institute – Advancing Hearing Science*). O teste foi realizado na condição de silêncio e ruído. As sentenças e o ruído foram apresentados por uma caixa acústica, posicionada a um metro de distância e frontalmente (0°) ao participante. Para cada aplicação do HINT, a lista de sentenças foi escolhida aleatoriamente pelo próprio *software* HINT PRO. Os participantes foram instruídos a repetir as sentenças, após ouvi-las (HINT PRO, 2007).

Na condição de silêncio, o nível da fala utilizado foi de 60 dB NA, sendo reajustado toda vez que o participante respondesse corretamente as quatro primeiras sentenças da primeira fase ou quando o indivíduo não tinha audibilidade suficiente para os sons da fala. Na segunda fase, a sentença era apresentada com o nível determinado na primeira fase. Nesta fase, são utilizados degraus de 2 dB para variação do sinal, desta forma a sentença recebia incremento de 2 dB quando o participante dava a resposta incorreta e diminuía-se 2 dB quando a resposta estava correta, até que finalizasse a lista com 20 sentenças.

O limiar de reconhecimento foi calculado pela média das sentenças apresentadas, calculado de acordo com a resposta de cada participante. A variabilidade do teste é calculada através do desvio padrão dos 17 níveis (sentença

5 a sentença 20). O teste expressa a pontuação em Db (A), levando em consideração o limiar para o reconhecimento de 50% das sentenças.

Na condição de ruído, as sentenças foram apresentadas inicialmente em 60 dB (A) e o ruído foi apresentado em uma intensidade fixa de 65 dB (A). O nível da fala foi aumentado ou diminuído, em 4 dB, conforme o participante repetisse a sentença, respectivamente, de forma incorreta ou correta.

A sentença foi considerada correta pelo avaliador quando: (a) todas as palavras foram repetidas corretamente; (b) houve troca apenas de artigo em uma sentença; (c) caso a sentença apresentada contivesse palavras entre parênteses, pelo menos uma delas foi repetida corretamente e (d) o participante adicionou outras palavras na sentença, sem, no entanto, comprometer seu sentido (BEVILACQUA, et al., 2008).

A pontuação do desempenho no HINT é expressa em dB S/R. Ela é estabelecida após a aplicação de uma lista de 20 sentenças. Relações S/R menores indicam melhor desempenho do participante na condição avaliada.

Após a entrevista e avaliação da percepção da fala no ruído, foi realizado o cruzamento dos participantes para o outro protocolo. Ou seja, os participantes que iniciaram o estudo com o “protocolo NAL-NL1” foram submetidos à nova sessão de programação e verificação do AASI com base no “protocolo BFP” e vice-versa. Após quatro semanas foi realizada uma nova aplicação entrevista e avaliação da percepção da fala no ruído (Figura 4).

Figura 4 – Fluxo da realização dos procedimentos no estudo

4.3 FORMA DE ANÁLISE DOS RESULTADOS

Os resultados foram analisados quantitativamente, por meio de estatística descritiva e indutiva.

A equiparação entre REAR e alvo foi analisada descritivamente, a partir da diferença observada entre estes elementos, nas inter-oitavas de frequência entre 250 e 4000 Hz, nas diferentes intensidades pesquisadas. Também foram calculadas as diferenças das médias quadráticas (RMS - do inglês *root mean square*) para a região de 500 a 4000 Hz, de modo a ser obtido um valor único. Para o cálculo da RMS foi obtida a raiz quadrada da média aritmética das diferenças entre REAR e alvo, em cada frequência, elevadas ao quadrado.

Também foi realizada análise descritiva para analisar a preferência dos participantes com a amplificação gerada a partir do uso dos dois protocolos (NAL-NL1 versus BFP).

O teste t de *Student* foi utilizado para comparar as médias das diferenças entre REAR e alvo, na condição inicial do estudo e após o cruzamento dos participantes, para cada um dos protocolos analisados.

O teste t pareado foi utilizado para comparar o protocolo NAL-NL1 e protocolo BFP no que se refere: aos alvos gerados, à inclinação dos alvos (*slope*), à resposta com uso da amplificação (REAR), dados do *datalogging* e o desempenho de percepção da fala no silêncio e ruído (HINT).

O teste de *Wilcoxon* foi utilizado para comparação das pontuações totais do inventário IOI-HA obtidas com o protocolo NAL-NL1 e com o protocolo BFP.

Em todos os casos o nível de significância adotado foi de 5%.

5 Resultados

5 RESULTADOS

5.1 ANÁLISE DA EQUIPARAÇÃO DA RESPOSTA COM AMPLIFICAÇÃO ENTRE O PROTOCOLO NAL-NL1 E BANANA DA FALA PERSONALIZADA.

A comparação (teste t pareado) entre os valores médios dos alvos da regra NAL-NL1 (DILLON, 1999) e da banana da fala personalizada, gerados pelo equipamento *Aurical Free Fit (GN Otometrics)*, de acordo com os parâmetros adotados na metodologia do presente trabalho, estão dispostos na tabela 2.

Tabela 2 – Comparação dos valores médios dos alvos gerados pela regra NAL-NL1 e BFP nas inter-oitavas de frequência entre 250 e 4000 Hz, para diferentes intensidades (n=120)

(continua)

Intensidade (NPS)	Método	Frequência (Hz)					
		250	500	1k	2k	3k	4k
50 dB	NAL-NL1 (x±dp)	49,13±7,8	55,41 ±8,8	60,45±9,8 4	71,3±8,2	66,83 ±7,17	62,14 ±8,17
	BFP (x±dp)	56,29±12,2	62,71 ±11,9	66,93±13,8	75,98±11,0	80,01±11,0	82,60 ±11,8
	Diferença	7,16	7,3	6,48	4,68	13,18	20,46
	t estatístico* Valor de p*	7.48 < 0.00001	9.86 < 0.00001	7.33 < 0.00001	6.06 < 0.00001	13.45 < 0.00001	15.30 < 0.00001
65 dB	NAL-NL1 (x±dp)	60,25±6,5 8	64,36 ±7,48	68,28 ±9,76	80,40 ±9,61	75,82 ±7,06	72,1 ±7,29
	BFP (x±dp)	67,75±10,9	70,58±11,6	75,41±13,6	85,85±11,6	90,66 ±9,35	88,9 ±9,05
	Diferença	7,5	6,22	7,13	5,45	14,84	16,8
	t estatístico* Valor de p	8,21 < 0.00001	8,30 < 0.00001	8,47 < 0.00001	6,75 < 0.00001	18,7 < 0.00001	19,2 < 0.00001

Tabela 2 – Comparação dos valores médios dos alvos gerados pela regra NAL-NL1 e BFP nas inter-
oitavas de frequência entre 250 e 4000 Hz, para diferentes intensidades (n=120).

(conclusão)

Intensidade (NPS)	Método	Frequência (Hz)					
		250	500	1k	2k	3k	4k
80 dB	NAL-NL1 (x±dp)	74,8 ±4,46	75,92 ±5,45	76,24 ±8,93	88,11 ±9,72	84,96 ±7,54	84,10 ±7,3
	BFP (x±dp)	81,85 ±9,20	83,34 ±8,51	83,00±10, 5	93,69±11, 2	97,7 ±8,73	97,0 ±8,59
	Diferença	7,05	7,42	6,76	5,58	12,74	12,9
	t estatístico *	9,59	12,0	9,69	7,30	17,6	15,59
	Valor de p	< 0.00001	< 0.00001	< 0.00001	< 0.00001	< 0.00001	< 0.0000 1

Legenda: BFP = Banana da fala personalizada *Teste t pareado

A inclinação (*slope*) da curva dos alvos foi calculada a partir da subtração do alvo na frequência de 4kHz do alvo na frequência em 500 Hz (ALVO 4kHz-ALVO 500Hz), nas intensidades de entrada de 50, 65 e 80 dB NPS. Este mesmo cálculo foi realizado para o cálculo da inclinação da curva da REAR (Tabela 3).

Tabela 3 – Comparação dos valores médios da inclinação (*slope*) dos alvos gerados pela regra NAL-NL1 e pela banana da fala personalizada e da REAR obtida em cada medição, para as diferentes intensidades (n=120)

		50 dB NPS		65 dB NPS		80 dB NPS	
Método		Alvo	REAR	Alvo	REAR	Alvo	REAR
NAL-NL1	x±dp	0,14±9,55	3,5	0,43±9,34	3,80	1,41 ±9,12	4,12
	Extensão	-20 a 25	±8,33 -19 a 22	-18 a 28	±7,03 -16 a 18	-15 a 31	±6,97 -15 a 31
BFP	x	3,37	-0,43	2,70	2,70	13,6 ±10,06	5,63 ±
	±dp	±8,10	±9,3	±9,39	±9,39	-13 a 43	5,60
	Extensão	-18 a 28	-28 a 18	-31 a 31	-31 a 15		-7 a 17
Diferença		3,23	3,07	2,27	2,39	12,2	1,5
t estatístico*		2,21	2,8	1,43	4,01	11,0	1,95
Valor de p*		<0,029	0,005	0,153	0,0001	<0,000001	0,062

A média da REAR, obtida na medição com o protocolo NAL-NL1 foi menor do que aquela obtida com o protocolo BFP, conforme mostra os valores negativos da diferença (Tabela 4). Embora tais diferenças tenham sido pequenas, o teste t pareado revelou diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$).

Tabela 4 – Comparação dos valores da REAR obtidas quando empregada a verificação por meio da regra NAL-NL1 e banana da fala personalizada (n=120)

Intensidade (NPS)	Método	Frequência (Hz)					
		250	500	1k	2k	3k	4k
50 dB	NAL-NL1 (x±dp)	47,5±5,11	50,2±7,25	55,1±9,91	64,9±8,84	63,9±66,13	57,4±6,8
	BFP (x±dp)	48,5±5,1	52,6±8,71	58,2±10,9	67,9±9,64	66,2±7,85	59,3±7,9
	Diferença	-1,0	-2,4	-3,1	-3,0	-2,3	-1,9
	t estatístico* Valor de p*	2,23 0,02	3,86 0,0001	5,2 <0,00001	6,06 0,01	3,9 0,0001	3,08 0,002
65 dB	NAL-NL1 (x±dp)	58,4±4,5	61,1±6,2	64,3±9,2	76,04±9,4	74,6±6,17	68,1±6,3
	BFP (x±dp)	62,2±4,98	62,3±7,65	65,8±9,3	78,1±9,94	77,5±6,8	71,0±6,83
	Diferença	-3,8	-1,2	-1,5	-2,06	-2,9	-2,9
	t estatístico* Valor de p	11,5 0,00005	3,66 0,0003	3,55 0,0005	5,25 <0,000001	7,05 0,02	6,7 <0,000005
80 dB	NAL-NL1 (x±dp)	72,6±3,34	74,1±4,6	74,5±7,46	86,4±8,29	85,4±5,65	80,0±5,73
	BFP (x±dp)	73,9±5,92	76,5±5,15	76,8±7,55	87,8±8,76	87,64±6,16	82,2±6,12
	Diferença	-1,3	-2,4	-2,3	-1,4	-2,2	-2,2
	t estatístico* Valor de p	2,81 0,005	8,5 0,00001	5,38 0,0006	4,34 0,002	6,67 <0,000001	6,30 <0,00001

Legenda: BFP = Banana da fala personalizada *Teste t pareado

A Tabela 5 mostra os valores médios e extensão da diferença entre os alvos prescritos pela regra NAL-NL1 e BFP e a resposta obtida com AASI na orelha externa (REAR), para as intensidades de 50, 65 e 80 Db NPS, nas inter-oitavas de frequência entre 250 e 4 kHz. Pelo fato de ter sido utilizada a subtração “REAR-alvo”, os valores negativos indicam que a REAR ficou abaixo do alvo.

Em função do desenho cruzado deste estudo, são exibidos, separadamente, as diferenças entre REAR e alvos para o início do estudo (primeira experiência com o uso da amplificação) e após o cruzamento dos participantes (quatro semanas de uso da amplificação). Estas diferenças variaram de 0,41 a 2,9 dB (protocolo NAL-NL1) e de 0,01 a 4 dB (protocolo BFP), considerando-se todas as frequências e intensidades avaliadas.

O teste t de *Student* mostrou diferença estatisticamente significativa na média das diferenças REAR-alvo, apenas entre os grupos de participantes que utilizaram a NAL-NL1 no início do estudo (n=30 indivíduos, 60 orelhas) e pós-cruzamento (n=30 indivíduos, 60 orelhas). Tais diferenças ocorreram para a intensidade 50 dB NPS, nas frequências de 500 (t=-2,68; p=0,008) e 1k Hz (t=-2,12; p=0,03), para a intensidade de 65 dB NPS, na frequência de 4k Hz (t=-2,06; p= 0,04) e para a intensidade de 80 dB NPS, na frequência de 1k Hz (t=-3,09; p=0,002). Contudo, quando consideradas as médias quadráticas (RMS), diferenças significativas não foram observadas.

Tabela 5 – Diferenças entre alvo e REAR (média $\pm$ desvio padrão, extensão) para os protocolos NAL-NL1 e banana da fala amplificada

(continua)

			Frequência (Hz)					
NAL-NL1			250	500	1k	2k	3k	4k
50 dB NPS	Início (n=60)	x $\pm$ dp (dB) Extensão (dB)	-1,4 $\pm$ 6,13 -19 à 10	-6,45 $\pm$ 6,4 -22 à 12	-6,35 $\pm$ 5,4 -18 à 10	-5,51 $\pm$ 6,1 -19 à 7	-3,8 $\pm$ 6,9 -25 à 9	-5,7 $\pm$ 9,8 -33 a 15
	Pós-cruzamento (n=60)	x $\pm$ dp (dB) Extensão (dB)	-1,81 $\pm$ 5,6 -21 à 7	-3,8 $\pm$ 3,9 -14 à 2	-4,3 $\pm$ 5,1 -16 à 5	-7,2 $\pm$ 6,4 -24 à 8	-1,93 $\pm$ 5,1 -13 à 11	-3,6 $\pm$ 7,18 -24 à 10
	Total (n=120)	x $\pm$ dp (dB) Extensão (dB)	-1,6 $\pm$ 5,8 -21 à 10	-5,14 $\pm$ 5,4 -22 à 12	-5,3 $\pm$ 5,3 -18 à 10	-6,3 $\pm$ 6,3 -24 à 8	-2,8 $\pm$ 6,1 -25 à 11	-4,6 $\pm$ 8,6 -33 à 15

Tabela 5 – Diferenças entre alvo e REAR (média $\pm$ desvio padrão, extensão) para os protocolos NAL-NL1 e banana da fala amplificada

(continua)

			Frequência (Hz)					
NAL-NL1			250	500	1k	2k	3k	4k
65 dB NPS	Início (n=60)	x $\pm$ dp (dB) Extensão (dB)	-1,18 $\pm$ 5,3 -18 à 12	-4,13 $\pm$ 5,2 -19 à 9	-4,85 $\pm$ 5,2 -14 à 8	-3,8 $\pm$ 5,66 -18 à 7	-2,15 $\pm$ 5,9 -19 à 10	-5,51 $\pm$ 8,9 -29 à 13
	Pós- cruzament o (n=60)	x $\pm$ dp (dB) Extensão (dB)	-2,3 $\pm$ 4,9 -18 à 5	-2,3 $\pm$ 3,0 -11 à 2	-3,1 $\pm$ 4,0 -17 à 3	-4,9 $\pm$ 7,6 -25 à 13	-0,18 $\pm$ 4,8 -13 à 12	-2,58 $\pm$ 6,4 -30 à 7
	Total (n=120)	x $\pm$ dp (dB) Extensão (dB)	-1,7 $\pm$ 5,1 -18 à 12	-3,2 $\pm$ 4,3 -19 à 9	-3,9 $\pm$ 4,7 -17 à 8	-4,3 $\pm$ 6,7 -25 à 13	-1,1 $\pm$ 5,1 -19 à 12	-4,0 $\pm$ 7,8 -30 à 13
	Início (n=60)	x $\pm$ dp (dB) Extensão (dB)	-1,2 $\pm$ 3,7 -13 à 5	-2,1 $\pm$ 4,3 -17 à 6	-2,9 $\pm$ 5,5 -14 à 11	-1,45 $\pm$ 6,2 -16 à 11	-0,7 $\pm$ 6,3 -17 à 13	-5,4 $\pm$ 9,05 -33 à 13
	Pós- cruzament o (n=60)	x $\pm$ dp (dB) Extensão (dB)	-2,95 $\pm$ 4,3 -18 à 4	1,5 $\pm$ 2,7 -10 à 4	-0,36 $\pm$ 3,4 -10 à 6	-1,95 $\pm$ 6,9 -21 à 10	1,71 $\pm$ 5,5 -19 à 15	-2,71 $\pm$ 6,8 -37 à 5
	Total (n=120)	x $\pm$ dp (dB) Extensão (dB)	-2,1 $\pm$ 4,1 -18 à 5	-1,8 $\pm$ 3,6 -17 à 6	-1,6 $\pm$ 4,7 -14 à 11	-1,7 $\pm$ 6,5 -21 à 11	0,4 $\pm$ 6,0 -19 à 15	-4,0 $\pm$ 8,0 -37 à 13
	BFP							
	Início (n=60)	x $\pm$ dp (dB) Extensão (dB)	-8,36 $\pm$ 14,5 -51 à 24	-8,7 $\pm$ 11,5 -43 à 16	-7,3 $\pm$ 10,5 -26 à 15	-8,1 $\pm$ 7,5 -32 à 10	-12,1 $\pm$ 9,22 -47 à 2	-22,4 $\pm$ 10,3 -58 à -1
	Pós- cruzament o (n=60)	x $\pm$ dp (dB) Extensão (dB)	-7,13 $\pm$ 9,3 -32 à 17	-11,35 $\pm$ 10,9 -34 à 14	-10,1 $\pm$ 10,6 -36 à 11	-7,86,5 $\pm$ 6,3 -22 à 7	-15,3 $\pm$ 11,0 -54 à 4	-24,4 $\pm$ 12,9 -54 à 3
	Total (n=120)	x $\pm$ dp (dB) Extensão (dB)	7,7 $\pm$ 12,1 -51 à 24	-10 $\pm$ 11,2 -43 à 16	-8,7 $\pm$ 10,6 -36 à 15	-8,0 $\pm$ 6,9 -32 à 10	-13,7 $\pm$ 10,2 -54 à 4	-23,2 $\pm$ 11,5 -58 à -1

Tabela 5 – Diferenças entre alvo e REAR (média $\pm$ desvio padrão, extensão) para os protocolos NAL-NL1 e banana da fala amplificada

(conclusão)

			Frequência (Hz)					
BFP			250	500	1k	2k	3k	4k
65 dB NPS	Início (n=60)	x						
		$\pm dp$ (dB)	-6,9	-6,21	-8,2	-7,3	-126	-17,01
		Extensão (dB)	$\pm 12,3$ -39 à 20	± 9 -32 à 13	$\pm 8,9$ -32 à 7	$\pm 9,5$ -45 à 10	$\pm 7,9$ -33 à 4	$\pm 8,6$ -48 à -1
	Pós- cruzamen to (n=60)	x						
		$\pm dp$ (dB)	-4,1	-10,2	-10,8	-8,0	-14,1	-18,7
		Extensão (dB)	$\pm 8,8$ -26 à 29	$\pm 7,4$ -36 à 4	$\pm 7,9$ -35 à 6	$\pm 7,8$ -23 à 12	$\pm 8,0$ -37 à 4	$\pm 11,2$ -48 à -2
	Total (n=120)	x						
		$\pm dp$ (dB)	-5,5	-8,2	-9,5	-7,7	-13	-17,9
		Extensão (dB)	$\pm 10,8$ -39 à 29	$\pm 8,5$ -36 à 13	$\pm 8,5$ -35 à 7	$\pm 8,7$ -45 à 12	$\pm 8,0$ -37 à 4	$\pm 10,0$ -48 à -1
80 dB NPS	Início (n=60)	x	-8,2	-6,7	-5,8	-5,85	-10	17,8
		$\pm dp$ (dB)	$\pm 7,4$	$\pm 6,8$	$\pm 9,1$	$\pm 9,6$	$\pm 9,63$	$\pm 10,3$
		Extensão (dB)	-32 à 3	-24 à 5	-30 à 12	-31 à 16	-4 à 20	-36 à 3
	Pós- cruzamen to (n=60)	x	-7,5	-6,7	-6,4	5,8	-9,75	-17,3
		$\pm dp$ (dB)	$\pm 6,4$	$\pm 7,3$	$\pm 7,5$	$\pm 8,7$	$\pm 7,2$	$\pm 9,6$
		Extensão (dB)	-27 à 4	-30 à 3	-22 à 12	-22 à 12	-30 à 5	-40 à 3
	Total (n=120)	x	-7,9	-6,7	-6,15	-5,8	-10,0	-14,7
		$\pm dp$ (dB)	$\pm 6,9$	$\pm 7,0$	$\pm 8,3$	$\pm 9,1$	$\pm 8,4$	$\pm 9,7$
		Extensão (dB)	-32 à 4	-30 à 5	-30 à 12	-31 à 16	-37 à 5	-40 à 3

O Gráfico 1 apresenta os valores das médias quadráticas (RMS) da diferença entre REAR e alvo, para os protocolos NAL-NL1 e BFP, nas inter-oitavas entre 500 a 4000 Hz, em todas as intensidades analisadas, para as 120 orelhas avaliadas.

Gráfico 1 – Médias quadráticas (RMS) das diferenças entre o alvo e REAR, nas frequências de 500 a 4000 Hz, obtidas para os protocolos NAL-NL1 e mapeamento de fala (n=120)

Os valores médios da RMS da diferença entre REAR e alvo, para o protocolo NAL-NL1, nas intensidades de 50, 65 e 80 dB, foram, respectivamente iguais a 6,8 ($\pm 3,0$), 5,56 ($\pm 2,8$) e 5,1 ($\pm 2,8$). Para o protocolo BFP, estes valores foram iguais a 15,5 ($\pm 5,8$), 13,2 ($\pm 5,2$) e 11,7 ($\pm 4,3$). O teste t revelou diferenças significativas para os valores médios da RMS entre os protocolos NAL-NL1 e BFP nas intensidades de 50 ($t=-16,18$; $p=0,0000$), 65 ($t=-19,0$; $p=0,0000$) e 80 dB NPS ($t=-20$; $p=0,0000$).

Estão dispostas no gráfico 2 a quantidade de orelhas que foram equiparadas ao alvo, considerando os protocolos NAL-NL1 e BFP, para as frequências individuais e RMS, nas diferentes intensidades avaliadas. Deve ser lembrado que foi considerada “equiparação” a diferença entre REAR e alvo de ± 5 dB.

Gráfico 2 – Número de orelhas equiparadas ao alvo gerado pela regra NAL-NL1 e banana da fala amplificada personalizada (BFP), nas inter-oitavas de 250 a 4000 Hz e na média quadrática (RMS), para as intensidades de 50, 65 e 80 dB NPS.

O tempo médio de uso diário do AASI, registrado por meio do *data logging* foi de 7.5 ± 3.1 horas (protocolo NAL-NL1) e 7.6 ± 3.2 horas (banana da fala personalizada). O teste t pareado não revelou diferença estatisticamente significativa entre estas médias ($t = -0.522$; $p = 0.603$).

O Gráfico 3 dispõe de informações sobre o desempenho dos participantes da pesquisa no reconhecimento de sentenças no silêncio e no ruído, por meio do teste HINT, para o protocolo NAL-NL1 e banana da fala amplificada personalizada. A diferença entre as médias dos limiares de reconhecimento de fala no silêncio foi muito pequena, porém, significativa ($t = -2.51$; $p = 0.035$). Não houve diferença estatisticamente significativa para a condição do ruído ($t = -1.4$; $p = 0.149$).

Gráfico 3 – Limiares de reconhecimento de sentenças silêncio e relação sinal/ruído obtidos com o AASI ajustado via protocolo NAL-NL1 e banana da fala amplificada personalizada (BFP) (n=60). A caixa mostra a média $\pm$ 2 DP e os bigodes mostram os valores extremos.

No tocante ao instrumento IOI-HA, o teste de *Wilcoxon* não mostrou diferenças estatisticamente significativas ($z=1,39$; $p=0,16$) entre as médias da pontuação total obtida com o protocolo NAL-NL1 ($30,5 \pm 2,9$) e com o protocolo BFP ($30,2 \pm 3,1$).

Ao final do estudo foi dada oportunidade aos participantes expressarem o ajuste do AASI de sua preferência. Dos 60 participantes do estudo, 17 (28,3%) relataram preferência pelo protocolo NAL-NL1, 42 (70%) foram indiferentes e apenas um (1,6%) preferiu o ajuste via protocolo BFP.

6 Discussão

6 DISCUSSÃO

6.1 ANÁLISE DA EQUIPARAÇÃO DA RESPOSTA COM AMPLIFICAÇÃO ENTRE O PROTOCOLO NAL-NL1 E BANANA DA FALA PERSONALIZADA

Inicialmente, vale destacar que, até o momento da finalização desta pesquisa, não foram encontrados estudos clínicos que tenham utilizado o procedimento de mapeamento de fala para equiparação da REAR, obtidas em diferentes intensidades, a BFP, conforme procedimento proposto no equipamento *Aurical Free Fit (GN Otometrics)*. Salienta-se que, a despeito de reiteradas solicitações, o nível de detalhamento das informações fornecidas pela *GN Otometrics* relativas à BFP não permitiu uma compreensão mais crítica e aprofundada do mecanismo para sua derivação. Tais fatores limitam a comparação dos resultados da presente pesquisa com a literatura.

No tocante aos alvos prescritos, os valores para a BFP, conforme critério adotado no presente estudo, foram significativamente maiores do que os da regra NAL-NL1, em todas as frequências e intensidades pesquisadas (Tabela 2). Diferenças da ordem de 4,68 a 20,46 Db NPS foram encontradas. As diferenças entre os protocolos foram maiores nas frequências de 3 e 4 kHz, em todas as intensidades avaliadas, principalmente para o nível de entrada fraco (50 dB NPS), enquanto as menores diferenças estavam localizadas na frequência de 2 kHz.

Estas diferenças podem ser explicadas em função da lógica subjacente aos alvos. A BFP é fundamentada na normalização da *loudness* (OTOMETRICS, 2017) ao contrário da NAL-NL1 (DILLON, 1999) que se baseia na equalização da *loudness*. A equalização da *loudness* tem como princípio a premissa de que as oitavas de frequência devem ser amplificadas de forma diferentes a fim de tornarem-se igualmente audíveis. Este princípio inclui a ideia de normalizar a *loudness*, entretanto isto é aplicado para a *loudness* total e não a *loudness* em cada banda de frequência (DILLON, 1999). Por outro lado, com a normalização a meta é restaurar a percepção normal da sensação de intensidade para o usuário de AASI. Além disto, a *loudness* normal entre as bandas de frequência de um estímulo complexo deve ser mantida - para um sinal de fala isto significa que, para um dado nível de entrada, as

frequências mais baixas serão percebidas com maior *loudness* do que as frequências altas (PALMER, 2002).

Até o presente, não foram encontrados outros estudos que tenham analisado os alvos da BFP, entretanto, a literatura descreve algumas comparações entre a regra NAL-NL1 (BYRNE et al., 2001) e outro método que se baseia na normalização da *loudness*, denominado DSL. Byrne et al. (2001) compararam os alvos do ganho de inserção para a NAL-NL1 e outros métodos prescritivos, incluindo o DSL i/o v4.1 (SEEWALD et al., 1997), para diferentes configurações de curvas audiométricas hipotéticas. Quando considerada uma perda auditiva com configuração descendente leve, com limiares entre 40 e 70 dB NA, evidenciou-se que o método DSL i/o v4.1 prescreveu maior ganho para todas as frequências, principalmente nas frequências baixas e altas. Destaca-se que a versão mais recente do método, DSL v5.0 (SCOLLIE et al., 2005), prescreve alvos menores para a população adulta do que sua antecessora, a DSL i/o v 4.1.

A diferença entre os alvos para as altas frequências também se justifica pelo fato de que, para configurações audiométricas descendentes, os alvos da NAL-NL1, nas frequências acima de 3000 Hz, frequentemente recaem abaixo do limiar de audição (em dB NPS). Em sua derivação, a NAL-NL1 emprega uma modificação do Índice de Inteligibilidade de fala (SII) por meio de uma correção de “audibilidade efetiva”. Esta correção inclui a redução da inteligibilidade de fala que ocorre para altos níveis de apresentação e outra redução desta inteligibilidade associada ao grau da perda auditiva (DILLON, 1999; BYRNE et al., 2001). Assim, conforme a perda auditiva aumenta (grau moderado ou mais severo), menos informação é extraída do sinal de fala, mesmo quando este sinal está totalmente audível - “desensibilização” (BYRNE et al., 1999). Esta correção é maior para as frequências altas do que para as frequências baixas e maior para níveis de sensação mais fortes. A implicação é que a resposta de frequência derivada para audiogramas descendentes terá menos ênfase em alta frequência (BYRNE et al., 2001).

Destaca-se que, para a NAL-NL1, os alvos representam o LTASS, contudo, deve ser analisada também a área dinâmica do sinal de fala. Desta forma, ainda que os alvos para o LTASS estejam abaixo do limiar de audição, os picos do sinal de fala estarão acima dos mesmos, portanto, audíveis (MUELLER, RICKETTS, BENTLER, 2017).

Por outro lado, na BFP os valores alvos recaíram quase sempre acima do limiar de audição, já que a audibilidade do sinal de fala é priorizada. É válido lembrar que a BFP representa uma “área alvo” e, no presente estudo, os valores discretos foram determinados arbitrariamente - dada a informação do fabricante de que o alvo para um sinal de 65 dB NPS seria a metade da área da banana de fala personalizada³.

Deve ser salientado que a determinação da BFP leva em consideração a área dinâmica de audição de indivíduo, em dB NPS (OTOMETRICS, 2017). No presente estudo não foram obtidas medidas individuais do UCL, sendo utilizados os valores preditos do equipamento, ou seja, um valor médio. O limiar de audição e limiar de desconforto (mensurados em dB NA) são então convertidos em dB NPS, tendo como referência o CAE do indivíduo. Novamente, no presente estudo, não foram aplicados fatores de correções individuais para fazer a transformação de dB NA para dB NPS. Dito isso, é importante questionar se a utilização de valores mensurados nas medidas citadas, poderiam implicar em mudanças na área dinâmica e, por conseguinte, nos alvos para o protocolo BFP.

Finalmente, deve ser mencionado que, no presente estudo, não participaram indivíduos com audiometrias de grau severo e profundo, desta forma, não foi possível determinar a natureza dos valores alvos da BFP para esta população.

O cálculo da inclinação (*slope*), envolveu a seguinte subtração: alvo em 4 kHz-alvo em 500 Hz. Deste modo, quanto maior este valor, mais ascendente ou íngreme foi a curva do alvo. As configurações audiométricas descendentes foram predominantes nas orelhas avaliadas no presente estudo (n=99; 82,5%). Desta forma, poderia ser esperado que as curvas dos alvos fossem mais íngremes. Entretanto, na Tabela 3, verifica-se que a inclinação das curvas do alvo para a BFP foram significativamente maiores do que a NAL-NL1 para os níveis de entrada de 50 e 65 dB NPS.

Isto pode ser explicado em função da regra de inclinação utilizada pela NAL-NL1. Qualquer método que prescreva à amplificação a partir dos limiares tonais possui uma regra que descreve como as variações nas configurações audiométricas são compensadas pela variação das respostas de frequência prescritas. Para um som de entrada de intensidade média a NAL-NL1 aplica uma regra de inclinação de $\frac{1}{3}$, sendo isto menor do que para outros métodos prescritivos. Ou seja, se a

³ Peter Kossek, Senior Product Manager, Fitting. GN Otometrics A/S. Comunicação pessoal.

inclinação dos limiares entre duas frequências for de 10 dB, a resposta de frequência aumentará em cerca de 3,3 dB. Isto ocorre pela correção aplicada em função da dessensibilização, comentada anteriormente (BYRNE et al., 2001).

As comparações do NPS absoluto gerado pelo AASI no conduto auditivo dos participantes são de particular importância (Tabela 4). A média REAR para o protocolo NAL-NL1 ficou de 1 a 3,8 dB abaixo da média da REAR obtida com o protocolo BFP, sendo tais diferenças estatisticamente significantes. Todavia, estes valores são pequenos quando considerado o contexto clínico e a variabilidade teste-reteste das MMS. Hawkins (1987) reportou variabilidade do REIG de 3 a 4 dB nas frequências de 1000 e 2000Hz e maiores do que 5 dB nas frequências de 4000 e 6000Hz, atribuindo esta variabilidade, sobretudo, às diferenças de posicionamento do tubo sonda entre as medições. Mais recentemente, Alaqrabawi (2010) reportou variabilidade teste-reteste abaixo de 4 dB em as frequências. Jespersen e Moller (2013) reportaram desvios padrões entre medidas do REIG iguais a 2.9 dB e concluíram que diferenças acima de 6 dB poderiam ser consideradas clinicamente significativas.

Também pode ser observado, na Tabela 4, que a resposta de frequência da REAR para os protocolos NAL-NL1 e BFP foram semelhantes. Isto também é confirmado pelos dados da inclinação da REAR (Tabela 3) que foi pequena para ambos os protocolos. Um dos fatores que pode ter contribuído para esta similaridade da resposta de frequência entre os protocolos, foi a escolha da regra prescritiva NAL-NL1 para a programação inicial do AASI, nos *softwares* dos fabricantes. Isto foi realizado uma vez que tais *softwares* não dispunham da prescrição dada pela BFP e também pelo fato de não ser conhecida a relação dos alvos da BFP e de outras regras prescritivas fundamentadas na normalização da *loudness*. Esperava-se que, a partir desta prescrição inicial, o ajuste manual das características eletroacústicas do AASI levasse à uma REAR equiparada à configuração da BFP. Entretanto, isto não pode ser obtido, em função de distintos fatores que serão pormenorizados na discussão das diferenças entre REAR e alvo.

No que se refere às diferenças médias entre a REAR e alvo (Tabela 5), foi encontrada diferença estatisticamente significativa (teste t de *Student*) apenas entre o grupo de participantes que utilizou a NAL-NL1 no início do estudo (n=30 indivíduos, 60 orelhas) e o grupo que utilizou esta mesma regra após-cruzamento (n=30 indivíduos, 60 orelhas). Entretanto, estas diferenças foram pequenas e

ocorreram somente em frequências isoladas, para a intensidade 50 dB NPS, em 500 (-2,62) e 1k Hz (-2,05), para a intensidade de 65 dB NPS em 4k Hz (diferença igual a -2,92) e para a intensidade de 80 dB NPS, em 1k Hz (diferença igual a -2,54). A

inexistência de uma tendência é reforçada quando examinada as diferenças das médias quadráticas (RMS) entre os grupos, onde não houve significância estatística.

No tocante à equiparação aos alvos para o total de 120 orelhas, serão discutidos inicialmente os resultados para o protocolo NAL-NL1. Foram encontradas diferenças médias entre REAR e alvo variando entre -1,4 a -7,2 (entrada de 50 dB NPS), -0,18 a 5,51 (entrada de 65 dB NPS) e -0,36 a -5,4 (entrada de 80 dB NPS). Os valores da extensão mostram que houve grande variabilidade entre as orelhas analisadas (Tabela 5).

A literatura corrobora os resultados do presente estudo. Dois estudos avaliaram as diferenças entre o alvo da NAL-NL1 e o REIG, para um som de entrada de 65 dB NPS, após ajuste fino manual do AASI. Aazh e Moore (2007) reportaram diferenças médias de -0,1 (750 Hz) a -5,4 dB (3 kHz). Desvios máximos de até -22 dB foram observado. Quando avaliados dispositivos com “adaptação aberta”, Aazh, Moore e Prasher (2012) reportaram diferenças médias entre -0,5 (250 Hz) a -4,5 dB (4 kHz) e máximas de até -16 dB.

Vários fatores contribuíram para a diferença entre REAR e alvo da NAL-NL1 (Tabela 5). Inicialmente, deve ser mencionada a preferência do usuário em relação à quantidade de amplificação fornecida. Conforme descrito na metodologia do presente estudo, durante a realização do ajuste fino manual do AASI, procurou-se criar um equilíbrio entre a necessidade de equiparação ao alvo e as percepções do participante quanto ao conforto acústico e qualidade sonora - sendo estes últimos sempre respeitados. Deste modo, a REAR obtida refletiu esta condição.

A literatura também descreve diferenças entre o ganho prescrito pela NAL-NL1 e as preferências de *loudness* do usuário de AASI. Keidser et al. (2012) realizaram uma análise de diferentes estudos que de alguma forma mensuraram a *loudness* preferida pelos usuários - em média, estes indivíduos preferiram um ganho 3.2 dB (DP=4.2 dB) menor que o da NAL-NL1. Cerca de 48% dos participantes preferiram ganho similar ao da NAL-NL1, 47% consideraram este ganho como sendo muito forte e 5% consideraram como “muito fraco”.

Em um estudo com AASIs treináveis Mueller, Hornsby e Weber (2008) avaliaram a preferência do ganho, obtido em mundo real, relativa à prescrição NAL-

NL1. Os autores verificaram que existe uma extensão de valores de ganho considerados preferidos e não apenas um valor único. Também verificaram que o valor da diferença entre o ganho preferido e o prescrito dependia da quantidade de amplificação fornecida inicialmente. Para indivíduos que iniciaram o estudo com um ajuste 6 dB abaixo da prescrição NAL, o ganho preferido esteve aproximadamente 5 dB abaixo da NAL. Em contrapartida, para indivíduos que iniciaram o estudo com programação 6 dB acima da NAL, o ganho preferido estava aproximadamente 3 dB acima desta regra.

Em média, também deve ser levado em consideração que os participantes do estudo eram novos usuários de AASI ou usuários com pouca experiência com AASI (3-4 semanas), que não passaram pelo processo de adaptação e devido a isto, podem apresentar maior sensibilidade ao som por tempo de privação elevado e perda da sensação natural da *loudness*, bem como a presença de recrutamento auditivo (MUELLER; HORNSBY; WEBER, 2008; PALMER, 2002). Keidser et al. (2011) observaram que novos usuários de AASI preferiam, em média, ganho 2,2 dB menor do que os preferidos por usuários experientes. O fator da experiência com o uso do AASI teve maior efeito para indivíduos com perda auditiva de grau moderado do que para aqueles com perda auditiva de grau leve.

De fato, o reconhecimento de que o alvo da NAL-NL1 poderia não ser apropriado levou à revisão e refinamento desta regra, dando origem à NAL-NL2. Na versão revisada, o ganho para frequências baixas e altas é maior do que o da NAL-NL1 e o ganho das frequências médias é menor. Além disto, o ganho prescrito para novos usuários de AASI é menor do que o prescrito para usuários experientes (KEIDSER et al., 2011).

Também se observa na Tabela 5 que as diferenças entre REAR e alvo foram, via de regra, maiores para as frequências de 2k Hz e 4 kHz. No que se refere à frequência de 2 kHz, um fator contribuinte foi o número de canais disponíveis (4 ou 6) para ajuste do ganho dos AASIs utilizados no presente estudo, assim como a largura de banda destes canais. Como estes AASIs não permitiam alterar a frequência delimitadora entre canais (*crossover*) em diferentes vezes aumentar o ganho em 2 kHz implicava em aumentar também a amplificação em outra banda de frequência, gerando queixas sobre a *loudness*. Deve ser também apontado que a extensão de frequência destes AASIs (100-5800 Hz), assim como o aparecimento

de feedback acústico, muitas vezes impossibilitou o fornecimento de amplificação na região de 4 KHz. Considerando a diferença para todas as frequências, a RMS da diferença REAR-alvo, foi maior para a intensidade de 50 dB NPS ($6,8 \pm 3,0$ dB). Este dado pode ser justificado, uma vez que os métodos prescritivos não lineares, caso da NAL-NL1, prescrevem alvos mais elevados para o som fraco (50 dB), uma vez que as características dos AASIs com compressão WDRC atuais englobam o fornecimento de maior saída para esta intensidade (TAYLOR; MUELLER, 2011).

O Gráfico 2 mostra que, independentemente dos níveis de entrada, o menor número de equiparação ao alvo ocorreu para a frequência de 4 kHz. Considerando todas as frequências e intensidades, no total, 52,1% das orelhas conseguiram atingir o alvo da regra prescritiva NAL-NL1. Aazh e Moore (2007) buscaram a equiparação da REIG com o método NAL-NL1 no nível de entrada de 65 dB. Os autores verificaram que nas frequências de 500, 750, 1k, 1,5k, 2k e 4 kHz após ajustar a resposta de frequência dos AASIs, 83% dos casos apresentaram-se a ± 10 dB do alvo. Mais adiante os autores realizaram outro estudo novamente avaliando a precisão com que as medidas da REIG foram equiparadas ao alvo NAL-NL1. Os autores verificaram que nas frequências de 250Hz a 4 kHz para o nível de entrada de 65 dB, 41 (82%) dos participantes conseguiram a equiparação ao alvo (AAZH; MOORE; PRASHER, 2012). Os estudos apresentados adotaram critérios que abrangiam diferenças de ± 10 dB, enquanto na presente pesquisa os critérios utilizados foram mais restritos (± 5 dB). Se fosse considerada a diferença de 10 dB de diferença, estariam equiparados ao alvo 107 (89,1%) dos participantes da presente pesquisa no nível de entrada de 65 dB, dados estes que corroboram com os trabalhos citados acima.

A seguir serão discutidos os dados de equiparação da REAR ao alvo da BFP. As diferenças médias entre REAR e alvo, foram maiores do que aquelas observadas para a NAL-NL1, sendo iguais a -7,3 a -24,4 (entrada de 50 dB NPS), -4,1 a 18,7 (entrada de 65 dB NPS) e -5,8 a -17,8 (entrada de 80 dB NPS). A variabilidade entre as orelhas analisadas, dada pela extensão dos resultados, também foi maior do que para a NAL-NL1 Tabela 5).

Verificou-se que as maiores diferenças estavam presentes na frequência de 4 kHz, na intensidade de 50 dB NPS. Este achado pode ser justificado, uma vez que a maioria das configurações audiométricas do estudo eram descendentes e consequentemente geraram alvos maiores na região de frequência

de 4 kHz. Além disso, como já mencionado acima, as regras prescritivas não lineares geram alvos maiores para a intensidade fraca, por conta da compressão WDRC.

Os valores médios da RMS da diferença REAR- alvo, foram 8,7, 7,7 e 6,6 dB maiores do que para a NAL-NL1, respectivamente nas intensidades de 50, 65 e 80 dB NPS. Estas diferenças foram estatisticamente significativas.

Para o BFP, observou-se que considerando todas as frequências e intensidade 22,7% das orelhas conseguiram se equiparar a banana da fala. Neste protocolo a falta de equiparação justifica-se pelos alvos gerados estarem muito acima do tolerado pelos participantes, este aspecto pode ser melhor observado nas diferenças encontradas entre alvo e REAR na Tabela 5.

6.2 MEDIDAS DE DESFECHO OBTIDAS COM A UTILIZAÇÃO DO PROTOCOLO NAL-NL1 E BANANA DA FALA PERSONALIZADA

Pelo fato de não ter sido possível equiparar a REAR ao alvo da banana de fala personalizada, para a grande maioria (78%) das orelhas testadas, conclui-se que efetivamente, não foi possível avaliar os desfechos primários para o protocolo BFP.

Como os níveis de pressão sonora absolutos mensurados no conduto auditivo dos participantes (REAR), foram muito semelhantes entre si (Tabela 4), justifica a ausência de diferença entre as horas de uso diário do AASI, desempenho de reconhecimento de sentenças no ruído (HINT-Brasil) e na pontuação total do inventário IOI-HA (COX; STEPHENS; KRAMER, 2002).

A diferença estatisticamente significativa entre as médias dos limiares de reconhecimento de sentenças no silêncio (0,55 dB) sugere que seja melhor para valores menores da REAR (Gráfico 3).

7 Conclusões

7 CONCLUSÕES

Foi possível concluir com a presente pesquisa que:

- Os alvos prescritos para a banana da fala amplificada foram significativamente maiores do que os da regra NAL-NL1, nas inter-oitavas de frequência entre 250 a 4000 Hz, para níveis de entrada de 50, 65 e 80 dB NPS.
- A diferença média entre REAR e alvo para o protocolo BFP foi cerca de 6 a 9 dB maior do que para o protocolo NAL-NL1.
- Foi possível atingir equiparação ao alvo da BFP em apenas 22,7% das orelhas avaliadas - menos do que a metade da proporção das equiparações para a NAL-NL1.

Os alvos da BFP, conforme critério do presente estudo, foram muito elevados, não sendo possível sua equiparação para indivíduos sem experiência com o uso do AASI. Deste modo, efetivamente não foi possível expor os participantes aos efeitos da amplificação do protocolo BFP. Este fato limitou a análise do benefício deste protocolo quanto às medidas de desfecho principal, como a percepção da fala, satisfação e benefício em vida diária.

Referências

REFERÊNCIAS

- AAZH, H.; MOORE, B. C. J. The value of routine real ear measurement of the gain of digital hearing aids. **Journal of the American Academy of Audiology**, v. 18, n. 8, p. 653-664, 2007. Disponível em: < <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18326152>>. Acesso em: 14 nov. 2017.
- AAZH, H.; MOORE, B. C. J.; PRASHER, D. The accuracy of matching target insertion gains with open-fit hearing aids. **American journal of audiology**, v. 21, n. 2, p. 175-180, 2012. Disponível em: < <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22846638>>. Acesso em: 27 out. 2017.
- ABRAMS, H. B. et al. Initial-fit approach versus verified prescription: Comparing self-perceived hearing aid benefit. **J Am Acad Audiol**, v. 23, n. 10, p. 768-778, 2012. Disponível em: < <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23169194>>. Acesso em: 12 dez. 2017.
- ALAQRBABAWI, W. **Test-retest reliability of real ear measurements for open canal hearing aid fittings**, University of Southampton, Institute of Sound and Vibration Research, Masters Thesis , 73p, 2010.
- AMERICAN ACADEMY OF AUDIOLOGY. **Guidelines for the audiologic management of adult hearing impairment**. United States: AAA, 2008. Disponível em: < https://audiology-web.s3.amazonaws.com/migrated/haguidelines.pdf_53994876e92e42.70908344.pdf>. Acesso em: 15 jun. 2017.
- AMLANI, A.M.; PUMFORD, J.; GESSLING, E. Real-ear measurement and its impact on aided audibility and patient loyalty. **Hearing Review**. 2017. Disponível em: < <http://www.hearingreview.com/2017/09/real-ear-measurement-impact-aided-audibility-patient-loyalty/>>. Acesso em: 30 set. 2017.
- ARIETA, A. M.; COUTO, C. M.; COSTA, E. A. **Teste de percepção da fala HINT Brasil em grupos de sujeitos expostos e não expostos a ruído ocupacional**. Rev CEFAC, São Paulo, v. 15, n. 4, p. 786-795, 2013. Disponível em: < http://www.scielo.br/scielo.php?pid=S1516-18462013000400007&script=sci_abstract&tlng=pt>. Acesso em: 23 ago. 2017.
- ARIETA, AM. **Teste de percepção da fala HINT Brasil, em normo- ouvintes e usuários de aparelhos auditivos – Atenção à saúde auditiva** [Dissertação]. Campinas (SP): Faculdade de Ciências Médicas/Unicamp; 2009. Disponível em: < http://bdtd.ibict.br/vufind/Record/CAMP_778a3fe3b5b7fb2df7c4dab764d528f6>. Acesso em: 15 dez. 2017.
- BAKER, S; JENSTAD, L. Matching real-ear targets for adult hearing aid fittings: NAL-NL1 and DSL v5. 0 prescriptive formula. **Canadian Journal of Speech-Language Pathology and Audiology**, v. 41, n. 2, p. 227-235, 2017. Disponível em: <http://www.cjslpa.ca/download.php?file=2017_CJSLPA_Vol_41/No_02/CJSLPA_Vol_41_No_2_2017_Baker_Jenstad_227-235.pdf>. Acesso em: 12 dez. 2017.
- BECK, D. L. **Do real-ear measurements make a real difference to patient outcomes?**. 2012. Disponível em:

<<http://www.audiology.org/news/interviews/pages/20090119a.aspx>>. Acesso em: 24 nov. 2017.

BECK, D. L.; DUFFY, J. Visible speech: A patient-centered clinical tool. **Hear Rev**, v. 14, n. 1, p. 36, 2007. Disponível em: <<http://www.hearingreview.com/2007/01/visible-speech-a-patient-centered-clinical-tool/>>. Acesso em: 13 out. 2017.

BÉRIA J. U. et al. Hearing impairment and socioeconomic factors: a population-based survey of an urban locality in southern Brazil. **Rev Panam Salud Publica**. v. 21, n.6, p. 381-7, 2007. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17761050>>. Acesso em: 18 mar. 2017.

BEVILACQUA, M. C. et al. The Brazilian Portuguese hearing in noise test. **Int J Audiol**, Hamilton, v. 47, n. 6, p. 364-65, Jun. 2008. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18569110>>. Acesso em: 25 nov. 2016.

BRAGA, G. R A. B. **Comparação das medidas com microfone sonda realizadas face a face e via teleconsulta**. 2008. Dissertação (Mestrado) - Curso de Fonoaudiologia, Faculdade de Odontologia de Bauru, Bauru, 2008. Disponível em: <<http://www.teses.usp.br/teses/disponiveis/25/25143/tde-15042009-100201/pt-br.php>>. Acesso em: 13 dez. 2017.

BRASIL, Ministério da Saúde. Portaria nº GM 79 de 24 de abril de 2012 e Portaria GM 835 de 25 de abril de 2012. Disponível em: <http://portalsaude.saude.gov.br/portalsaude/arquivos/pdf/2012/Jul/16/auditiva_160712.pdf>. Acesso em: 30 mai. 2017.

BRITISH SOCIETY OF AUDIOLOGY (BSA). **Guidance on the use of real ear measurement to verify the fitting of digital signal processing hearing aids**. 2007. Disponível em: <<http://www.thebsa.org.uk/docs/RecPro/REM.pdf>>. Acesso em: 15 out. 2015.

BURITI, A. K. L.; OLIVEIRA, S. H.S. Adaptação à prótese auditiva em usuários assistidos pelo Sistema Único de Saúde. **Rev. soc. bras. fonoaudiol.**, São Paulo ,v. 17, n. 1, p. 41-46, 2012. Disponível em: <http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1516-80342012000100009>. Acesso em: 23 mar. 2017.

BYRNE, D.; DILLON, H. The National Acoustic Laboratories'(NAL) new procedure for selecting the gain and frequency response of a hearing aid. **Ear Hear**, v. 7, n. 4, p. 257-265, 1986. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3743918>>. Acesso em: 16 dez. 2016.

BYRNE, D.; DILLON, H.; CHING, T.; KATSCH, R.; KEIDSER, G. NAL-NL1 procedure for fitting nonlinear hearing aids: characteristics and comparisons with other procedures. **J Am Acad Audiol**. v.12, n.1, p. 37-57, 2001. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11214977>>. Acesso em: 12 nov. 2017.

BYRNE, D.; PARKINSON, A.; NEWALL, P. Hearing aid gain and frequency response requirements for the severely/profoundly hearing impaired. **Ear & Hear**, v. 11, p. 40-49, 1990. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/2307302>>. Acesso em: 12 nov. 2017.

- BYRNE, D.; TONNISON, W. Selecting the gain in hearing aids for persons with sensorineural hearing impairments. **Scandinavian Audiology**, v. 5, p. 51-59, 1976. Disponível em: <<http://www.tandfonline.com/doi/abs/10.3109/01050397609043095?journalCode=iaud20>>. Acesso em: 30 ago. 2017.
- CAMPOS, P. D. Telessaúde: **Sistematização e avaliação da eficácia da teleconsulta na programação e adaptação de aparelho de amplificação sonora individual**. 2011. 216 p. Dissertação (Mestrado em Fonoaudiologia) – Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo, Bauru, 2011. Disponível em: <<http://www.teses.usp.br/teses/disponiveis/25/25143/tde-28092011-091706/pt-br.php>>. Acesso em: 20 abr. 2017.
- CITRON III, D. **Counseling and orientation towards amplification**. In: Valente M, Hosford-Dumh, Roeser RJ. Audiology Treatment. 2nd ed. New York: thieme; 2008. p. 292-343.
- COX, R. M. Assessment of subjective outcome of hearing aid fitting: getting the client's point of view. **Int J Audiol, England**, v. 42, Supplement 1, p. 90-96, 2003. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12918615>>. Acesso em: 19 set. 2017.
- COX, R. M.; ALEXANDER, G. C. The international outcome Inventory for Hearing Aids (IOI-HA): psychometric properties of English version. **Int J Audiol, England**, v. 41, n. 1, p. 30-35, 2002. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12467367>>. Acesso em: 13 fev. 2017.
- COX, R. M.; ALEXANDER, G. C.; BEYER, C. M. Norms for the international Outcome Inventory for Hearing Aids. **J Am Acad Audiol**, v. 14, n. 8, p. 403-413, 2003. Disponível em: <<http://harlmemphis.org/files/2914/0208/3156/5.pdf>>. Acesso em: 15 mai. 2017.
- COX, R. M.; STEPHENS, D.; KRAMER, S. E. Translations of the international outcome inventory for hearing aids (IOI-HA). **Int J Audiol**, v. 41, n. 1, p. 3-26, 2002. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12467365>>. Acesso em: 30 dez. 2016.
- CRUMLEY, W. Science-based fitting: cross-checking the hearing loss and verifying the fitting. **Hearing review**. 2007. Disponível em: <http://www.hearingreview.com/issues/articles/2007-01_02.asp>. Acesso em 27 mar. 2015.
- CUNNINGHAM, D. R. et al. Study finds use of Live Speech Mapping reduces follow-up visits and saves money. **Hear J**. v. 55. n. 2, p. 43-44, 2002. Disponível em: <http://journals.lww.com/thehearingjournal/Citation/2002/02000/Study_finds_use_of_Live_Speech_Mapping_reduces.7.aspx>. Acesso em: 15 nov. 2016.
- DILLON, et al. The NAL team responds. **Hear J**. v. 52, n. 4, p. 36-37, 1999.
- DILLON, H. **Hearing aids**. New Yourk: Thieme, 2001.

- DILLON, H. NAL-NL1: A new procedure for fitting non-linear hearing aids. **Hear J.** v. 52, n.4, p.10-16, 1999. Disponível em: <
http://journals.lww.com/thehearingjournal/Citation/1999/04000/NAL_NL1_A_new_procedure_for_fitting_non_linear.2.aspx>. Acesso em: 15 jan. 2017.
- DILLON, H.; et al. **The NAL-NL1 prescription procedure for non-linear hearing aids. National Acoustics Laboratories Research and Development**, Annual Report, 1998.
- DIRKS, D.; KINCAID, G. Basic acoustic considerations of ear canal probe measurements. **Ear and Hearing**, v. 8, n. 5, 1987. Disponível em: <
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3678652>>. Acesso em: 13 set. 2016.
- DUNCAN, K.; AARTS, N. L. A comparison of the HINT and Quick Sin Tests. **Journal of speech language pathology and audiology**, v. 30, n. 2, p. 86, 2006. Disponível em: <
https://www.researchgate.net/publication/237402105_A_comparison_of_the_HINT_and_Quick_SIN_tests>. Acesso em: 15 dez. 2017.
- DWORSACK, M; SWITALSKI, W. **AURICAL: Streamline Your Fitting Workflow**. 2015. Disponível em: <<https://www.audiologyonline.com/interviews/aurical-streamline-your-fitting-workflow-14634>>. Acesso em 12 dez. 2017.
- FABRY, A. Nonlinear hearing aids and verification of fitting targets. **Trends amplif**, v. 7, n. 3, p. 99-115, 2003. Disponível em: <
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4168920/>>. Acesso em: 13 dez. 2016.
- FRYE, G. J. **Hearing Aids and Standards**. Hearing Aids: Standards, Options, and Limitations, 2002.
- GALSTER, Jason A. Stay On Target?. *Audiology Today*, v. 23, n. 2, p. 27-30, 2011. Disponível em: < <http://galster.net/?p=101>>. Acesso em: 15 nov. 2017.
- GAROLLA, L. P.; SCOLLIE, S. D.; MARTINELLI IÓRIO, M. C. Development of the speech test signal in Brazilian Portuguese for real-ear measurement. **Int J Audiol**, v. 52, n. 8, p. 572-576, 2013. Disponível em: <
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23713471>>. Acesso em: 21 set. 2017.
- GASPARIN, M.; MENEGOTTO, I. H.; CUNHA, C.S. Propriedades psicométricas do questionário internacional-aparelho de amplificação sonora individual. **Braz J Otorhinolaryngol**, v. 76, n. 1, p. 85-90, 2010. Disponível em: <
http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1808-86942010000100014>. Acesso em: 07 out. 2017.
- HAGERMANN, B.; KINNEFORS, C. Efficient adaptive methods for measuring speech reception threshold in quiet and in noise. **Scand Audiol**, Copenhagen, v. 24, n. 1, p. 71-77, 1995. Disponível em: <
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7761803>>. Acesso em: 13 out. 2017.
- HALL, J. W.; MUELLER, H. G. **Probe microphone measures**. In:_____. *Audiologists desk reference*, v. 2. United States: Singular, 1998.
- HAWKINS, D. B. Clinical ear canal probe tube measurements. **Ear and hearing**, v. 8, n. 5, p. 82s, 1987.

- HAWKINS, D. B.; MUELLER, H. G. **Procedural considerations in probe-microphone measurements**. In: MUELLER, H. G.; HAWKINS, D. B.; NORTHERN, J. L. Probe microphone measurements: hearing aid selection and assessment. San Diego: Singular, Cap. 4, p. 67-90, 1992.
- HENNING, R. W. BENTLER, R. Compression-dependent differences in hearing aid gain between speech and nonspeech input signals, **Ear Hear**, v. 26, p. 409-422, 2005. Disponível em: < <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16079635>>. Acesso em: 30 jul. 2017.
- HENRIQUES, N. O.; COSTA, M. J. Limiares de reconhecimento de sentenças, em campo livre, na presença de ruído incidente de diferentes ângulos. **Fono Atual**, São Paulo, v. 38, n. 7, p. 12-24, 2006. Disponível em: < http://www.scielo.br/scielo.php?pid=S1516-80342011000100011&script=sci_abstract&tlng=pt>. Acesso em: 14 ago. 2017.
- HEUERMAN, H.; KINKEL, M.; TCHORZ, J. Comparison of psychometric properties of the International Outcome inventory for Hearing Aids (IOI-HA) in various studies. **Int J Audiol**, England, v. 44, n. 2, p. 102-109, 2005. Disponível em: < <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15913158> >. Acesso em: 30 jul. 2017.
- HINT PRO. Hearing in Noise Test: user's and service manual. 2007.
- HOLUBE, I et al. Development and analysis of an international speech test signal (ISTS). **Int J Audiol**, v. 49, n. 12, p. 891-903, 2010. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21070124>>. Acesso em: 31 mai. 2017.
- HOWARTH, A.; SHONE, G. R. Ageing and the auditory system. **Postgraduate medical journal**, v. 82, n. 965, p. 166-171, 2006. Disponível em: < <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2563709/>>. Acesso em: 13 mai. 2016.
- JARDIM, I. S. **Mapeamento visível da fala amplificada na verificação do aparelho de amplificação sonora individual digital**. 2009. Tese de Doutorado. Universidade de São Paulo. Faculdade de Medicina. 2009. Disponível em: <<http://www.teses.usp.br/teses/disponiveis/5/5143/tde-09122009-165944/pt-br.php>>. Acesso em: 16 out. 2016.
- JENSTAD, L. M. SOUZA, P. E. Quantifying the effect of compression hearing aid release time on speech acoustics and intelligibility, **J. Speech. Lang. Hear. Res**, v. 48, n. 4, p. 651-667, 2005. Disponível em: < <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16197279>>. Acesso em: 14 nov. 2017.
- JESPERSEN, C.; MOLLER, K. N. Reliability of real ear insertion gain in behind-the-ear hearing aids with different coupling systems to the ear canal. **International journal of audiology**, v. 52, n. 3, p. 169-176, 2013. Disponível em: < <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3581048/>> . Acesso em: 14 nov. 2017.
- JOHNSON, E. E.; DILLON, H. A comparison of gain for adults from generic hearing aid prescriptive methods: Impacts on predicted loudness, frequency bandwidth, and speech intelligibility. **Journal of the American Academy of Audiology**, v. 22, n. 7, p. 441-459, 2011. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21993050>>. Acesso em: 26 set. 2017.

KAYABAŞOĞLU G. et al. Study of hearing aid effectiveness and patient satisfaction. **Kulak Burun Bogaz Ihtis Derg**, v. 25, n. 3, p.158-62, 2015. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/26050856>>. Acesso em: 26 mai. 2017.

KEIDSER, G et al. NAL-NL2 Empirical Adjustments. **Trends In Amplification**, v. 16, n. 4, p.211-223, 30 nov. 2012. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23203416>>. Acesso em: 13 dez. 2017.

KEIDSER, G. et al. The NAL-NL2 prescription procedure. **Audiol Res**, v. 1, n. 1, p. 24, 2011. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4627149/>>. Acesso em: 26 fev. 2017.

KEIDSER, G.; BREW, C.; PECK, A. Proprietary fitting algorithms compared with one another and with generic formulas. **Hear J**, v. 56, n. 3, p. 28-32, 2003. Disponível em: <https://www.researchgate.net/publication/232205403_Proprietary_fitting_algorithms_compared_with_one_another_and_with_generic_formulas>. Acesso em: 16 set. 2017.

KILLION, M. C. Myths about hearing in noise and directional microphones. **Hear Rev**, v. 11, n. 2, p. 14-21, 2004. Disponível em: <<https://www.etymotic.com/media/publications/erl-0051-2004.pdf>>. Acesso em: 29 set. 2017.

KOCHKIN, S.; BECK, D. L.; CHRISTENSEN, L. A, et al. The Impact of the Hearing Healthcare Professional on Hearing Aid User Success. **Hear Rev**. v. 17, n.4, p.12-34, 2010. Disponível em: < <http://www.hearingreview.com/2010/04/marketrak-viii-the-impact-of-the-hearing-healthcare-professional-on-hearing-aid-user-success/>>. Acesso em: 01 fev. 2017.

KOSSEK, P; DWORSACK, M. **Dynamic REM with Percentile analysis**. 2011. Disponível em <<http://www.otometrics.com.br/Solutions/~media/D437BCDA72D0437D94882C4D2640D5D3.ashx>>. Acesso em 12 dez. 2017.

KRAMER, S. E. et al. International outcome inventory for hearing aids (IOI-HA): results from the Netherlands. **Int J Audiol, England**, v. 41, n. 1, p. 36-41, 2002.

LESIECKI, W.; MAJEST, B.; REDINGER, B. Universal REM-link and ICRA signals-high- tech fitting tools for high-tech hearing instruments. **Trends Amplif**, v. 5, n. 2, p. 73-77, 2001. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4168929/>>. Acesso em: 15 dez. 2017.

LEVITT, H. RABINER, L. R. Use of a sequentian strategy in intelligibility testing. **J. Acoust Soc Am**, Lancaster, v. 42, n. 3, p. 609-612, Sept. 1967. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/6073974>>. Acesso em> 07 set. 2017.

LIU, H. et al. International outcome inventory for hearing aids (IOI-HA): Results from the Chinese version. **Int J Audiol**, v. 50, n. 10, p. 673-678, 2011.

MONDELLI, M. F. C.; ALMEIDA, C. C. C. Percepção de fala: desempenho de indivíduos usuários de aparelho de amplificação sonora individual com microfone

direcional. **Audiol., Commun. res**, v. 19, n. 2, p. 124-129, 2014. Disponível em: <http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_abstract&pid=S2317-64312014000200124&lng=pt&nrm=iso>. Acesso em: 12 dez. 2017.

MOORE, B. C. J. "Speech mapping is a valuable tool for fitting and counseling patients." **Hear j.** v. 59, n. 8, p. 26-28, 2006. Disponível em: <http://journals.lww.com/thehearingjournal/Fulltext/2006/08000/Speech_mapping_is_a_valuable_tool_for_fitting_and.5.aspx>. Acesso em: 23 set. 2016.

MOORE, B. C. J.; GLASBERG, B. R.; STONE, M. A. Use of a loudness model for hearing aid fitting: III. A general method for deriving initial fittings for hearing aids with multi-channel compression. **British J Audiol**, v. 33, n. 4, p. 241-258, 1999. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10509859>>. Acesso em: 23 nov. 2017.

MUELLER, G. H. Probe-mic measures: Hearing aid fitting's most neglected element. **Hear J**, v. 58, n. 10, p. 21-22, 2005. Disponível em: <<https://www.audiologyonline.com/articles/20q-probe-mic-measures-12410>>. Acesso em: 17 out. 2017.

MUELLER, H. G.; BENTLER, R.; RICKETTS, T. A. **Modern Hearing Aids: Pre-Fitting Testing and Selection Considerations**. Plural Publishing, 2013.

MUELLER, H. G.; RICKETTS, T. A.; BENTLER, R. **Speech Mapping and Probe Microphone Measurements**. 2017.

MUELLER, H. G; HORNSBY, B. W. Y; WEBER, J. E. Using trainable hearing aids to examine real-world preferred gain. **Journal of the American Academy of Audiology**, v. 19, n. 10, p. 758-773, 2008. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19358456>>. Acesso em: 14 nov. 2017.

MUELLER, H. There's less talking in barrels, but the occlusion effect is still with us. **The Hearing Journal**, v. 56, n. 8, p. 10-12, 2003. Disponível em: <http://journals.lww.com/thehearingjournal/Citation/2003/08000/There_s_less_talking_in_barrels,_but_the_occlusion.3.aspx>. Acesso em: 15 dez. 2017.

MUELLER, H.; PICO, M. Survey examines popularity of real-ear probe-microphone measures. **The Hearing Journal**, v. 63, n. 5, p. 27-28, 2010. Disponível em: <http://journals.lww.com/thehearingjournal/Fulltext/2010/05000/Survey_examines_popularity_of_real_ear.5.aspx>. Acesso em: 15 dez. 2017.

NILSON, M.; SOLI, S. D.; SULLIVAN, J. A. Development of the Hearing in Noise test for the measurement of speech reception thresholds in quiet in noise. **J Acoust Soc Am**, v. 95, n. 2, p. 1085-1099, 1994. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8132902>>. Acesso em: 16 mai. 2016.

OTOMETRICS. Reference manual. 2017. Disponível em <<http://www.otometrics.com/solutions/hearing-aid-fitting-system-aurical/real-ear-measurements-rem-aurical-freefit#support>>. Acesso em 20 out. 2017.

PAIVA, P. M. P. **Telessaúde e audiologia**: teleconsulta para o preceptorado clínico na verificação dos aparelhos de amplificação sonora individuais. 2015. Dissertação (Mestrado) - Curso de Fonoaudiologia, Universidade de São Paulo, Bauru, . 2015.

Disponível em: <<http://www.teses.usp.br/teses/disponiveis/25/25143/tde-03092015-090511/pt-br.php>>. Acesso em: 12 jul. 2016.

PALMER, L. **Overview and Rationale for Prescriptive Formulas for Linear and Nonlinear Hearing Aids**. In: Valente. Strategies for Selecting and Verifying Hearing Aid Fittings. Thieme Medical Publishers. 2002.

POWERS, T. A.; BRANDA, E.; BEILIN, J. **Clinical comparison of a manufacturer's proprietary fitting algorithm to the NAL-NL2 prescriptive method**. Audiology Online, 2014. Disponível em: <<https://www.audiologyonline.com/articles/clinical-comparison-manufacturer-s-proprietary-12708>>. Acesso em: 13 out. 2017.

PRATES, L. P.; IÓRIO, M. C. Acclimatization: speech recognition in hearing aid users. **Pró Fono**, Brazil, v. 18, n. 3, p. 259-266, 2006. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17180794>>. Acesso: 19 nov. 2017.

PRESS, W. H. "Flicker noises in astronomy and elsewhere". **Comments on Astrophysics**, v. 7, n. 4, p. 103–119, 1978. Disponível em: <http://numerical.recipes/whp/Flicker_Noise_1978.pdf>. Acesso em: 21 jul. 2016.

REVIT, L. J. **Real ear measures**. In: VALENTE, M. Strategies for selecting and verifying hearing aid fittings. 2nd ed. New York: Thieme, 2002.

REZENDE, J.; FIGUEIREDO, R. S. L.; NOVAES, B. C. A. C. Verificação de características eletroacústicas: estudo comparativo entre softwares de fabricantes de aparelhos de amplificação sonora individual. **Distúrb. comun**, v. 24, n. 3, 2012. Disponível em: <<https://revistas.pucsp.br/index.php/dic/article/view/13148>>. Acesso em: 131 mar. 2017.

RICKETTS, T. The impact of head angle on monaural and binaural performance with directional and omnidirectional hearing aids. **Ear and Hear**, v. 21, n. 4, p. 318-328, 2000. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10981608>>. Acesso em: 30 nov. 2017.

ROSS, T.; SMITH, K. E. How to use live speech mapping as part of a hearing fitting and verification protocol. **Hear Rev**, v. 6, n. 2, p. 40-6, 2005. Disponível em: <<http://www.hearingreview.com/2005/06/how-to-use-live-speech-mapping-as-part-of-a-hearing-instrument-fitting-and-verification-protocol/>>. Acesso em: 14 mai. 2017.

ROSS, T.; SMITH, K. E. Taking the guesswork out of hearing instrument fittings. **Hear Rev**, 2006. Disponível em: <http://www.hearingreview.com/issues/articles/2006-06_12.asp>. Acesso em 11 nov. 2015.

SCOLLIE, S. et al. The desired sensation level multistage input/output algorithm. Trends in amplification, v. 9, n. 4, p. 159-197, 2005. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4111494/>>. 23 out. 2017.

SEEWALD, R. et al. A comparison of manufacturer-specific prescriptive procedures for infants. **Hear J**, v. 61, n. 11, p. 26-28, 2008. SMEDS, K et al. Proprietary Hearing Aid Gain Prescriptions: Changes Over Time. **Hear Rev**. v. 22, n. 5, p. 16, 2015. Disponível em: <

- http://journals.lww.com/thehearingjournal/Citation/2008/11000/A_comparison_of_manufacturer_specific_prescriptive.7.aspx>. Acesso em: 13 dez. 2017.
- SEEWALD, R.C. et al. DSL v4.1 for Windows: A Software Implementation of the Desired Sensation Level (DSL[i/o]) Method for Fitting Linear Gain and Wide-Dynamic-Range Compression Hearing. **Hearing Health Care Research Unit**, 1997.
- SMITH, Sherri L.; NOE, Colleen M.; ALEXANDER, Genevieve C. Evaluation of the International Outcome Inventory for Hearing Aids in a veteran sample. **Journal of the American Academy of Audiology**, v. 20, n. 6, p. 374-380, 2009. Disponível em: < <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19594085>>. Acesso em: 30 nov. 2017.
- SOLEIMANI, M. et al. Gain measurement from two methods of NAL-NAL2 and DSLm [i/o], using two Persian fricative consonants in coupler. **Auditory and Vestibular Research**, v. 24, n. 1, p. 42-50, 2015. Disponível em: < https://www.researchgate.net/publication/265048405_Gain_measurement_from_two_methods_of_NAL-NAL2_and_DSLm_io_using_two_Persian_fricative_consonants_in_coupler>. Acesso em: 13 mai. 2017.
- SOUZA, P. E. Effects of compression on speech acoustics, intelligibility and sound quality, **trends amplif**, v. 6, p. 131-165, 2002. Disponível em: < <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25425919>>. Acesso em: 25 mai. 2017.
- STENDER, T.; APPLEBY, R.; HALLENBECK, S. V&V and its impact on user satisfaction. **Hear Rev**, v. 18, n. 4, p. 12-21, 2011. Disponível em: < <http://www.hearingreview.com/2011/04/v-and-its-impact-on-user-satisfaction/>>. Acesso em: 15 nov. 2017.
- STONE, M. A.; MOORE, B. C. J. Syllabic compression: Effective compression ratios for signals modulated at different rates, **Br. J. Audiol.** v. 26, p. 351-361, 1992. Disponível em: < <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1292819>>. Acesso em: 17 set. 2017.
- TAYLOR, B. H.; MUELLER, G. **Fitting and dispensing hearing aids**, 2011.
- TONELINI, C. F. M.; GAROLLA, L. P.; IÓRIO, M. C. M. Speech perception evaluation in hearing aid users after fine tuning with speech mapping in Brazilian Portuguese. **Audiology-Communication Research**, v. 21, 2016. Disponível: < http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S2317-64312016000100317>. Acesso em: 31 set. 2017.
- VALENTE, Michael. **Guideline for audiologic management of the adult patient**. Audiology Online, 2006. Disponível em: < http://www.phonak.com/content/dam/phonak/b2b/Events/conference_proceedings/adult_conference_chicago_2006/wednesday/2006proceedings_valente.pdf>. Acesso em: 12 jun. 2016.
- VERSCHUURE, J. et al. Compression and its effect on the speech signal, **Ear Hear**. v.17, p. 162-175, 1996. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8698161>>. Acesso em: 13 jul. 2017.

Anexos

ANEXO A – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE BAURU

Departamento de Fonoaudiologia

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Vimos convidá-lo(a) a participar voluntariamente da pesquisa intitulada “**Verificação do aparelho de amplificação sonora individual: comparação de dois protocolos de medidas com microfone sonda**” de autoria de Maycon Duarte, sob orientação da Profa. Dra. Deborah Viviane Ferrari. O objetivo deste estudo é comparar o uso de um método convencional com um novo método de avaliação e ajuste dos aparelhos auditivos.

Caso o senhor(a) aceite participar, serão realizados os seguintes procedimentos: programação do aparelho auditivo, avaliação da amplificação fornecida pelo aparelho auditivo, avaliação da compreensão da fala com ruído de fundo e preenchimento de um questionário sobre o benefício e satisfação obtidos com o aparelho auditivo. A realização de todos estes procedimentos acontecerá em três dias diferentes, com duração aproximada de duas horas cada. A avaliação da amplificação será feita de duas formas, em momentos diferentes: com uso de ruídos que imitam a fala (protocolo A) e com o uso de fala gravada (protocolo B). Ajustes na programação do aparelho serão realizados com base nestas avaliações. O senhor(a) será solicitado a usar o aparelho auditivo de três a quatro semanas com os ajustes realizados nestas avaliações. Posteriormente, serão realizadas a avaliação de compreensão de fala e a aplicação do questionário para que o senhor indique sua experiência com o uso dos aparelhos auditivos. Será dada oportunidade ao senhor(a) para expressar qual o ajuste do aparelho auditivo de sua preferência (baseado no protocolo A ou protocolo B), o qual será então programado no aparelho.

Estes procedimentos poderão oferecer riscos e desconfortos mínimos para o senhor(a), como por exemplo: Sentir-se cansado durante as avaliações que serão realizadas ou mesmo sentir algum tipo de desconforto ao som durante os testes com aparelho auditivo. Ressaltamos que não há benefício individual direto em sua participação nesta pesquisa. No entanto, participando, o senhor(a) estará contribuindo com a elaboração de um novo método para avaliar os aparelhos auditivos que poderá beneficiar os pacientes com deficiência auditiva que utilizam o aparelho auditivo assim como o senhor(a). Todos os procedimentos serão realizados durante a sua consulta na clínica de Fonoaudiologia, desta forma não existirá nenhum tipo de despesa financeira em decorrência da participação nesta pesquisa.

Sua participação neste estudo é voluntária, sendo que o senhor(a) pode recusar-se a participar ou retirar seu consentimento em qualquer fase da pesquisa, sem penalização

alguma. Não serão solicitados dados de identificação pessoal. Os resultados obtidos são confidenciais e serão utilizados apenas para a pesquisa.

O(a) senhor(a) receberá uma via deste documento, devidamente rubricada e assinada pelo pesquisador. Haverá a garantia de ressarcimento e cobertura de eventuais despesas tidas pelos participantes da pesquisa e dela decorrentes. É garantido o direito de indenização diante de eventuais danos decorrentes desta pesquisa.

Também lhe será garantido o direito de respostas a qualquer pergunta para esclarecimentos de dúvidas sobre sua participação na pesquisa, e poderá entrar em contato com o pesquisador à Alameda Dr. Octávio Pinheiro Brisolla, 9-75, Vila Universitária, ou pelo telefone (48)84558379, email: mayconduarteh@yahoo.com.br Caso queira, poderá entrar em contato com o Comitê de Ética em Pesquisa-FOB/USP, para denúncias e/ou reclamações à Alameda Dr. Octávio Pinheiro Brisolla, 9-15, Vila Universitária, ou pelo telefone (14)3235-8356, e-mail: cep@fob.usp.br.

Pelo presente instrumento que atende às exigências legais, o Sr. (a)

_____,
portador da cédula de identidade_____, após leitura minuciosa das informações constantes neste TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO, 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, DECLARA e FIRMA seu CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO concordando em participar da pesquisa da pesquisa proposta. Fica claro que o participante da pesquisa, pode a qualquer momento retirar seu CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO e deixar de participar desta pesquisa e ciente de que todas as informações prestadas são confidenciais e guardadas por força de sigilo profissional (Art. 8º e 9º do Código de Ética do Designer Gráfico).

Por fim, como pesquisador responsável pela pesquisa, DECLARO o cumprimento do disposto na Resolução CNS nº 446 de 2012, contidos nos itens IV.3, item IV.5.a e na íntegra com a resolução CNS nº 466 de dezembro de 2012.

Por estarmos de acordo com o presente termo o firmamos em duas vias igualmente válidas (uma via para o sujeito da pesquisa e outra para o pesquisador) que serão rubricadas em todas suas páginas e assinadas ao seu término, conforme o disposto pela Resolução CNS nº 466 de 2012, itens IV.3f e IV.5.d.

Bauru, SP, _____ de _____ de _____.

Assinatura do Participante da Pesquisa
(Pesquisador)

Maycon Duarte

O Comitê de Ética em Pesquisa – CEP, organizado e criado pela **FOB-USP**, em 29/06/98 (**Portaria GD/0698/FOB**), previsto no item VII da Resolução nº 466/12 do Conselho Nacional de Saúde no Ministério da pública, de caráter consultivo, deliberativo e educativo,

criado para defender os interesses dos participantes da pesquisa em sua integridade e dignidade e para contribuir no desenvolvimento da pesquisa dentro de padrões éticos.

Qualquer denúncia e/ou reclamação sobre sua participação na pesquisa poderá ser reportada a este CEP:

Horário e local de funcionamento:

Comitê de Ética em Pesquisa

Faculdade de Odontologia de Bauru-USP – Prédio da Pós-Graduação (bloco E – pavimento superior), de segunda à sexta-feira, no horário das 13h30 às 17 horas, em dias úteis.

Alameda Dr. Octávio Pinheiro Brisolla, 9-75.

Vila Universitária – Bauru – SP – CEP 17012-901

Telefone/FAX (14)3235-8356

e-mail: cep@fob.usp.br

ANEXO B – QUESTIONÁRIO IOI-HÁ TRADUZIDO PARA O PORTUGUÊS

1- Pense no tempo em que você usou o(s) aparelhos(s) nas últimas duas semanas. Durante quantas horas usou o aparelho auditivo num dia normal?

<i>não usou</i>	<i>menos que 1 hora por dia</i>	<i>entre 1 e 4 horas por dia</i>	<i>entre 4 e 8 horas por dia</i>	<i>mais que 8 horas por dia</i>
☐	☐	☐	☐	☐

2- Pense em que situação gostaria de ouvir melhor, antes de obter o seu aparelho auditivo. Nas últimas duas semanas, como o(s) aparelho(s) auditivo ajudou nessa mesma situação?

<i>não ajudou nada</i>	<i>ajudou pouco</i>	<i>ajudou moderadamente</i>	<i>ajudou bastante</i>	<i>ajudou muito</i>
☐	☐	☐	☐	☐

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

<i>Muita dificuldade</i>	<i>Bastante dificuldade</i>	<i>Dificuldade moderada</i>	<i>Pouca dificuldade</i>	<i>Nenhuma dificuldade</i>
☐	☐	☐	☐	☐

4- Considerando tudo, acha que vale a pena usar o aparelho auditivo?

<i>Não vale a pena</i>	<i>Vale pouco a pena</i>	<i>Vale moderadamente a pena</i>	<i>Vale bastante a pena</i>	<i>Vale muito a pena</i>
☐	☐	☐	☐	☐

5- Pense nas últimas duas semanas, usando o aparelho auditivo. Quanto os seus problemas de ouvir o afetaram nas suas atividades?

<i>Afetaram muito</i>	<i>Afetaram bastante</i>	<i>Afetaram moderadamente</i>	<i>Afetou pouco</i>	<i>Não afetaram</i>
☐	☐	☐	☐	☐

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

<i>Aborreceu muito</i>	<i>Aborreceu bastante</i>	<i>Aborreceu moderadamente</i>	<i>Aborreceu pouco</i>	<i>Não aborreceu</i>
☐	☐	☐	☐	☐

7- Considerando tudo, como acha que o seu aparelho auditivo mudou a sua alegria de viver ou gozo na vida?

<i>Para pior ou menos alegria de viver</i>	<i>Não houve alteração</i>	<i>Um pouco mais alegria de viver</i>	<i>Bastante alegria de viver</i>	<i>Muito mais alegria de viver</i>
☐	☐	☐	☐	☐

8- Quanta dificuldade auditiva você tem quando não está usando a prótese auditiva?

<i>Severa</i>	<i>Moderadamente severa</i>	<i>Moderada</i>	<i>Leve</i>	<i>Nenhuma</i>
☐	☐	☐	☐	☐