**UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE BAURU**

MARÍLIA CANCIAN BERTOZZO

**Estudo comparativo dos métodos prescritivos NAL-NL2 e DSL
v5.0a na programação individualizada do AASI para o idoso**

**BAURU
2017**

MARÍLIA CANCIAN BERTOZZO

**Estudo comparativo dos métodos prescritivos NAL-NL2 e DSL
v5.0a na programação individualizada do AASI para o idoso**

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.

Orientadora: Profa. Dra. Wanderleia Quinhoneiro Blasca

**BAURU
2017**

B545e Bertozzo, Marília Cancian
Estudo comparativo dos métodos prescritivos
NAL-NL2 e DSL v5.0a na programação
individualizada do AASI para o idoso / Marília
Cancian Bertozzo – Bauru, 2017.
121 p. : il. ; 31cm.

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

Orientadora: Profa. Dra. Quinhoneiro Blasca

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: 55685116.4.0000.5417
Data: 18/10/2016

FOLHA DE APROVAÇÃO

DEDICATÓRIA

A toda a minha **família**, pelo apoio sem medida e por se fazerem presentes nos momentos mais importantes da minha vida.

Em especial aos meus pais **Carlos** e **Nelly**, por me ensinarem o verdadeiro valor do estudo e da educação, por estarem ao meu lado me guiando em todas as minhas escolhas e me incentivando a atingir meus objetivos sempre com um gesto ou uma palavra que facilite a superação de cada obstáculo. Por vibrarem e se alegrarem com cada conquista como se fosse deles e sempre acreditarem que tudo daria certo, mesmo quando eu não acreditava.

Ao meu irmão **Felipe**, que à sua maneira esteve presente e à disposição para me ajudar e apoiar em todos os momentos que precisei.

Ao meu companheiro **Vinícius**, por tornar tudo mais fácil e me dar força e tranquilidade simplesmente por estar ao meu lado.

AGRADECIMENTOS

A **Deus**, por ter guiado e iluminado meu caminho, pela benção e proteção em toda minha existência e evolução.

À minha orientadora, **Profa. Dra. Wanderléia Quinhoneiro Blasca**, pelo acolhimento com tanto carinho e dedicação desde o início do mestrado, por ter me orientado na condução deste trabalho com muita confiança e motivação. Obrigada por ser um exemplo profissional, de responsabilidade, empenho, competência, comprometimento e conhecimento. E muito mais do que isso, obrigada por ser um exemplo de amor. Amor à profissão, amor aos pacientes, amor à família, amor à vida e amor a Deus. Sua humanidade me inspira e me faz ter ainda mais orgulho da profissão que escolhi.

À **Profa. Dra. Lilian Cássia Bornia Jacob-Corteletti**, pelos ensinamentos e auxílio desde a graduação. Obrigada por enriquecer este trabalho com seu conhecimento e suas contribuições, e pela preocupação em me ajudar quando necessário sempre com muito carinho.

À **Dra. Valdéia Vieira de Oliveira**, pela disponibilidade e contribuições no desenvolvimento deste trabalho, que reforçaram ainda mais minha admiração. Obrigada por ser sempre tão atenciosa e pronta a ajudar, por ter participado de forma tão importante da minha formação profissional e pessoal. Sou muito grata por ter cruzado seu caminho.

À **Dra. Simone Virginia Vitti**, por ter prontamente aceitado participar da banca examinadora deste trabalho.

Aos **professores** do departamento de Fonoaudiologia, meus mestres e inspirações, essenciais na minha formação profissional.

Aos amigos de longa data, **Levy, Jéssika, Laura, Gustavo e Isabela**, por todos os bons momentos que dividimos no decorrer de nossa amizade.

Aos amigos do grupo de trabalho da pós-graduação, **Teca, Izabel, Dani, Aline, Junior e Vinicius**, pela união e por tornarem mais leves e divertidos nossos dias, tardes e noites de trabalho intenso.

Aos amigos do mestrado, **Aline, Laura, Patrícia, Gabriele e Maycon**, pela ajuda nos obstáculos acadêmicos que encontramos ao longo dessa jornada, e pela companhia nos momentos de risada e descontração. Em especial, à amiga **Isabela**, pela parceria durante o período de coleta de dados e na vida.

Às amigas que me acompanham desde a graduação, **Janine, Natalia, Danila, Mariana, Andressa, Nathane e Thaís**, e àquelas que são presentes que a Residência me deu, **Bárbara, Ana Cláudia, Joice, Débora e Inara**. Obrigada por todos os momentos, risadas e histórias compartilhadas, de perto ou à distância, por sempre me ouvirem e terem uma palavra amiga para oferecer.

A todos os **funcionários** da Clínica de Fonoaudiologia, em especial **Sidnei e Genilson**, pela ajuda em tantos momentos, sempre com disposição e um sorriso para me receber.

Às funcionárias do departamento de Fonoaudiologia, **Karina, Cláudia e Renata**, por todo o auxílio e disposição.

Ao **Prof. Dr. José Roberto Pereira Lauris e Prof. Dr. Paulo Orletto Rossetti**, pelo tratamento estatístico do estudo.

À **Faculdade de Odontologia de Bauru**, que me proporcionou uma formação de qualidade e excelência e forneceu a estrutura necessária para a realização deste trabalho.

Aos **pacientes** que aceitaram participar deste estudo, confiaram em mim e contribuíram para meu desenvolvimento profissional e pessoal.

"Nada de grandioso existe sem paixão."

Friedrich Hegel

RESUMO

Introdução: O uso de métodos prescritivos na programação do aparelho de amplificação sonora individual (AASI) tem como principal objetivo a aplicação da amplificação recomendada aos usuários, melhorando a audibilidade de sons suaves e fala conversacional e garantindo conforto para sons fortes. Diferentes métodos, no entanto, podem ter diferentes objetivos de ajuste. Considerando as modificações nas estruturas do meato acústico externo do indivíduo idoso, se faz necessário um direcionamento do processo de seleção e adaptação do AASI nessa população, propondo um protocolo individualizado e que leve em conta os ajustes recomendados pelos métodos de prescrição. **Objetivo:** Analisar comparativamente os métodos prescritivos NAL-NL2 e DSL v5.0a de acordo com programação individualizada do AASI para o indivíduo idoso com deficiência auditiva. **Metodologia:** Participaram do estudo 60 indivíduos idosos com deficiência auditiva. Após a assinatura do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, os participantes do estudo foram submetidos à realização da meatoscopia, mensuração da RECD (*Real Ear to Coupler Difference*) e programação individualizada do AASI com os métodos prescritivos NAL-NL2 e DSL v5.0a. A verificação do desempenho com cada prescrição foi realizada por meio das medidas da REAR (*Real Ear Aided Response*), cálculo do SII (*Speech Intelligibility Index*) e teste HINT (*Hearing In Noise Test*). A análise estatística comparativa dos dados obtidos nas duas situações foi realizada por meio dos testes “*t*” pareado e de Wilcoxon. **Resultados:** Houve diferença estatisticamente significativa com melhor desempenho do método NAL-NL2 na avaliação da REAR nas faixas de frequências baixas e altas para sons de entrada de média e forte intensidade, na faixa de frequência alta para sons de entrada de fraca intensidade, e no cálculo do índice de inteligibilidade de fala para sons de entrada fracos. O método DSL v5.0a apresentou melhores resultados com diferença estatisticamente significativa na avaliação da REAR em frequências médias para sons de entrada médios, em frequências baixas e médias para sons de entrada fracos, no cálculo do índice de inteligibilidade de fala para sons de entrada médios e fortes, e no teste HINT nas situações de silêncio e ruído. **Conclusões:** Não foi possível estabelecer um método mais adequado em todos os parâmetros avaliados. Na avaliação da percepção de fala houve uma diferença importante com melhor

resultado para o método DSL v5.0a, o que oferece uma alternativa satisfatória em relação à percepção de fala no silêncio e no ruído e viabiliza a utilização deste método com a população idosa. A continuidade de estudos envolvendo o indivíduo idoso é de extrema relevância, considerando as características individuais desta população e a necessidade de estabelecer uma prática clínica específica para a mesma. O estabelecimento de diferentes perfis audiológicos dentre esta população é importante para determinar qual a melhor conduta para cada um no contexto da programação e adaptação do AASI, conforme todas as etapas e parâmetros a serem levados em consideração para um melhor resultado.

Palavras-chave*: Idoso. Perda Auditiva. Auxiliares de Audição.

*Em acordo com os Descritores em Ciências da Saúde (DeCS) disponíveis no domínio: <http://decs.bvs.br/>

ABSTRACT

Comparative study of the prescriptive methods NAL-NL2 and DSL v5.0a in the individualized programming of hearing aids for the elderly

Introduction: The use of prescriptive methods in the hearing aids programming has as main objective the application of the recommended amplification to the users, improving the audibility of soft sounds and conversational speech and guaranteeing comfort for loud sounds. Different methods, however, may have different adjustment goals. Considering the modifications in the structures of the external acoustic meatus of the elderly patient, an orientation of the hearing aids selection and adaptation process in this population is necessary, proposing an individualized protocol that take into account the adjustments recommended by the prescription methods. **Objective:** To comparatively analyze the NAL-NL2 and DSL v5.0a prescriptive methods according to the hearing aids individualized programming for the elderly with hearing impairment. **Methodology:** The study included 60 elderly individuals with hearing impairment. After signing the Free Informed Consent Form, the participants of the study underwent a meatoscopy, RECD (Real Ear to Coupler Difference) measurement and hearing aids individualized programming with the prescriptive methods NAL-NL2 and DSL v5.0a. Performance verification for each prescription was performed using REAR measurements (Real Ear Aided Response), SII calculation (Speech Intelligibility Index) and HINT (Hearing In Noise Test). Comparative statistical analysis of the data obtained in both situations was performed using the paired t test and the Wilcoxon test. **Results:** There were statistically significant differences with a better performance of the NAL-NL2 method in the REAR evaluation in low and high frequency bands for medium and loud intensity input sounds, in the high frequency range for low intensity input sounds, and in the speech intelligibility index calculation for soft input sounds. DSL v5.0a presented better results with statistically significant difference in the REAR evaluation in medium frequencies for medium input sounds, in low and medium frequencies for soft input sounds, in the speech intelligibility index calculation for medium and loud input sound, and in the HINT test in silence and noise situations. **Conclusions:** It was not possible to determine a most suitable method for all evaluated parameters. On the speech perception evaluation there was an important difference having the

DSL v5.0a method achieved better results, which offers a satisfactory alternative regarding speech perception in silence and noise conditions and allows the use of this method with the elderly population. The continuity of studies involving the elderly is extremely relevant considering the individual characteristics of this population and the need to establish a specific clinical practice for them. The establishment of different audiological profiles among this population is important to determine the best conduct for each one in the context of hearing aids programming and adaptation, according to all the steps and parameters to be taken into account for a better result.

Keywords*: Aged. Hearing Loss. Hearing Aids.

*In accordance with Health Sciences Descriptors (DeCS) available at <http://decs.bvs.br/>

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AASI	Aparelho de Amplificação Sonora Individual
AI	<i>Articulation Index</i>
ANSI	<i>American National Standards Institute</i>
BKB-SIN	<i>Bamford-Kowal-Bench Speech-in-Noise Test</i>
CST	<i>Connected Sentence Test</i>
dB	Decibel
DSL	<i>Desired Sensation Level</i>
DSL m[i/o]	<i>Desired Sensation Level Multiple Input/Output</i>
FOB/USP	Faculdade de Odontologia de Bauru/Universidade de São Paulo
HIMSA	<i>The Hearing Instrument Manufacturers' Software Association</i>
HINT	<i>Hearing In Noise Test</i>
Hz	Hertz
ICRA	<i>International Collegium for Rehabilitative Audiology</i>
ILTASS	<i>International Long-term Average Speech Spectrum</i>
ISTS	<i>International Speech Test Signal</i>
LRSR	Limiar de Reconhecimento de Sentenças no Ruído
LRSS	Limiar de Reconhecimento de Sentenças no Silêncio
MAE	Meato Acústico Externo
NAL	<i>National Acoustic Laboratories</i>
NAL-NL	<i>National Acoustic Laboratories - Non-Linear</i>
NAL-R	<i>National Acoustic Laboratories – Revised</i>
NAL-RP	<i>National Acoustic Laboratories - Revised, Profound</i>
NPS	Nível de Pressão Sonora
OMS	Organização Mundial da Saúde
QuickSIN	<i>Quick Speech-in-Noise Test</i>
REAR	<i>Real Ear Aided Response</i>
RECD	<i>Real Ear to Coupler Difference</i>
REIG	<i>Real Ear Insertion Gain</i>
REOR	<i>Real Ear Occluded Response</i>
RESR	<i>Real Ear Saturation Response</i>
REUR	<i>Real Ear Unaided Response</i>

RSR	Relação Sinal/Ruído
SII	<i>Speech Intelligibility Index</i>
SIN	<i>Speech in Noise Test</i>
SPIN	<i>Speech Perception in Noise</i>
SSI	<i>Synthetic Sentence Identification</i>

LISTA DE QUADROS

Quadro 1 - Comparação entre os métodos prescritivos NAL-NL2 e DSL v5.0a	37
Quadro 2 - Configuração de curvas audiométricas proposta por Hannula et al. (2011)	58

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Desenho do estudo	59
------------------------------------	----

LISTA DE TABELAS

Tabela 1	- Distribuição da amostra de acordo com o gênero, faixa etária, grau da perda auditiva e configuração da curva audiométrica.....	68
Tabela 2	- Comparação dos valores de REAR em relação ao <i>target</i> dos métodos prescritivos NAL-NL2 e DSL v5.0a na avaliação com a intensidade de 65 dB.....	69
Tabela 3	- Comparação dos valores de REAR em relação ao <i>target</i> dos métodos prescritivos NAL-NL2 e DSL v5.0a na avaliação com a intensidade de 50 dB.....	70
Tabela 4	- Comparação dos valores de REAR em relação ao <i>target</i> dos métodos prescritivos NAL-NL2 e DSL v5.0a na avaliação com a intensidade de 80 dB.....	71
Tabela 5	- Comparação entre os métodos prescritivos NAL-NL2 e DSL v5.0a na análise do SII (<i>Speech Intelligibility Index</i>)	72
Tabela 6	- Comparação entre os métodos prescritivos NAL-NL2 e DSL v5.0a na avaliação do HINT (<i>Hearing In Noise Test</i>)	72
Tabela 7	- Comparação entre os métodos prescritivos NAL-NL2 e DSL v5.0a na avaliação do HINT (<i>Hearing In Noise Test</i>) conforme divisão por grupos de diferentes faixas etárias	73

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO E JUSTIFICATIVA	17
2	REVISÃO DE LITERATURA.....	21
2.1	ENVELHECIMENTO E ADAPTAÇÃO DO AASI NO IDOSO.....	23
2.2	MÉTODOS PRESCRITIVOS	28
2.2.1	<i>National Acoustic Laboratories (NAL)</i>	30
2.2.2	<i>Desired Sensation Level (DSL)</i>	32
2.2.3	NAL x DSL.....	34
2.3	VERIFICAÇÃO DO APARELHO DE AMPLIFICAÇÃO SONORA INDIVIDUAL: MEDIDAS COM MICROFONE SONDA	38
2.3.1	Principais características e mensurações.....	39
2.3.2	SII – <i>Speech Intelligibility Index</i>	43
2.4	AVALIAÇÃO DA PERCEPÇÃO DE FALA	46
2.4.1	HINT – <i>Hearing In Noise Test</i>	48
3	OBJETIVOS	51
4	MATERIAL E MÉTODOS.....	55
4.1	ASPECTOS ÉTICOS.....	57
4.2	CASUÍSTICA	57
4.3	PROCEDIMENTOS	58
4.4	ANÁLISE DOS DADOS	63
5	RESULTADOS	65
5.1	CARACTERIZAÇÃO DA AMOSTRA	67
5.2	NAL-NL2 x DSL v5.0a	68
6	DISCUSSÃO	75
7	CONCLUSÕES	89
	REFERÊNCIAS.....	93
	ANEXOS	117

1 INTRODUÇÃO E JUSTIFICATIVA

1 INTRODUÇÃO E JUSTIFICATIVA

O método prescritivo é o ponto de partida dos ajustes na adaptação do aparelho de amplificação sonora individual (AASI), especialmente durante o início do processo de seleção, verificação e adaptação da amplificação. O objetivo principal do desenvolvimento das prescrições para aparelhos auditivos é a aplicação da amplificação recomendada para usuários de AASI, atendendo aos interesses dos mesmos, geralmente na melhora da percepção de fala (JOHNSON, 2013). Diferentes métodos, no entanto, podem ter diferentes objetivos de ajuste.

O estudo de Hawkins e Cook (2003) demonstrou que o ganho programado no aparelho auditivo não corresponde com precisão ao ganho obtido na orelha real. Assim, a forma mais eficaz de avaliar se o AASI está fornecendo níveis adequados de amplificação para todos os sons da fala dentro do campo dinâmico de audição do indivíduo, ou seja, assegurar que os objetivos do procedimento de ajuste foram atingidos, é a verificação eletroacústica (DILLON; KEIDSER, 2003; AARTS; CAFFEE, 2005; VALENTE, 2006; ALMEIDA, 2011).

Quando um algoritmo de prescrição é implementado em um aparelho auditivo, é aplicado com base em valores médios de acoplador de 2cc. Espera-se que o resultado encontrado na orelha do indivíduo esteja próximo ao *target*, no entanto, o mesmo é baseado apenas em valores médios de 2cc em acopladores, havendo variações entre as orelhas individuais. Com esse propósito, torna-se necessário entender os algoritmos de prescrição para as pré-programações e a importância da mensuração individualizada (DWORSACK-DODGE, 2013).

Acerca desses fatores, questiona-se o que é realizado na prática clínica em relação à população adulta e idosa. Atualmente os protocolos de seleção e verificação para essa população são realizados de maneira padronizada, considerando parâmetros médios das orelhas dos adultos que são convertidos em programação. Contudo, novos estudos mostram que em idosos existem características individuais que interferem na dinâmica do som que incide nessas orelhas, geralmente reduzindo sua amplificação por conta da alteração das estruturas do MAE (meato acústico externo) (SCOLLIE, 2006; ROEDAS et al., 2014; ROEDAS, 2014).

Considerando a abordagem individualizada do processo de adaptação, uma mensuração que tem se destacado dentre as medidas com microfone sonda é a medida da RECD (*Real Ear to Coupler Difference*), já realizada em crianças e também incorporada ao protocolo de seleção e verificação em adultos por alguns pesquisadores. Essa medida satisfaz à proposta de individualização, uma vez que é mensurada diretamente em cada orelha, obtendo, portanto, as dimensões reais da mesma, sendo convertida posteriormente em programação (MUNRO; TOAL, 2005; GLISTA et al., 2016). Nesse aspecto, pesquisas demonstram a importância de considerar essa medida no processo de seleção e adaptação do AASI (SCOLLIE, 2006; CHING et al., 2010; POLONENKO et al., 2010), sendo recomendada também como uma mensuração necessária na rotina de prescrição da amplificação em adultos (AAA, 2008; CALSPO, 2014).

Para que as medidas de verificação sejam cada vez mais efetivas e fidedignas, são propostos os métodos prescritivos, direcionados às necessidades individuais da população atingida. A exemplo, temos os métodos prescritivos NAL-NL2, segunda geração de procedimentos de prescrição da *National Acoustic Laboratories* (NAL) (KEIDSER et al., 2011), e a versão mais recente dos métodos *Desired Sensation Level* (DSL), DSL v5.0a (SCOLLIE et al., 2005).

Ainda que em meio aos inúmeros avanços e a possibilidade de maior abrangência por parte dos métodos prescritivos, existem poucos estudos que direcionam o processo individualizado da adaptação do AASI no indivíduo idoso com deficiência auditiva. Dado o fato que a programação do AASI pelo ajuste inicial muitas vezes resulta em diferenças em relação ao *target* prescrito, que mesmo pequenas diferenças em relação a esse *target* podem ter consequências perceptivas, e que pesquisas anteriores são equívocas quanto à relação entre a proximidade de ajuste e resultados subjetivos (AARTS; CAFFEE, 2005; AAZH; MOORE, 2007), bem como, devido à utilidade da prescrição na prática clínica, os profissionais de saúde auditiva necessitam de informações e maiores estudos quanto aos métodos prescritivos disponíveis atualmente para essa população.

Nesse contexto, se faz necessário um estudo mais detalhado para avaliar a eficiência dos métodos prescritivos, estabelecer expectativas realistas quanto ao desempenho de inteligibilidade de fala com o uso da amplificação de acordo com as recomendações da prescrição e abordar os aspectos eletroacústicos da adaptação relacionados à expectativa e satisfação do indivíduo idoso com a amplificação,

respeitando os cuidados necessários nas adaptações em idosos, proporcionando assim, a melhora da qualidade de vida desses indivíduos.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 ENVELHECIMENTO E ADAPTAÇÃO DO AASI NO IDOSO

O aumento da população idosa é uma realidade em todo o mundo, particularmente nos países em desenvolvimento. De acordo com as projeções da OMS (2015), esta é uma tendência que continuará durante os próximos anos, sendo esperado que no ano de 2025 haja mais de 840 milhões de pessoas com idade superior a 60 anos na população mundial, e que em 2050 atinja 2 bilhões. Devido à transição demográfica o Brasil se encontra entre os 10 países com maior número de idosos, e o número de pessoas com mais de 60 anos no país deverá crescer muito mais rápido do que a média internacional. Enquanto a quantidade de idosos vai duplicar no mundo até o ano de 2050, ela quase triplicará no Brasil.

O envelhecimento é um dos fenômenos que mais se evidencia nas sociedades atuais, e atinge todos os seres humanos, independentemente. É caracterizado como um processo dinâmico, progressivo e irreversível, ligado intimamente a fatores biológicos, psíquicos e sociais (LITVOC; BRITO, 2004).

No processo de envelhecimento, todas as estruturas do organismo se modificam, gerando intercorrências na qualidade da audição e da compreensão. A perda auditiva decorrente do envelhecimento é denominada presbiacusia, sendo definida como uma perda progressiva da sensibilidade auditiva em função da idade. De acordo com Van Eyken, Van Camp e Van Laer (2007), a presbiacusia é um dos distúrbios mais comuns reportados pelos indivíduos idosos.

A perda auditiva tem prevalência de aproximadamente 30% na população com idade igual ou superior a 65 anos e traz consequências que impedem o idoso de desempenhar plenamente seu papel na sociedade, pois causa, além da diminuição da sensibilidade auditiva, uma redução frustrante da compreensão da fala e da função comunicativa (RUSSO; ALMEIDA; FREIRE, 2003; CAPORALI; SILVA, 2004; RIBAS et al., 2013), podendo ser causadora de vários problemas, tais como: dificuldades de comunicação, isolamento social, depressão e sentimentos negativos, que podem afetar seriamente a qualidade de vida, necessitando, portanto, de maior atenção dos profissionais (CAMPOS; OLIVEIRA; BLASCA, 2010).

Os efeitos da idade no sistema auditivo periférico e central interagem com mudanças na diminuição do suporte cognitivo, diminuição da percepção e redução da compreensão de fala no ruído e em ambientes reverberantes (CHISOLM; WILLOTT; LISTER, 2001). Caracteriza-se por ser sensorineural bilateral para sons de alta frequência, devido à mudança degenerativa e fisiológica do sistema auditivo (HUANG, 2007), acompanhada de decréscimo na percepção da fala (HELPER, 2001; MONDELLI; SOUZA, 2012).

Além da alteração no sistema auditivo, o envelhecimento também é frequentemente acompanhado por mudanças na eficiência cognitiva, principalmente na memória de trabalho, nos recursos atencionais (CRAIK; BYRD, 1982; SALTHOUSE, 1994), e uma desaceleração geral em uma série de domínios perceptivos e cognitivos (SALTHOUSE, 1996). A deficiência cognitiva e a perda auditiva são duas condições neurológicas distintas que estão associadas ao envelhecimento. A deficiência cognitiva refere-se genericamente a um espectro de condições que vão desde o comprometimento cognitivo leve à demência completa (ANSTEY, LUSZCZ, SANCHEZ, 2001; HEBERT et al., 2013).

Com o avançar da idade, a perda da função auditiva periférica é também acompanhada de uma diminuição da função auditiva central, ou seja, da forma como o cérebro processa a informação auditiva (GATES, FEENEY, MILLS, 2008). Estudos já apontaram que há uma provável sobreposição entre função auditiva periférica, função auditiva central e função cognitiva (HUMES, 1996; HUMES et al., 2012), sendo que o declínio em um desses domínios poderia potencialmente influenciar os demais (GURGEL et al., 2014).

Em vista desses déficits sensoriais e cognitivos, pode-se esperar prejuízos no reconhecimento de palavras e na compreensão de sentenças em idosos (STEWART; WINGFIELD, 2009).

Alguns estudos demonstraram resultados que sugerem que a perda auditiva está associada a um funcionamento cognitivo mais fraco (VALENTIJN et al., 2005; TAY et al., 2006; LIN, 2011; LIN et al., 2011; LIN et al., 2013) e demência incidente, possivelmente através dos efeitos da perda auditiva sobre a carga cognitiva ou a mediação por meio de um compromisso social reduzido (UHLMANN et al., 1989; LIN et al., 2011).

Choi et al. (2011) investigaram se a função cognitiva relacionada à fala e à capacidade de reconhecimento de fala sob ruído de fundo em indivíduos com

deficiência auditiva são aprimoradas com o uso de aparelhos auditivos. Os resultados indicaram que o uso do AASI não só aumenta a entrada do sinal auditivo, mas também afeta o sistema nervoso central, permitindo um processamento mais eficiente da percepção da fala. Esses achados indicam que os aparelhos auditivos não só compensam a atenuação sonora causada pelas lesões cocleares, mas também podem induzir a aclimatização das regiões do sistema auditivo central associadas à percepção da fala.

Outro estudo também associou o uso do AASI a uma melhora da cognição. Esse achado foi consistente com a hipótese de que os aparelhos auditivos podem melhorar o desempenho cognitivo, embora não seja provável que isso se dê através da redução dos efeitos adversos da perda auditiva em aspectos sociais e emocionais, mas sim através de melhora na audibilidade ou associado à auto-eficácia, ou seja, a crença na própria capacidade de realizar tarefas e alcançar metas (DAWES et al., 2015).

Em vista disso, com o objetivo de evitar o isolamento social do idoso, uma das formas de diminuir o impacto da perda auditiva na vida do mesmo é o uso do AASI. O processo de seleção e adaptação do AASI no idoso deve priorizar sua qualidade de vida, tem como objetivo melhorar a capacidade auditiva, diminuindo assim a privação sensorial e o *handicap*, e conseqüentemente, evitando o isolamento e proporcionando a maior interação com o meio em que vive (ALMEIDA, 2011; RIBAS et al., 2013).

Além dos fatores já mencionados, com o envelhecimento, observam-se algumas alterações anatômicas na orelha externa que proporcionam dimensões diferenciadas, modificando sua fisiologia e, conseqüentemente, a amplitude da ressonância, devido à relação estreita desta com o tamanho do meato acústico externo (MAE) (CHISOLM; WILLOTT; LISTER, 2003; WALSH; DEMKOWICZ; CHARLES, 2004).

Dentre as modificações senis comuns à orelha externa destaca-se o colapso do MAE, o qual reflete na amplitude da ressonância alterando a dinâmica da onda sonora incidente, e por conseqüência, influencia diretamente nos parâmetros acústicos. Nessa perspectiva é possível verificar que, diferentemente do que se observa em indivíduos adultos, cuja frequência do pico da ressonância se dá em torno de 2700 Hz, em idosos essa característica se apresenta modificada.

Considerando as modificações anatômicas presentes no idoso, torna-se importante uma análise mais detalhada das dimensões dessas alterações, uma vez que as mesmas podem levar a uma imprecisão quanto ao ganho acústico necessário para que o AASI possa suprir a deficiência auditiva em questão (SEEWALD; SCOLLIE, 1999; ROEDAS et al., 2014; BLASCA et al., 2014).

Nesse aspecto, é importante considerar a influência das características anatômicas inerentes ao processo de envelhecimento. Tais transformações influenciam a dinâmica da característica de amplitude da ressonância do MAE, e consequentemente, alteram o processo de amplificação. Assim, torna-se importante a mensuração objetiva das características individuais de orelha externa dos idosos, com o propósito do planejamento e seleção dos AASI mais adequados a essa população (ROEDAS et al., 2014; BLASCA et al., 2014).

Nessas circunstâncias, muitos dos alvos prescritivos utilizados nas mensurações de verificação do benefício da amplificação são baseados em medidas de acopladores de 2cc, que simulam o volume da orelha de um adulto. No entanto, pesquisas têm demonstrado que são necessários ajustes para compensar as diferenças individuais ocasionadas pela amplitude da ressonância das orelhas, quando estas se desviam dos parâmetros médios (SCOLLIE, 2006; SCOLLIE, 2007; ROEDAS, 2014; ROEDAS et al., 2014).

Tendo em vista que o volume do MAE da população idosa se difere do valor proposto pelo acoplador de 2cc, a realização de uma medida individualizada é de grande importância no processo de adaptação nessa população (ALMEIDA, 2011; GLISTA et al., 2016).

Considerando essa particularidade e a interferência no processo de seleção do AASI, torna-se necessária a realização da RECD (*Real Ear to Coupler Difference*), que expressa a medida da diferença, específica por frequência, entre o NPS gerado no MAE ocluído e o NPS gerado no acoplador de 2cc, frente a um mesmo sinal de entrada (MUNRO; TOAL, 2005).

A medida da RECD é fundamental para a seleção das características de amplificação em bebês e crianças pequenas, cujo volume do MAE é muito inferior ao valor do acoplador, levando a uma variação considerável para o processo de amplificação. Entretanto, as variações de impedância da orelha média e do volume residual do conduto auditivo podem influenciar significativamente a RECD também do adulto (ALMEIDA, 2011). Logo, é frequente a ocorrência de disparidades entre o

uso da medida da RECD predita e a medida individual, visto que os valores preditos são baseados em médias para uma faixa etária específica (SAMMETH et al., 1993; SAUNDERS; MORGAN, 2003; DWORSACK-DODGE, 2013)

Sabendo-se que as características anatômicas do MAE contribuem para a ressonância da orelha externa, as modificações na incidência da onda sonora no indivíduo idoso podem interferir principalmente na inteligibilidade de fala. Segundo diversos estudos (PLOMP, 1986; HEALY et al., 2013; SCHUM, 2013; WOODS, 2015), a principal queixa dos indivíduos com perda de audição sensorioneural é a dificuldade na compreensão da fala no ruído.

Compreender a fala em situações de escuta adversas, tais como ruído e reverberação, é uma tarefa difícil, especialmente para os idosos. Estudos sugerem que o déficit relacionado à idade no sistema auditivo periférico, como a presbiacusia, é a principal causa de dificuldades na compreensão em sujeitos idosos (GORDON-SALANT, 2005; MUKARI; WAHAT; MAZLAN, 2014). De fato, 91% dos idosos com deficiência auditiva relatam essa dificuldade, mesmo com o uso do AASI (KOCHKIN, 2010).

A perda auditiva não só reduz a audibilidade de fala, mas pode levar a distorções do som devido ao espectro anormal e resolução temporal. A perda da sensibilidade periférica correlaciona-se com as dificuldades de reconhecimento de fala, principalmente em ambientes ruidosos (MARTINS; JERGER, 2005; PICHORA-FULLER; STINGH, 2006; BUSS et al., 2013). Dessa forma, mesmo quando o déficit de audibilidade é resolvido com o uso da amplificação, o indivíduo pode esperar um desempenho reduzido devido a efeitos mascarantes do ruído.

Correlacionando esses aspectos ao processo de seleção, verificação e adaptação do AASI em idosos, são necessárias novas estratégias e uma abordagem centrada nas reais necessidades do indivíduo (ROEDAS et al., 2014; BLASCA et al., 2014). Sobretudo, a análise do envelhecimento deve ser realizada de forma complexa, onde as alterações sensoriais se transformam em características e necessidades especiais do idoso.

2.2 MÉTODOS PRESCRITIVOS

Para determinar as características eletroacústicas do AASI, frequentemente são utilizadas aplicações matemáticas complexas, conhecidas como métodos ou regras prescritivas (SOLEIMANI et al., 2015). Os métodos prescritivos estimam a quantidade de ganho e saída máxima do AASI por frequência, necessárias para estabelecer a audibilidade comprometida pela perda de audição, sensação de intensidade e, especialmente, audibilidade de fala. No entanto, diferentes métodos apresentam diferentes ênfases dos cálculos de acordo com as suas diretrizes e a população específica para a qual foi designado (BYRNE et al., 2001).

Tais cálculos são realizados pelos *softwares* de programação do AASI, sendo geralmente baseados nos limiares audiométricos, e são usados para derivar o ajuste inicial do dispositivo, o qual é apropriado para um grande número de usuários de aparelhos auditivos com o mesmo audiograma. Posteriormente, o ajuste fino pode ser realizado considerando a percepção da sensação de intensidade ou preferências individuais do usuário, assim como limitações práticas do dispositivo (SMEDS et al., 2015).

Inerente à utilização de métodos prescritivos de ajuste está a crença de que o ganho e a saída apropriados podem ser selecionados para o indivíduo com base nas suas características audiométricas. Entretanto, diferentes métodos prescritivos apresentam filosofias e objetivos distintos. O resultado desejado pode ser voltado para a otimização da audibilidade, restauração da *loudness*, equalização da *loudness*, inteligibilidade de fala ou conforto auditivo, ou alguma combinação desses fatores (BERGER, 1976; MUELLER, 2005; JOHNSON, 2013).

Os métodos prescritivos podem ser classificados em dois tipos: métodos genéricos e métodos proprietários.

As prescrições proprietárias são específicas de um fabricante do aparelho auditivo, e podem incluir considerações específicas do dispositivo em suas formulações. Podem se apresentar como uma modificação de uma das prescrições genéricas, ou um algoritmo desenvolvido com objetivos de ajuste específicos (SMEDS et al., 2015).

Em um estudo de 2003, Keidser, Brew e Peck analisaram os algoritmos recomendados de prescrições proprietárias de cinco grandes fabricantes diferentes,

e mostraram que é comum que o ganho prescrito seja diferente em 10 dB ou mais dos alvos prescritos por prescrições genéricas.

Killion (2004) examinou o ganho de 16 aparelhos auditivos programados com o ajuste inicial de diferentes fabricantes. Seus resultados mostraram que o ganho médio programado foi muito menor do que o prescrito normalmente por procedimentos validados.

Segundo os estudos de Smeds et al. (2015), de uma forma geral, as prescrições proprietárias são mais similares às genéricas hoje do que eram no passado. Em 1998, havia uma diferença de ganho de quase 20 dB; para as prescrições proprietárias padrão em 2013, essa diferença era de cerca de 10 dB. Este resultado indica que atualmente há menos diferença entre o ganho prescrito pelos fabricantes e pelos procedimentos validados do que havia há alguns anos.

As prescrições genéricas são muitas vezes baseadas em uma teoria explícita, e frequentemente se complementam com evidências empíricas. Como exemplos, podem ser citados os métodos *National Acoustic Laboratories – Non-Linear 1* (DILLON, 1999), *National Acoustic Laboratories – Non-Linear 2* (KEIDSER et al., 2011), *Desired Sensation Level v5.0* (SCOLLIE et al., 2005), entre outros.

A determinação do melhor método de ganho e saída baseado na perda auditiva do indivíduo não é uma consideração nova na adaptação do AASI. O conceito de "amplificação seletiva" existe desde as fases iniciais dos estudos com aparelhos auditivos. Ainda em 1949, Watson e Tolan foram autores de um livro em que foram discutidos métodos de ajuste prescritivos, e mais de 30 diferentes fórmulas prescritivas foram publicadas desde então (MUELLER, 2005).

A progressão de duas prescrições modernas genéricas existe na atual implementação do *National Acoustic Laboratories - Non-Linear 2* (NAL-NL2) e da *Desired Sensation Level Multiple Input/Output* (DSL m[i/o]). A NAL-NL2 procura maximizar o índice de inteligibilidade de fala com a restrição de não exceder a *loudness* percebida por um ouvinte com sensibilidade auditiva normal (KEIDSER et al., 2011). A DSL m[i/o] procura garantir a audibilidade da fala amplificada com consideração de conforto da *loudness* (SCOLLIE et al., 2005).

Atualmente, nos Estados Unidos, os métodos NAL-NL2 e DSLv5.0 são geralmente utilizados na prática clínica. Em geral, ao longo dos anos, vários fatores foram considerados no desenvolvimento destes métodos, e embora as estratégias e filosofias subjacentes aos mesmos sejam diferentes, ambos os algoritmos foram

validados empiricamente e oferecem uma combinação de fatores críticos para o benefício dos indivíduos (POWERS; BRANDA; BEILIN, 2014).

2.2.1 *National Acoustic Laboratories (NAL)*

O primeiro procedimento prescritivo desenvolvido pela *National Acoustic Laboratories* (Austrália) para a prescrição de ganho não-linear foi o método NAL-NL1, introduzido em 1999 (DILLON, 1999; BYRNE et al., 2001), posterior à abordagem linear (NAL-R e NAL-RP). Sua premissa é a maximização da inteligibilidade de fala e equalização da *loudness* (DILLON, 2001).

No procedimento NAL original (BYRNE; TONISSON, 1976), a prescrição de ganho era baseada em dados (BYRNE; FIFIELD, 1974) que verificaram a "regra de meio ganho" proposta por Lybarger (1944). Especificamente, o ganho era aumentado em 0,46 vezes a taxa em que o limiar auditivo estava rebaixado. A prescrição da resposta de frequência era baseada no conceito de maximizar a quantidade de sinal audível e, assim, maximizar o potencial de compreensão da fala. Foi fundamentado o conceito de equalização da *loudness*, em que quando o volume de um aparelho auditivo fosse ajustado ao nível preferencial, a audibilidade seria maximizada se todas as faixas de frequência da fala contribuíssem igualmente para a *loudness*.

As pesquisas que avaliaram o procedimento NAL original (BYRNE, 1986a, 1986b) apoiaram o princípio de equalização da *loudness*, porém demonstraram que a fórmula original não atingia esse objetivo. A fórmula foi então revisada, e um estudo de Byrne e Dillon (1986) deu continuidade e desenvolveu o procedimento linear denominado NAL-R.

Em 1990, um estudo de Byrne, Parkinson e Newall confirmou que o método NAL-R precisava ser modificado para a sua aplicação em perdas auditivas severas, sendo então designado NAL-RP. O objetivo deste procedimento, assim como seus predecessores, era maximizar a inteligibilidade da fala. Para a maioria das perdas auditivas, esse objetivo era alcançado com uma resposta de frequência que seguia o princípio de equalização.

O método não-linear NAL-NL1 foi desenvolvido em 1999 por Dillon, que acreditava que a lógica de normalização de *loudness* então aplicada às prescrições não levava em consideração a ênfase das baixas frequências da fala, a capacidade reduzida dos indivíduos com deficiência auditiva de extrair informações em

frequências onde eles têm uma perda de audição mais acentuada, nem a importância relativa de diferentes regiões de frequência para a inteligibilidade de fala. Segundo Dillon, empiricamente, fazer com que todas as frequências tivessem sua *loudness* normal contradizia décadas de pesquisa sobre o que seria necessário para a máxima inteligibilidade.

Dessa forma, a NAL-NL1 foi desenvolvida com o objetivo de fornecer uma resposta de ganho por frequência que maximizasse a inteligibilidade da fala enquanto mantivesse a *loudness* e assegurasse que a intensidade de fala não fosse superior à percebida pelos ouvintes com audição normal. O princípio inclui a ideia de normalização da *loudness*, porém sendo aplicada à *loudness* geral, e não à *loudness* por frequência (DILLON, 1999). Diferentemente do método NAL-R, a NAL-NL1 não é projetada para equalizar a *loudness* através das frequências, mas tende a fazê-lo como uma consequência da otimização da inteligibilidade da fala predita para uma *loudness* específica (BYRNE, 2001).

A NAL-NL2 é a segunda geração de procedimentos de prescrição do *National Acoustic Laboratories*, desenvolvida por meio de ajustes coletados por dados empíricos com a NAL NL1 e realizados ao seu componente teórico. Da mesma forma que seu antecessor NAL NL1 (DILLON, 1999), o método NAL-NL2 visa tornar a fala inteligível e a *loudness* confortável (KEIDSER et al., 2011).

Segundo Keidser et al. (2011), em comparação à NAL-NL1, a NAL-NL2 prescreve uma razão de compressão ligeiramente mais elevada para indivíduos com perda auditiva leve ou moderada. De maneira geral, apresenta maior ganho em frequências baixas (250 e 500 Hz) e frequências altas (6000 e 8000 Hz), com relação à NAL-NL1, que apresenta maior ganho nas frequências médias (1000 e 4000 Hz). Além disso, a NAL-NL2 leva em consideração o perfil do usuário (idade, gênero e experiência), o idioma e a velocidade de compressão do AASI.

Smeds et al. (2015) realizaram um estudo observando as mudanças que ocorreram no primeiro ajuste dos métodos prescritivos NAL desde 1998. Foi observado que a regra NAL-NL2 introduziu alterações na resposta de frequência de tal forma que o ganho total foi reduzido, principalmente através da redução do ganho entre 700 Hz e 2 kHz. Para as frequências acima de 3 kHz, a NAL-NL2 prescreve um pouco mais de ganho comparado a NAL-NL1, além de que o ganho prescrito para um usuário inexperiente de AASI é reduzido em 3 dB em comparação ao ganho prescrito para um usuário experiente. Por fim, os autores concluíram que a regra

NAL-NL2 tem diminuído o seu ganho prescrito ao longo do tempo, principalmente na faixa de frequência em torno de 1 kHz.

2.2.2 *Desired Sensation Level (DSL)*

O método prescrito *Desired Sensation Level (DSL)* foi desenvolvido por Seewald na Universidade Ocidental de Ontário (Canadá) em 1979, baseada na normalização da *loudness*, e atualmente abrange cinco versões. Originalmente, foi desenvolvido para utilização com bebês e crianças. A sua versão mais recente, DSL v5.0a, no entanto, inclui um *target* prescrito diferente e mais baixo, para uso com adultos com perda auditiva adquirida (SCOLLIE et al., 2005).

O método DSL visa restabelecer a percepção da *loudness* do indivíduo com deficiência auditiva da mesma forma que a do ouvinte com audição normal em cada frequência. O objetivo é evitar o desconforto da *loudness* e ao mesmo tempo proporcionar audibilidade para fala em uma ampla faixa de níveis de entrada em ambientes calmos e ruidosos, para crianças e para adultos. Novas incorporações à DSL estão apresentando diferentes *targets* para ambientes silenciosos e ruidosos, além de levar em consideração a idade do indivíduo (SEEWALD, 2000; POLONENKO et al., 2010; DWORSACK-DODGE, 2013).

Publicações iniciais quanto ao desenvolvimento do método prescrito DSL descrevem o objetivo de ajuste eletroacústico como o fornecimento de características de frequência / ganho que entreguem à criança uma fala amplificada que seja audível, confortável e sem distorções na mais ampla gama de frequências possível (SEEWALD; ROSS; SPIRO, 1985; SEEWALD; STELMACHOWICZ; ROSS, 1987; ROSS; SEEWALD, 1988; SEEWALD; ROSS, 1988).

Em 1991, o método DSL v3.0 foi disponibilizado e tornou-se a primeira implementação assistida por computador publicada para a adaptação de aparelhos auditivos em crianças pequenas (SEEWALD et al., 1991).

Em 1995, Cornelisse, Seewald e Jamieson descreveram um algoritmo de ajuste eletroacústico chamado de fórmula DSL de entrada e saída (*Desired Sensation Level Multiple Input/Output – DSL [i/o]*), implementando a versão 4.0, a qual foi aprimorada para a v4.1 em 1997. Este aprimoramento do método DSL original forneceu alvos prescritivos para o ajuste de AASI não lineares. O algoritmo DSL [i/o] aplicou dados de *loudness* e um ajuste curvilíneo para mapear uma ampla

gama de níveis de entrada para atingir os níveis de saída do aparelho auditivo por frequência.

Durante a década de 90, a prescrição DSL [i/o] começou a ser usada com a população adulta, além das já consolidadas aplicações pediátricas. Isto aconteceu devido a vários fatores. Em um primeiro momento, o DSL [i/o] era um método prescritivo não-linear que estava disponível num momento em que aparelhos auditivos não-lineares ganharam uma aceitação clínica generalizada. Em segundo lugar, o método DSL foi implementado nos *softwares* de teste ou instrumentos de programação de AASI de vários fabricantes, se tornando mais acessível para uso clínico (SCOLLIE et al., 2005).

Entretanto, desde a implementação da DSL v4.1 em 1997, relatórios clínicos, estudos de pesquisa e estudos publicados indicaram que algumas modificações poderiam ser aplicadas ao algoritmo para um ajuste mais apropriado para adultos (MOORE; ALCÁNTARA; MARRIAGE, 2001). Sendo assim, foi iniciado no final dos anos 90 um trabalho para a realização de modificações e elaborações tanto no método DSL quanto no algoritmo [i/o], criando uma nova versão que incluiu o algoritmo de entrada/saída multi-estágio DSL, referido como DSL m [i/o] ou DSL v5.0.

Segundo Scollie (2006), a DSL [i/o] é uma prescrição de entrada/saída, portanto prescreve um gráfico de entrada/saída em cada frequência que permite calcular razões de compressão alvo. Isso se manteve na DSL m[i/o], mas há quatro estágios no gráfico de entrada/saída: expansão, linear, WDRC e limitação.

Os estudos publicados sobre o uso da DSL [i/o] com adultos foram controversos. Alguns estudos mostram resultados positivos e aceitáveis (HUMES, 1999; HORNSBY; RICKETTS, 2003) e outros mostram bom reconhecimento de fala, mas valores de *loudness* maiores do que seria o ideal (ALCÁNTARA et al., 2004; SMEDS, 2004). Os ensaios clínicos que compararam DSL [i/o] com procedimentos de ajuste alternativos mostraram, em geral, que os adultos preferem menos ganho do que o prescrito pela DSL (LINDLEY; PALMER, 1997).

Em comparação com a prescrição para crianças, a fórmula para adultos fornece menor ganho e uma razão de compressão ligeiramente mais baixa. Assim, os *targets* são cerca de 10 dB mais baixos para perdas leves e gradualmente se aproximam dos alvos das crianças à medida que aumenta a perda auditiva. As

diferenças são de cerca de 3 dB para as perdas graves, a fim de manter a audibilidade da fala para esses indivíduos (SCOLLIE, 2006).

No desenvolvimento do algoritmo DSL m[i/o] (v5.0), o processamento de compressão é utilizado para atingir os objetivos de proporcionar audibilidade e *loudness* confortável. A faixa de entrada da DSL v5.0 foi limitada a não inferior a 20 dB NA para ouvintes adultos com deficiência auditiva adquirida. Em comparação à estratégia de normalização de *loudness* da DSL v4.1, isto proporciona aos adultos níveis mais baixos de ganho prescrito e razão de compressão para toda a função de entrada e saída (MOODIE et al., 2006).

Um estudo piloto sobre os níveis preferenciais de escuta de adultos em relação aos níveis prescritos pela DSL v5.0 foi conduzido na Universidade Ocidental de Ontário. Os resultados indicaram que o algoritmo DSL v5.0 fornece alvos que se aproximam mais dos níveis de audição preferenciais dos usuários adultos de aparelhos auditivos para a fala em nível de conversação em relação àqueles prescritos pelo algoritmo DSL v4.1 (MOODIE et al., 2006).

Gabrallah (2012) realizou um estudo sobre o uso do método DSL v5.0a como uma fórmula de ajuste do aparelho auditivo em indivíduos adultos com perda auditiva sensorineural de graus variados. Os achados mostraram que o uso da DSL em adultos com perda auditiva adquirida é possível e forneceu um ajuste inicial apropriado que se correlaciona com os níveis de audição preferenciais e conseguem resultados satisfatórios em adultos.

2.2.3 NAL x DSL

A regra prescritiva NAL-NL2 prescreve audibilidade para frequências que são úteis para o reconhecimento de fala, e intencionalmente não prescreve audibilidade para frequências que não possuem valor para o mesmo (KEIDSER et al., 2011). Em contraste, a DSL v5.0 tenta maximizar audibilidade de frequências, com a intenção de assegurar o acesso a pistas de fala que poderiam melhorar o reconhecimento de fala (SCOLLIE et al., 2005).

Portanto, a DSL v5.0, considerando o conforto da *loudness* com base em avaliação subjetiva prévia de indivíduos com deficiência auditiva, não faz nenhuma afirmação sobre quando a audibilidade é inútil e supõe que a audibilidade na gama de frequências relevantes para a compreensão da fala (por exemplo, 160-10.000 Hz)

poderia ser útil para o reconhecimento de fala, não importa a gravidade da perda, como um meio para determinar a resposta de frequência de amplitude/compressão recomendada (SCOLLIE et al., 2005).

No estudo de Johnson e Dillon (2011) realizado com indivíduos adultos com perda auditiva sensorioneural, a *loudness* média prescrita tanto da NAL-NL2 quanto da DSL v5.0 concordaram com estudos anteriores (SMEDS, 2006a, 2006b). Além disso, ambos os métodos forneceram uma estimativa de 96% da inteligibilidade predita a uma relação sinal/ruído (RSR) de +10 dB, 77% a uma RSR de 0 dB e 7% a uma RSR de -10 dB para o material de sentenças do *Connected Speech Test* (COX; ALEXANDER; GILMORE, 1987).

No que diz respeito ao aumento da perda auditiva e da audibilidade de alta frequência, a DSL v5.0 continua a prescrever audibilidade conforme a perda auditiva aumenta, enquanto a NAL-NL2 fornece menos audibilidade de alta frequência com o aumento da perda de audição. Uma explicação é o uso de um fator de dessensibilização revisado pela NAL-NL2, que prediz menos utilidade para extrair informações de fala à medida que os limiares auditivos pioram (JOHNSON, 2012, 2013).

O estudo de Johnson (2013) utilizou as recomendações das prescrições NAL-NL2 e DSL v5.0 através de uma extensão de níveis de entrada abrangendo de 50 a 76 dB NPS para um número de variadas perdas auditivas sensorioneurais para identificar semelhanças e diferenças entre as duas prescrições. Foi constatada uma vantagem na eficiência da NAL-NL2 em comparação à DSL v5.0 para o SII (*Speech Intelligibility Index* – índice de Inteligibilidade de Fala) predito evidente para a população adulta. Em contraste, para a audibilidade de alta frequência, a DSL v5.0 revela uma vantagem para o nível de entrada de fala de frequências médias e altas. Além disso, uma redução no SII predito ocorreu para ambas as prescrições com o aumento da perda de audição.

Dworsack-Dodge (2013) realizou uma comparação entre os métodos prescritivos DSL v5.0a e NAL-NL2 de acordo com o *target* de um adulto para uma perda de audição descendente com níveis de entrada de 55 dB e 65 dB. Foi demonstrado que a faixa de frequências médias é bastante semelhante para ambas as prescrições; as divergências são nas extremidades das regiões de frequência.

Em relação à experiência do indivíduo com o uso do AASI, já foi documentado que os novos usuários desejam menos amplificação que usuários

experientes (CONVERY; KEIDSER; DILLON, 2005). Neste sentido, a DSL v5.0a não incorpora uma correção para o ganho com base em um usuário novo ou experiente (SCOLLIE et al., 2005). Já a NAL-NL2 incorpora ajustes que diferem não apenas em função da perda auditiva, mas incluem um aumento para usuários experientes e uma diminuição para os novos usuários.

Quanto ao gênero, a DSL v5.0a não inclui um ajuste para gênero, enquanto a NAL-NL2 inclui um aumento de 1 dB no ganho para os usuários do gênero masculino e uma diminuição de 1 dB no ganho para usuários do gênero feminino. O ajuste da NAL-NL2 foi baseado em uma análise, independentemente do grau de perda auditiva e experiência com amplificação, em que as mulheres preferiram, em média, 2 dB a menos de ganho do que os homens (KEIDSER et al., 2011).

Em casos de adaptação bilateral, os alvos prescritos pela DSL v5.0a para a fala são reduzidos em 3 dB em comparação com adaptação unilateral. A NAL-NL2 tem uma correção de ganho bilateral que aumenta com o nível de entrada. A correção para somação biaural é de 2 dB em níveis de entrada fracos e até 6 dB em níveis de entrada fortes para perdas simétricas e menos para perdas assimétricas (SCOLLIE et al., 2005).

Algumas outras diferenças são que o NAL-NL2 inclui um pequeno ajuste de menos ganho em um número crescente de canais (efeito de somação de canal); inclui também recomendações alternativas para línguas tonais e não-tonais, pois a função da frequência para cada língua é diferente e, como tal, afeta os procedimentos de otimização da inteligibilidade da fala em que se baseia o NAL-NL2 (JOHNSON, 2012).

As versões mais recentes das prescrições NAL e DSL, NAL-NL2 e DSL v5.0a, oferecem menos ganho do que suas versões anteriores. As mudanças foram feitas parcialmente com base em dados empíricos (SCOLLIE et al., 2005; KEIDSER et al., 2011; KEIDSER et al., 2012). As versões anteriores destas prescrições genéricas diferiam muito no ganho prescrito, com a DSL v4 prescrevendo substancialmente mais ganho do que a NAL-NL1. A última versão das duas prescrições tornou-se muito mais semelhante (JOHNSON; DILLON, 2011), principalmente porque a DSL v5.0a prescreve substancialmente menos ganho do que DSL v4 para adultos usuários de aparelhos auditivos (SCOLLIE et al., 2005).

	NAL-NL2	DSL v5.0a
Evolução	NAL-R / NAL-RP / NAL-NL1 / NAL-NL2	DSL (v3.0) / DSL [i/o] (v4.0 e v4.1) / DSL m[i/o] (v5.0)
	Iniciou como uma abordagem linear e evoluiu para uma abordagem de compressão	Iniciou com foco na adaptação pediátrica e evoluiu para versão que inclui <i>target</i> para adultos
Premissa	Equalização da <i>loudness</i>	Normalização da <i>loudness</i>
Audibilidade	Audibilidade para frequências que são úteis para o reconhecimento de fala	Maximização da audibilidade de frequências; assegurar o acesso a pistas de fala
Perdas severas/profundas	Prescreve menos audibilidade de alta frequência com o aumento da perda de audição – fator de dessensibilização	Continua a prescrever audibilidade conforme a perda auditiva aumenta
Experiência com AASI	Ajustes que incluem aumento do ganho para usuários experientes e diminuição para novos usuários	Não incorpora uma correção para o ganho com base no estado de usuário novo ou experiente
Gênero	Aumento de 1 dB no ganho para usuários do gênero masculino e diminuição de 1 dB para usuários do gênero feminino	Não inclui um ajuste para gênero
Adaptação bilateral	Correção de ganho que aumenta de 2 dB a 6 dB de acordo com o nível de entrada	Alvos prescritos para a fala são reduzidos em 3 dB
Similaridades	Prescrição de ganho semelhante na faixa de frequências médias, divergências nas extremidades das regiões de frequência	
	Versões mais recentes oferecem menos ganho do que suas versões anteriores	

Quadro 1. Comparação entre os métodos prescritivos NAL-NL2 e DSL v5.0a

2.3 VERIFICAÇÃO DO APARELHO DE AMPLIFICAÇÃO SONORA INDIVIDUAL: MEDIDAS COM MICROFONE SONDA

A etapa de verificação do AASI busca determinar se o desempenho real do dispositivo vai ao encontro de características anteriormente selecionadas ou prescritas. Segundo a Portaria SAS/MS nº 587 (2004) e protocolos internacionais, as medidas com microfone sonda constituem o método preferencial para verificação do AASI e todos os indivíduos devem ser submetidos a este procedimento no momento do ajuste (BRITISH SOCIETY OF AUDIOLOGY, 2007), visto que nesta etapa estão incluídos o controle de qualidade, o conforto físico e o desempenho eletroacústico do mesmo (AMERICAN ACADEMY OF AUDIOLOGY, 2008).

O processo de verificação do desempenho do AASI fornece ao fonoaudiólogo a oportunidade de avaliar objetivamente a audibilidade para a fala com e sem o dispositivo para diferentes níveis de intensidade de entrada, relacionados aos limiares auditivos e ao máximo nível de sensação de conforto de cada indivíduo. Dessa forma, tem como finalidade mensurar e constatar se os objetivos almejados no processo de seleção foram realmente alcançados (ALMEIDA, 2011).

A equiparação do desempenho eletroacústico do AASI com as necessidades do indivíduo é um fator decisivo para o sucesso da adaptação do dispositivo. Desta forma, é determinante que seja realizada a etapa de verificação *in situ*, isto é, com o AASI na orelha do usuário, sendo as medidas com microfone sonda o método primário para tal (MUELLER, 2005; AAA, 2008).

Os procedimentos de verificação devem ser baseados em filosofias de adaptação do aparelho auditivo validadas, e espera-se que produzam um ajuste confortável, incluindo todas as características desejadas (VALENTE, 2006). As medidas com microfone sonda são mensurações objetivas que permitem a avaliação do NPS no MAE do indivíduo em relação a um determinado NPS de entrada (MATAS; IÓRIO, 2003).

As medidas com microfone sonda possibilitam 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). Além disso, podem ser utilizadas para avaliar a funcionalidade de circuitos especiais como, por exemplo, algoritmos digitais de redução de ruído, redutores de microfonia, microfones direcionais e aparelhos de adaptação aberta (FABRY, 2003; MUELLER, 2005; MOORE, 2006).

Uma característica importante das medidas com microfone sonda é sua confiabilidade, sendo relatada uma variabilidade teste-reteste menor que 6 dB. As principais fontes de variabilidade são o posicionamento do tubo sonda e quebra da vedação acústica ocasionada pela presença do mesmo no conduto auditivo (DIRKS; AHLSTROM; EISENBERG, 1994); a distância e o ângulo de posicionamento do alto falante (STONE; MOORE, 2004), o posicionamento do microfone de referência (ICKER; HAWKINS; COOPER, 1991), o método de equalização do campo sonoro (LANTZ et al., 2007), a acústica ambiental, a presença de cerume no conduto auditivo (DILLON, 2001) e condições da orelha média (BERNARDEZ et al., 2005).

Quando realizadas com o AASI, estas medidas também permitem a visualização gráfica do ganho e/ou saída produzidos pelo dispositivo e sua interação com as características acústicas do molde auricular / cápsula e orelha externa do usuário. Desta forma, além de permitir verificar se os NPS produzidos próximos à membrana timpânica estão adequados (equiparados a um *target*) os gráficos resultantes podem servir como um valioso instrumento para o aconselhamento informativo ao indivíduo (CAMPOS, 2011).

2.3.1 Principais características e mensurações

Diferentes equipamentos estão disponíveis no mercado para realizar as medidas com microfone sonda, e embora distintos entre si quanto a algumas características, todos eles possuem os seguintes itens:

- Tubo sonda: tubo de silicone flexível inserido dentro do MAE para captar o NPS gerado próximo à membrana timpânica (DILLON, 2001; REVIT, 2002);
 - Unidade microfônica: formada pelos microfones de medição e de referência. O microfone de medição registra o NPS obtido no MAE a partir da apresentação do estímulo sonoro. O microfone de referência controla o sinal de teste e ajusta o NPS que incide próximo à orelha testada, mantendo-o constante. Esse microfone diminui as influências criadas pelo movimento de cabeça do indivíduo e por condições acústicas inadequadas do ambiente (REVIT, 2002);
-
-

- Gerador de sinal: alto-falante que fornece o estímulo acústico ao campo sonoro;
- Analisador de sinal: mostra o NPS registrado em função da frequência avaliada.

Para que o equipamento de medidas com microfone sonda corrija os efeitos acústicos gerados pelo tubo sonda, tornando-o “transparente”, é importante que seja realizada a calibração (DILLON, 2001). Para isto, o tubo sonda deverá ser posicionado de forma que sua ponta permaneça a, aproximadamente, 1 mm de distância do microfone de referência. A unidade microfônica deverá ser então posicionada a uma distância de 50 centímetros da caixa acústica do equipamento.

Antes de iniciar o procedimento deve ser realizada a inspeção otológica, com o objetivo de verificar as características anatômicas do MAE e a presença de alterações que impeçam a realização dos procedimentos. Em seguida, o indivíduo é posicionado no ambiente de teste sentado em uma cadeira localizada a 50 cm de distância da caixa sonora posicionada a 0° ou 45° azimuth.

Durante todo o teste, a orientação dada ao indivíduo é que permaneça em silêncio, sem movimentar a cabeça, com os braços ao longo do corpo e mãos apoiadas nas coxas. O tubo sonda é posicionado no MAE a uma distância de, aproximadamente, 5 mm da membrana timpânica. O posicionamento adequado do tubo sonda evita a presença de ondas estacionárias e assegura que os componentes de alta frequência sejam medidos de forma mais precisa. Sendo assim, também é evitado que as medidas sofram os efeitos da turbulência que ocorre nesta região com consequente variação no NPS medido (DILLON, 2001).

Por fim, um sinal acústico, geralmente um tom puro ou ruído de banda ampla, é emitido de um alto-falante em uma intensidade específica (BERNARDEZ-BRAGA, 2008). Os NPS gerados no MAE são captados pelo tubo sonda e microfone de medição e dispostos em uma tela para análise.

As seguintes medidas são realizadas (ANSI S3.46, 1997):

- Resposta de ressonância da orelha externa / *Real Ear Unaided Response* (REUR): é definida como a resposta em dBNPS, em função da frequência, obtida em um ponto específico do MAE, frente à apresentação de um estímulo sonoro apresentado em campo livre, sem a utilização do AASI. A REUR

reflete os efeitos acústicos do pavilhão auricular e do MAE, apresentando valores de amplitude e ressonância típicos de acordo com a idade (HALL; MUELLER, 1998);

- Resposta de oclusão da orelha externa / *Real Ear Ocluded Response* (REOR): é definida como a resposta em dB NPS, em função da frequência, obtida em um ponto específico do MAE, frente à apresentação de um estímulo sonoro apresentado em campo livre, com o posicionamento do AASI desligado na orelha, proporcionando a oclusão;

- Resposta de ressonância da orelha externa com uso da amplificação / *Real Ear Aided Response* (REAR): é definida como a resposta em dBNPS, em função da frequência, obtida em um ponto específico do MAE, frente à apresentação de um estímulo sonoro apresentado em campo livre, com o AASI em funcionamento e o molde auricular inserido na orelha;

- Ganho de inserção / *Real Ear Insertion Gain* (REIG): é definida como a diferença em decibel, em função da frequência, entre a REAR e a REUR, obtida em um mesmo ponto do MAE e nas mesmas condições de campo livre (HOWARTH; SHONE, 2006);

- Resposta de saturação da orelha externa / *Real Ear Saturation Response* (RESR): é definida como a resposta em NPS, em função da frequência, obtida em um ponto específico do MAE, com o AASI posicionado na orelha, ligado e com o controle de volume posicionado no máximo ou logo abaixo do ponto em que 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; MUELLER, 1998).

- Diferença entre a orelha real e o acoplador / *Real Ear to Coupler Difference* (RECD): medida da diferença, específica por frequência, entre o NPS gerado no MAE ocluído e o NPS gerado no acoplador de 2cc, frente a um mesmo sinal de entrada (MUNRO; TOAL, 2005).

Um aspecto importante ao realizar as medidas de verificação é a escolha do estímulo utilizado. Existem vários tipos de estímulos disponíveis e a seleção destes dependerá do equipamento utilizado e do que está sendo avaliado. Também é necessário levar em consideração o processamento do sinal utilizado no AASI (linear ou não linear) e a existência de algoritmos especiais como, por exemplo,

sistemas de redução de ruído e de microfonia (DILLON, 2001; TAYLOR, MUELLER; 2011).

Como descrito na literatura, os estímulos sonoros mais recomendados para a realização da verificação do AASI estão descritos a seguir:

- *Pink Noise*: recomendado pelas principais sociedades na área da audiolgia pelo mundo, tais como a *British Society of Audiology* e a *American Academy of Audiology*, o *pink noise* é caracterizado por manter a energia igual entre todas as oitavas sonoras. Sua utilização se dá para a realização da REUR e REOR, além da calibração (PRESS, 1978);

- ICRA: Existe 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 sinais de fala moduladas com três discursos femininos e três discursos masculinos, e alterando o nível de intensidade das vozes em forte, média e fraca. Esses seis “ruídos” são os mais adequados para avaliar os AASI com processamento digital de sinais, devido ao seu discurso com características moduladas (LESIECK; MAJEST; REDINGER, 2001). Por muito tempo este foi o estímulo sonoro recomendado para verificação da REAR nos AASI não lineares, porém com a criação do ISTS, a indicação foi alterada;

- ISTS: desenvolvido pelo *Institute of Hearing Technology and Audiology* (HOLUBE et al., 2010), o ISTS consiste em uma gravação de voz feminina formada por 6 línguas diferentes e propositalmente ininteligíveis. Foi considerado o estímulo mais propício para padronização das mensurações nos AASI visto que esse estímulo é o sinal que mais se aproxima do espectro de fala ILTASS (*International Long-term Average Speech Spectrum*), comparado ao estímulo ICRA (KEIDSER et al., 2011).

- BPTS: desenvolvido por Garolla, Scollie e Lório (2013), é um sinal de fala em Português Brasileiro que fornece uma avaliação eletroacústica do AASI similar à obtida por meio do sinal padrão ISTS. Apresenta-se como uma combinação das vantagens de um sinal aceito internacionalmente às características de inteligibilidade de fala para os falantes da língua portuguesa. O material é composto de sentenças que totalizam 148 palavras, incluindo frases sintaticamente simples e palavras altamente familiares que aparecem com frequência no português brasileiro. O trecho tem aproximadamente 60 segundos de duração e apresenta três níveis de

intensidade. As gravações do estímulo em português foram filtradas de acordo com o *International Long-Term Average Speech Spectrum* (ILTASS).

O nível de apresentação do estímulo também depende do que está sendo avaliado, devendo ser selecionada uma intensidade que esteja acima do nível do ruído ambiental e que não cause desconforto ao indivíduo. Além disso, a escolha do nível de apresentação do estímulo também se baseia no tipo de processamento do sinal do AASI, linear ou não linear (DILLON, 2001).

Para aparelhos não lineares, são utilizadas diferentes medições utilizando um nível fraco (por exemplo, 50 dB NPS), médio (65 dB NPS) e forte (80 dB NPS) de entrada, enquanto para aparelhos lineares é prescrito um *target* no nível de 65 dB NPS, devendo somente essa intensidade ser utilizada na verificação.

Nesse contexto, a fórmula prescritiva utilizada deve ser levada em consideração (DILLON, 2001). Conforme visto anteriormente, a fórmula prescritiva gera um valor ou conjunto de valores de ganho e saída a partir dos limiares audiométricos ou informações supraliminares. Um dos objetivos das medidas com microfone sonda é verificar se o AASI selecionado está atingindo estes valores predeterminados (SOUZA; TREMBLAY, 2006).

É realizada a comparação dos valores obtidos nas medidas com microfone sonda com os valores prescritos, a fim de verificar a equiparação entre as mesmas. Segundo Dillon (2001), diferenças de até 3dB em qualquer frequência são toleradas; quando encontradas diferenças entre 3 e 10dB o tipo de discrepância deve ser considerado; e diferenças maiores que 10dB não são toleradas, devendo o profissional reajustar o AASI e/ou molde auricular de modo a obter melhor equiparação.

2.3.2 SII – *Speech Intelligibility Index*

Avaliar e quantificar a audibilidade do sinal de fala no processo de seleção do AASI é importante para assegurar que os indivíduos tenham acesso aos sons de fala com qualidade e sem desconforto. Uma das medidas objetivas que, durante o procedimento de verificação dos AASI estima audibilidade e inteligibilidade para sons de fala, é o Índice de Inteligibilidade de Fala, a sigla SII do inglês – *Speech Intelligibility Index* (FIGUEIREDO, 2013).

O SII é uma medida que determina a proporção de informações de fala audível e útil para o ouvinte, com alta correlação com a inteligibilidade de fala (ANSI, 1997 [2012]). Surgido da revisão feita em 1997 da ANSI S3.5 (1969), o SII substituiu o mais conhecido Índice de Articulação – *Articulation Index* (AI) –, que, até o final da década de 80, não era muito utilizado clinicamente, devido à complexidade do cálculo. O avanço da tecnologia viabilizou a utilização clínica do SII, na medida em que os equipamentos de verificação de AASI dispõem do cálculo automático durante o procedimento de verificação (BAGATTO; MOODIE; SCOLLIE, 2010).

O cálculo do AI foi iniciado com o objetivo de ser capaz de prever a inteligibilidade da fala sob condições de mascaramento (FRENCH; STEINBERG, 1947), baseado no fato de que na vida diária, a presença de ruído de fundo muitas vezes pode mascarar parte do sinal de fala de modo que nem toda a mesma fique inteligível para o ouvinte (RHEBERGEN; VERSFELD, 2005).

O AI foi originalmente desenvolvido para a construção dos sistemas de comunicação, na época o telefone, para auxiliar engenheiros do laboratório *Bell Telephone* (FRENCH; STEINBERG, 1947). A base da teoria do AI é que o reconhecimento da fala aumenta conforme aumenta a largura da banda de frequências do sinal e diminuiu o ruído competitivo, por meio de um cálculo que parte dos limiares mínimos de audibilidade e de desconforto, considerando o nível do sinal de fala e as características do ruído de interferência (FRENCH; STEINBERG, 1947; PAVLOVIC, 1984).

A partir desse modelo, a *American National Standards Institute* (ANSI 3.5-1969), desenvolveu o AI, mais tarde revisto e transformado no novo SII (ANSI, 1997 [R2012]).

O SII é calculado a partir do espectro do sinal de fala, do espectro do ruído e do limiar auditivo do sujeito. Os sinais de fala e ruído são filtrados em bandas de frequências. Dentro de cada faixa de frequências, o fator de audibilidade é derivado da relação sinal/ruído, indicando o grau em que o sinal de fala é audível.

Visto que nem todas as bandas de frequência contêm uma quantidade igual de informação de fala (não são igualmente importantes para a inteligibilidade), elas são ponderadas de modo a indicar até que ponto cada faixa de frequência contribui para a inteligibilidade, o que é chamado de função banda de importância, e depende do tipo de material de fala envolvida, como palavras ou frases, e outros fatores. Por fim, o SII é determinado pela acumulação de audibilidade entre as

diferentes bandas de frequência, ponderada pela função banda de importância (KRYTER, 1962; MUELLER; KILLION, 1990; SHERBECOE; STUDEBAKER, 2002, 2003; SCOLLIE, 2008; GUSTAFSON; PITTMAN, 2011; McCREERY, 2011).

O modelo SII foi desenvolvido para prever a inteligibilidade da fala média para uma determinada condição de fala no ruído, ou seja, ele não tenta prever a inteligibilidade das emissões individuais (fonemas ou palavras) de um fragmento de fala. Além disso, ele não leva em conta qualquer flutuação do ruído de mascaramento, uma vez que é calculado a partir do discurso de longo prazo e do espectro de ruído. Portanto, o SII é independente da quantidade de flutuações no sinal de ruído (RHEBERGEN; VERSFELD, 2005).

Enfim, o SII é determinado pela associação da audibilidade em diferentes faixas de frequências, ponderado pela função banda de importância e outros fatores como efeitos do fator distorção associado a intensidades altas, reverberação, ruídos. O resultado do cálculo é um número de zero a 100%, interpretado como a porção de informação de fala disponível para o ouvinte. Um valor de SII igual a zero significa que nenhum som de fala está audível, enquanto que o 100% significa que todas as informações de fala estão disponíveis (FIGUEIREDO, 2013).

O uso do SII na clínica audiológica se dá enquanto ferramenta de auxílio na verificação alvo-saída para estímulo de fala em diferentes intensidades, tanto como estratégia para orientação e aconselhamento, como enquanto medida preditora de audibilidade para sons de fala em diferentes tipos de ambiente sonoro. Também pode ser útil no processo de seleção de aparelhos de amplificação sonora, na etapa da verificação para as comparações entre modelos e marcas de aparelhos, e na avaliação do que melhor se aplica à saída e ganho para cada caso, além de como uma medida objetiva do benefício da amplificação. Em conjunto com outros instrumentos, como os questionários, por exemplo, pode ser de grande valia para o gerenciamento dos procedimentos de validação (DAVIDSON; SKINNER, 2006; BAGATTO; MOODIE; SCOLLIE, 2010).

Na descrição da regra prescritiva DSL v5.0 e na apresentação dos primeiros resultados da aplicação da regra, Scollie (2007) expôs alguns resultados sobre a análise dos valores de SII amplificado, comparados à média dos limiares auditivos nas frequências de 2000 a 6000 Hz, e concluiu que os valores de SII estão diretamente relacionados à média dos limiares auditivos analisados: conforme a média dos limiares aumentam, o SII diminui e vice-versa. Em geral, os valores de SII

são melhores que 60% para perdas até 75dB NA. Para perdas piores que 80dB NA, os valores de SII podem variar de 20 a 60%, dependendo da configuração da perda, do nível do sinal de teste e da diferença alvo-saída.

2.4 AVALIAÇÃO DA PERCEPÇÃO DE FALA

De acordo com Dillon (2001), no processo de adaptação do AASI, deve-se ter como objetivo o alcance de alguns pontos específicos, que são: diminuição da incapacidade auditiva, diminuição do *handicap* auditivo, uso do AASI propriamente dito e satisfação do indivíduo. A diminuição da incapacidade está relacionada com o aumento da audibilidade para os sons ambientais e melhor inteligibilidade de fala em diferentes situações.

O reconhecimento de fala é acompanhado da combinação das pistas acústicas, linguísticas, semânticas e circunstanciais. Entretanto, quando se ouve em condições favoráveis, algumas das pistas que estão presentes em excesso podem ser desprezadas. Para que haja a efetividade da transmissão da mensagem, existe uma redundância de pistas acústicas das quais o ouvinte se vale de acordo com a situação e o contexto da comunicação. É o que ocorre, por exemplo, nas situações de conversação em ambientes ruidosos (GAMA, 1994).

A habilidade de compreensão da fala pode ser considerada um dos mais importantes aspectos a ser avaliado quando se trata dos distúrbios da comunicação humana. Nesse contexto, as várias situações de escuta diária requerem que o ouvinte perceba a informação de fala que, muitas vezes, encontra-se mascarada por um ruído de fundo (HALL et al., 2012). Ouvir a fala na presença de ruído competitivo é uma atividade que tem sido motivo de estudo há vários anos (JACOB et al., 2011; ADVÍNCULA et al., 2013).

Uma queixa comum de indivíduos com deficiência auditiva no geral e particularmente de idosos é a dificuldade em entender a fala, principalmente na presença de ruído e em situações de escuta diárias em que várias pessoas estejam falando simultaneamente (KIM; FRISINA; FRISINA, 2006; GRANT; WALDEN, 2013). Kochkin (2002) demonstrou que 95% dos usuários de AASI participantes da pesquisa apontaram como maior desejo de benefício com o aparelho uma melhor compreensão de fala no ruído.

No contexto da investigação da percepção da fala, a utilização de testes que simulem uma situação real de escuta torna-se fundamental para avaliar as dificuldades enfrentadas pelos sujeitos (CERVERA; GONZALEZ-ALBERNAZ, 2011). A análise dos limiares de percepção de fala, quando testados com ruído competidor, refletem as habilidades de reconhecimento, por simularem uma situação de escuta do dia-a-dia (FENG et al., 2010; ANDERSON et al., 2011).

O principal objetivo da adaptação do AASI é melhorar a inteligibilidade da fala, de modo a facilitar o processo de comunicação, daí a importância da realização de testes de percepção da fala. De maneira geral, os testes de percepção da fala simulam condições de escuta específicas e quantificam as mudanças nas habilidades de percepção da fala com o uso dos AASI nesta condição específica (DILLON, 2001).

Na tentativa de dificultar a atividade de identificação de um sinal de fala e simular situações mais reais vivenciadas pelos indivíduos, foram desenvolvidos os testes de fala no ruído (MATAS; IÓRIO, 2003), com o objetivo de avaliar o desempenho obtido com e sem a utilização do dispositivo de amplificação sonora, determinando, então, o impacto da intervenção em vários níveis de habilidades.

A fim de avaliar o reconhecimento da fala em situações mais similares às vivenciadas no dia a dia, foram desenvolvidos os testes que utilizam as sentenças como estímulo. O *Synthetic Sentence Identification* (SSI) (SPEAKS; JERGER, 1965) é um teste em conjunto fechado em que o indivíduo deve identificar sentenças que apresentam estrutura com regras sintáticas, porém, que não tem lógica. Em 1968 foi incluído o ruído competitivo na avaliação das SSI (JERGER; SPEAKS; TRAMMEL, 1968).

Em 1977, Kalikov e Stevens desenvolveram o *Speech Perception in Noise* (SPIN) com o objetivo de avaliar o reconhecimento da fala, aspectos cognitivos, processos de memória envolvidos no reconhecimento da fala e para estimar os benefícios que o indivíduo poderia apresentar com o uso dos AASI. O SPIN é constituído de 50 sentenças que são apresentadas juntamente com ruído. O resultado deste teste é importante para predizer o desempenho do indivíduo com perda auditiva em situações comunicativas do dia a dia, podendo ser utilizado para avaliar os benefícios que a pessoa terá em relação ao uso do AASI.

O teste *Speech in Noise Test* (SIN) (KILLION; VILLCHUR, 1993) foi desenvolvido em 1992 por Killion e Villchur para estimar a relação sinal/ruído

necessária para que os indivíduos com deficiência auditiva obtenham inteligibilidade de fala adequada sob diferentes condições de audição com o uso dos AASI. A fim de reduzir o tempo de teste, foi criado o *Quick Speech-in-Noise Test* (QuickSIN) (KILLION et al., 2004).

Outros testes que avaliam a percepção da fala com ruído competitivo são o *Connected Sentence Test* (CST) (COX; ALEXANDER; GILMORE, 1987) e o *Bamford-Kowal-Bench Speech-in-Noise Test* (BKB-SIN) (NIQUETTE et al., 2003). Algumas diferenças fundamentais existem entre os testes no que se refere aos materiais de fala, tais como, as diferenças nos alto-falantes utilizados, tipo de ruído de fundo, paradigmas físicos e nível de contexto para o estímulo alvo (WILSON; MCARDLE; SMITH, 2007).

Nesse capítulo será abordado o procedimento de avaliação da percepção da fala utilizado na metodologia deste trabalho, teste HINT (*Hearing In Noise Test*) (NILSSON; SOLI; SULLIVAN, 1994).

2.4.1 HINT – *Hearing In Noise Test*

O teste HINT (*Hearing In Noise Test*) surge como uma estratégia para aprimorar a mensuração do limiar de recepção de fala. Desenvolvido em 1994 (NILSSON; SOLI; SULLIVAN, 1994), vem sendo utilizado em diversos idiomas e grupos populacionais (JACOB et al., 2011; SBOMPATO et al., 2015; GARCIA; JACOB; MONDELLI, 2016; MONDELLI; SANTOS; JOSÉ, 2016). No Brasil, recentemente padronizado com ouvintes normais (BEVILACQUA et al., 2008; SBOMPATO et al., 2015), baseia-se na técnica do teste adaptativo, em que o nível de apresentação de sentenças é aumentado ou diminuído em relação a um nível fixo de um ruído espectral da própria fala (LEVITT; RABINER, 1967). Rotineiramente, os testes de percepção da fala são realizados com monossílabos ou polissílabos. Enfatiza-se com o HINT a importância do uso de sentenças com contexto fonético, familiaridade das palavras, bem como variação de entonação e nível da influência da inteligibilidade no ruído (JACOB et al., 2011).

Em geral, o HINT mede o efeito da perda auditiva na compreensão da fala no ruído. Seu objetivo é determinar a vantagem da audição direcional binaural pela obtenção de limiares do indivíduo para sentenças no silêncio e no ruído (NILSSON; SOLI; SULLIVAN, 1994).

Segundo descrito no manual operacional (HINT PRO, 2007), o teste HINT mede a inteligibilidade da fala sob condições que permitem a avaliação da utilização do indivíduo de ambas as orelhas em conjunto para ouvir no silêncio e no ruído. Este aspecto da audição é chamado audição direcional binaural, e desempenha um papel essencial na capacidade para compreender a fala em ambientes ruidosos. É um teste de limiar adaptativo em que o sujeito é solicitado a reconhecer e repetir frases curtas e simples. O limiar de recepção de sentenças é obtido sob quatro condições de teste:

- Fala no silêncio (LRSS – limiar de reconhecimento de sentenças no silêncio), com sinais de fala transmitidos a partir de um alto-falante localizado em frente ao sujeito (condição de teste "Silêncio"),
- Fala no ruído (LRSR - limiar de reconhecimento de sentenças no ruído), com a fala e o ruído transmitidos a partir de um alto-falante localizado em frente ao sujeito (condição de teste "Ruído Frontal"),
- Fala no ruído, com a fala transmitida pelo alto-falante frontal e ruído transmitido de um alto-falante a 90 graus para a direita do sujeito (condição de teste "Ruído à Direita"),
- Fala no ruído, com a fala transmitida pelo alto-falante frontal e ruído transmitido de um alto-falante a 90 graus para a esquerda do sujeito (condição de teste "Ruído à Esquerda").

A pontuação para o teste no silêncio é expressa em dB (A) sendo o limiar para o reconhecimento de 50% das sentenças. As pontuações nas condições de ruído são expressas em dB sendo a relação sinal/ruído (dB S/R), na qual o indivíduo compreende 50% das frases.

Os resultados individuais dos limiares de recepção de sentenças podem ser interpretados numa base relativa, comparando um valor com o outro, por exemplo, antes e depois de o indivíduo ser adaptado com o AASI. Pesquisas demonstram que o aumento de 1 dB no limiar resulta em uma redução de 10% da inteligibilidade de fala no ruído. Assim, em um indivíduo cujo limiar é reduzido em 3 dB em comparação à condição anteriormente testada, espera-se que a inteligibilidade melhore em 30% em condições de ruído (HINT PRO, 2007; BIOLOGICS SYSTEMS CORP).

A aplicação do teste HINT na população idosa é muito pertinente no cenário atual, visto que estudos recentes têm demonstrado que mesmo em indivíduos idosos com audição considerada normal para a idade, foi possível observar, por meio dos resultados do teste HINT, uma diminuição significativa no desempenho da habilidade de reconhecimento de fala no ruído (VENEMAN et al., 2013; FERREIRA et al., 2014).

Veneman et al. (2013) constataram influência significativa da idade nos resultados do teste HINT ao comparar um grupo de idosos e um de jovens, mesmo ambos os grupos apresentando audição normal. Já o estudo de Ferreira et al. (2014) observou uma diminuição significativa na percepção de fala no ruído com o avanço da idade, em indivíduos com limiares auditivos dentro da normalidade.

Dessa forma, percebe-se ainda mais relevante a avaliação da percepção de fala em idosos com deficiência auditiva, visto que diversas pesquisas já apontaram que a progressão da presbiacusia é acompanhada pelo prejuízo no desempenho da percepção da fala (DUBNO et al., 1997; DIVENYI; STARK; HAUPT, 2005; CALAIS; RUSSO; BORGES, 2008).

3 OBJETIVOS

3 OBJETIVOS

Objetivo principal:

Analisar comparativamente os métodos prescritivos NAL-NL2 e DSL v5.0a de acordo com programação individualizada do aparelho de amplificação sonora individual para o indivíduo idoso com deficiência auditiva.

Objetivos específicos:

- Analisar comparativamente os valores dos alvos prescritos pelos métodos NAL-NL2 e DSL v5.0a, e as curvas de respostas em função da frequência obtidas na verificação do AASI;
- Analisar comparativamente valores de SII gerados na verificação do AASI programados conforme os métodos prescritivos NAL-NL2 e DSL v5.0a;
- Analisar os valores mensurados com a percepção de fala no silêncio e no ruído, considerando a relação com a faixa etária.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4 MATERIAL E MÉTODOS

Este trabalho está inserido na Linha de Pesquisa “Processos e Distúrbios da Audição” do Programa de Pós-Graduação do Departamento de Fonoaudiologia da Faculdade de Odontologia de Bauru da Universidade de São Paulo (FOB/USP), fazendo parte de um projeto maior intitulado “*Estudo de um protocolo individualizado na adaptação do AASI no idoso*” (projeto aprovado pela FAPESP – processo nº 2015/22817-4).

4.1 Aspectos éticos

O projeto buscou contemplar os critérios éticos sendo submetido ao Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos da Faculdade de Odontologia de Bauru da Universidade de São Paulo (CEP/FOB/USP – número de CAAE 55685116.4.0000.5417). Todos os sujeitos da pesquisa foram informados claramente sobre os objetivos da mesma e procedimentos a que seriam submetidos para depois serem convidados a assinar o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, garantindo assim o sigilo e voluntariado dos mesmos.

4.2 Casuística

Ao longo do desenvolvimento da pesquisa, foi realizado um levantamento dos prontuários de 60 indivíduos matriculados na Clínica de Fonoaudiologia do Departamento de Fonoaudiologia da FOB/USP, sendo que para sua inclusão no estudo o indivíduo deveria obedecer aos seguintes critérios:

- Apresentar idade igual ou superior a 60 anos, independente do gênero, sendo, dessa forma, considerado idoso, segundo os princípios da OMS (2002);
 - Estar regularmente matriculado na Clínica de Fonoaudiologia da FOB/USP;
 - Apresentar diagnóstico de deficiência auditiva sensorineural bilateral simétrica, de grau leve a severo (OMS, 2014), de acordo com a média quadritonal dos limiares audiométricos nas frequências de 500 Hz, 1000 Hz, 2000 Hz e 4000 Hz. As orelhas foram consideradas simétricas quando apresentaram o mesmo grau e configuração de curva audiométrica;
-

- Configuração de curva audiométrica plana, descendente, abrupta, ascendente ou não especificada de acordo com a classificação de Hannula et al. (2011) – Quadro 2;

Plana	Menos de 15 dB de diferença entre a média de 0,25 e 0,5 kHz, média de 1 e 2 kHz e média de 4 e 8 kHz.
Descendente	15 a 19 dB de diferença entre a média de 0,5 e 1 kHz e a média de 4 e 8 kHz.
Abrupta	30 dB ou mais de diferença entre a média de 0,5 e 1 kHz e a média de 4 e 8 kHz.
Ascendente	15 dB ou mais de diferença entre os limiares de baixa frequência (0,25 e 0,5 kHz) e os de alta frequência (3 – 8 kHz).
Não especificada	Configuração de curva audiométrica que não se encaixa nas demais curvas propostas por Hannula et al. (2011).

Quadro 2. Configuração de curvas audiométricas proposta por Hannula et al. (2011).

- Apresentar indicação de adaptação de AASI biaural, seguindo as diretrizes do Instrutivo de Reabilitação Auditiva, Física, Intelectual e Visual do Ministério da Saúde (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2012);
- Não ter realizado cirurgia otológica;
- Não apresentar deformidades na orelha externa, ou qualquer outra alteração que impeça a confecção de molde auricular, como cerúmen, hipertricose auricular, feridas ou descamações no canal auditivo;
- Possuir membrana timpânica íntegra, segundo avaliação otorrinolaringológica;
- Não apresentar outros comprometimentos (cognitivos, distúrbios motores, neurológicos, psicológicos, visuais e/ou problemas graves de saúde);
- Não possuir experiência prévia com o uso do AASI.

4.3 Procedimentos

O estudo foi realizado na Clínica do Curso de Fonoaudiologia do Departamento de Fonoaudiologia da FOB/USP, sendo todos os procedimentos realizados no mesmo dia.

Para a realização do estudo, durante o processo de seleção, foram selecionados aparelhos de amplificação sonora com processamento digital do sinal, catalogados na categoria B e C seguindo a regulamentação do Instrutivo de Reabilitação Auditiva, Física, Intelectual e Visual do Ministério da Saúde (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2012).

Abaixo estão descritos os procedimentos referentes a este estudo, conforme demonstra a Figura 1.

Figura 1. Desenho do estudo

- **Seleção dos Aparelhos de Amplificação Sonora Individuais**

A seleção do tipo e modelo do AASI foi fundamentada no grau e na configuração da perda auditiva (limiares auditivos estabelecidos no diagnóstico audiológico), aspectos comunicativos, fatores psicológicos individuais, facilidade de manuseio e necessidades auditivas.

Em razão de os AASI intra-aurais disponíveis na Clínica de Fonoaudiologia da FOB/USP não apresentarem os métodos prescritivos estudados neste trabalho em seus *softwares*, foi optado por realizar a pesquisa somente com AASI retroauriculares. É importante ressaltar que esse fato não influenciou na indicação do tipo de AASI para os indivíduos, respeitando a demanda de indicação dos AASI retroauriculares.

- **Programação dos Aparelhos de Amplificação Sonora Individuais**

Em seguimento, foi realizada a meatoscopia com o objetivo de observar a anatomia da orelha externa, atentando-se ao tamanho e forma do meato acústico externo, para a inserção do tubo sonda e realização das mensurações.

Como procedimento do protocolo individualizado, não foram consideradas as medidas médias de avaliação, mas sim a programação personalizada. Para isso, inicialmente, foi efetuada a mensuração da RECD (MUNRO; TOAL, 2005; SCOLLIE, 2006), com o equipamento *AURICAL®*, da marca *Otometrics*, no módulo *OTOsuite* (módulo de medidas em orelha real *AURICAL FreeFit*). A conexão entre o fone de inserção e o acoplador HA-2 foi realizada por meio do tubo sonda ou “*probe tube*”, obtendo-se a medida no acoplador, mediante a apresentação do estímulo varredura de tom puro, em 65dBNPS.

Posteriormente, o microfone de inserção foi desconectado do acoplador e acoplado ao tubo do molde ou cápsula do indivíduo, por meio do mesmo tubo, ocorrendo, nesse momento do teste, a inserção do tubo sonda junto ao conjunto molde e microfone de inserção. Foi realizada a mensuração direta na orelha, mediante a apresentação do estímulo varredura de tom puro, em 65 dBNPS, bilateralmente.

Após a obtenção das duas medidas na mesma orelha, foi gerada pelo *software* a curva final da diferença entre elas, visualizando-se a RECD.

Para a programação dos aparelhos utilizou-se a interface de programação Hi-Pro (*GN Otometrics*) conectada a um computador de mesa com sistema operacional Windows XP. Este computador apresentava instalada a plataforma NOAH v4.0 (HIMSA), plataforma que abriga diferentes *softwares* de programação de AASI. A conexão dos AASI ao Hi-Pro foi realizada por meio de cabos de programação.

Os dados de identificação do participante e os limiares audiométricos foram inseridos na plataforma NOAH e, em seguida, o *software* de programação correspondente à marca do AASI em questão foi aberto sendo executado o comando de detecção dos aparelhos conectados à interface Hi-Pro. A programação dos aparelhos foi realizada pelo *software* de acordo com a escolha dos parâmetros adequados a cada indivíduo, não sendo realizados ajustes na programação.

A programação foi realizada de duas formas: em um primeiro momento, utilizando o método prescritivo NAL-NL2 (KEIDSER et al., 2011), e em um segundo momento utilizando o método prescritivo DSL v5.0a (SCOLLIE et al., 2005), ambas aplicadas no AASI do mesmo indivíduo. Os dados da RECD mensurados foram inseridos na programação dos aparelhos auditivos, possibilitando o manuseio de seus algoritmos.

- **Medidas de Verificação dos Aparelhos de Amplificação Sonora Individuais**

Uma vez programados os AASI, foram realizadas as medidas de verificação do desempenho com a programação realizada baseada no método de prescrição NAL-NL2, e em seguida com a baseada no método de prescrição DSL v5.0a.

Foi utilizado o equipamento *AURICAL®*, da marca *Otometrics*, no módulo *OTOSuite* (módulo de medidas com microfone sonda *AURICAL FreeFit*).

Realização das medidas da REAR (*Real Ear Aided Response*)

A mensuração da resposta dos aparelhos em relação aos alvos estimados foi realizada conforme o protocolo de verificação (HOWARTH; SHONE, 2006).

Previamente à realização das mensurações é necessária a calibração do tubo sonda para anular sua interferência na realização dos procedimentos. O tubo sonda foi posicionado junto ao microfone de referência e este conjunto, a 50 cm do alto falante. Os indivíduos foram orientados a permanecer em silêncio, sentados, com a cabeça posicionada à altura do alto falante e olhando para frente, também a 50 cm da fonte sonora (0° azimuth).

Neste protocolo, o estímulo utilizado foi o ISTS (*International Speech Test Signal*), por se tratar de um estímulo verbal complexo e também pelo fato de que os

estímulos não-verbais são analisados pelos aparelhos não-lineares como ruído, reduzindo o ganho (GAROLLA; SCOLLIE; IÓRIO, 2013).

Foram inseridos os limiares audiométricos na plataforma NOAH 4.0 para que fossem gerados os *targets* de equiparação do desempenho do AASI em relação às necessidades auditivas do indivíduo dentro do módulo de mensuração.

Todas as medidas foram realizadas bilateralmente, por meio da inserção do tubo sonda em cada orelha do indivíduo, baseando-se no comprimento do molde auricular, sendo a medida da REAR avaliada em três intensidades (50, 65 e 80 dB), para verificar o benefício do AASI em fracas, médias e fortes intensidades, tendo em vista as características do aparelho auditivo utilizado no estudo.

É importante ressaltar que a avaliação foi feita da mesma maneira seguindo o protocolo para os dois métodos avaliados, NAL-NL2 e DSL v5.0a.

Cálculo do SII (*Speech Intelligibility Index*)

Para as medidas de verificação em acoplador ou *in situ*, a partir das curvas de respostas dos AASI, em função das frequências obtidas com um sinal de entrada de fala, o equipamento *AURICAL®Otometrics* calcula valores de SII em porcentagem, para uma entrada de 65dB NPS sem amplificação, e, com amplificação, para diferentes entradas de estímulo de fala, em diferentes intensidades. O cálculo realizado pelo equipamento usa o método de 1/3 de oitava de frequências descrito pela ANSI S3.5-1997 levando em conta o ganho de inserção existente, sem considerar a banda de frequências de 160 Hz e sem ruídos mascarantes, ou seja, o equipamento calcula o SII para um ambiente ideal de escuta (GN OTOMETRICS A/S, 2015).

Os valores de SII são representados em uma escala de zero a 100%, em que zero significa nenhuma audibilidade e 100, audibilidade para todos os sons de fala.

Foi realizada a análise dos valores de SII para estímulos de fala de 50, 65 e 80dB NPS e o SII não amplificado. No processo de verificação dos AASI serão obtidos os valores de SII para cada orelha estudada.

- **Avaliação da percepção de fala – Teste HINT (*Hearing In Noise Test*)**

A avaliação da percepção de fala em cada programação foi realizada para verificar o desempenho do AASI com as diferentes prescrições na melhora do

reconhecimento de fala, sendo avaliadas duas das quatro situações propostas pelo teste: o limiar de reconhecimento de sentenças no silêncio (LRSS) e o limiar de reconhecimento de sentenças no ruído (LRSR).

O teste foi realizado em sala com tratamento acústico, utilizando o equipamento *HINTPro 7.2 Audiometric System (Bio-logic Systems Corp)*, sendo o indivíduo orientado a permanecer sentado a distância de 1 metro da fonte sonora, em silêncio e olhando para a frente (ARIETA; COUTO; COSTA, 2013).

Para a realização do teste foram selecionadas, aleatoriamente, listas contendo 20 sentenças, sendo que a fala e o ruído foram apresentados em campo livre. Para a apresentação das sentenças, utiliza-se a estratégia ascendente-descendente, que consiste em determinar o limiar de reconhecimento de fala (LRF), para uma relação sinal/ruído de 50%. No teste, as quatro primeiras sentenças são apresentadas com variações de 4 em 4dB, estimando-se o limiar. A partir da quinta sentença, a variação passa a ser de 2 em 2 dB e o limiar definitivo é determinado após a apresentação das 20 sentenças para cada condição do teste.

A avaliação do LRSS ocorreu sem a apresentação do ruído de fundo, por se tratar do reconhecimento de fala no silêncio, sofrendo variações no nível do sinal, que será apresentado a 0º azimuth. O LRSR é avaliado na junção do sinal e do ruído *speech-weighted noise*, mantido constante, ambos apresentados a 0º azimuth (ARIETA; COUTO; COSTA, 2013).

O ruído se manteve em 65dB e a intensidade do sinal de fala foi modificada para mais ou para menos, conforme a resposta. Quando obtida uma resposta correta, a RSR foi diminuída e, quando incorreta, a RSR foi aumentada.

4.4. Análise dos dados

Os dados obtidos foram descritos por meio dos parâmetros de média e desvio padrão e valor de p (coeficiente de correlação de Pearson). Para a comparação entre os dois métodos prescritivos, NAL-NL2 e DSL v5.0a, nas avaliações da REAR, SII e HINT (LRSS e LRSR), foi utilizado o teste “ t ” pareado. Para a comparação entre os métodos prescritivos na avaliação do HINT com divisão por faixa etária, foram utilizados os testes “ t ” pareado e de Wilcoxon.

Em todos os testes estatísticos foi adotado nível de significância de 5% ($p < 0,05$).

5 RESULTADOS

5 RESULTADOS

5.1 Caracterização da amostra

A amostra foi composta por 60 indivíduos, sendo 36 (60%) do gênero masculino e 24 (40%) do gênero feminino, com idades entre 62 e 90 anos (média de 77,5 anos).

A constituição da amostra foi em sua totalidade pela população idosa, conforme especificado nos critérios de inclusão, apresentando 11 indivíduos (18,33%) na faixa etária de 61 a 70 anos, 26 (43,44%) na faixa de 71 a 80 anos, e 23 indivíduos (38,33%) na faixa de 81 a 90 anos.

Quanto às características da perda auditiva, todos os indivíduos apresentaram perda de audição sensorioneural bilateral simétrica. Em relação ao grau, a amostra foi composta em sua maioria pelo grau moderado, com 43 indivíduos (71,66%), seguido de 14 indivíduos com perda de audição de grau severo (23,33%), e somente 3 indivíduos apresentando perda de audição de grau leve (5%). Segundo a classificação das curvas audiométricas proposta por Hannula et al. (2011), a configuração predominante foi a descendente, com 28 indivíduos (46,66%). Um total de 16 indivíduos (26,66%) apresentou curva audiométrica abrupta, 14 indivíduos (23,33%) apresentaram curva horizontal e 2 indivíduos (3,33%) tiveram a configuração da curva classificada como não especificada.

Os dados de caracterização encontram-se na Tabela 1.

Tabela 1 – Distribuição da amostra de acordo com o gênero, faixa etária, grau da perda auditiva e configuração da curva audiométrica

		n	%
Gênero	Masculino	36	60
	Feminino	24	40
Faixa etária	61 – 70	11	18.33
	71 – 80	26	43.33
	81 – 90	23	38.33
Grau da perda auditiva	Leve	3	5
	Moderada	43	71.66
	Severa	14	23.33
Configuração da curva audiométrica	Descendente	28	46.66
	Abrupta	16	26.66
	Horizontal	14	23.33
	Não especificada	2	3.33
Total		60	100

5.2 NAL-NL2 x DSL v5.0a

A análise comparativa foi realizada inicialmente com o total de indivíduos que compôs a amostra deste trabalho, e em um segundo momento dividindo-os em grupos de faixa etária, grau da perda auditiva e configuração da curva audiométrica, os quais serão descritos posteriormente.

Com relação às medidas da REAR na intensidade de 65 dB, conforme demonstra a Tabela 2, houve diferença estatisticamente significativa com indicativo de melhor desempenho do método NAL-NL2 nas frequências de 500 Hz, 3000 Hz, 4000 Hz e 6000 Hz ($p < 0,0001$) na orelha direita e frequências de 250 Hz ($p = 0,0386$), 500 Hz, 3000 Hz, 4000 Hz e 6000 Hz ($p < 0,0001$) na orelha esquerda, quando comparada a variação entre os valores de REAR e o target prescrito para cada método. Nas frequências de 1000 Hz e 2000 Hz houve diferença estatisticamente

significante com indicativo de melhor desempenho do método DSL v5.0a nas orelhas direita e esquerda ($p < 0,0001$).

Tabela 2 – Comparação dos valores de REAR em relação ao *target* dos métodos prescritivos NAL-NL2 e DSL v5.0a na avaliação com a intensidade de 65 dB

Freq. (Hz)	MP	NAL-NL2	DSL v5.0a		NAL-NL2	DSL v5.0a	
	OD				OE		
	x (dp)		p		x (dp)		p
250	-4,07 (6,07)	-4,63 (7,60)	0,4158		-3,55 (6,12)	-5,20 (8,72)	0,0386*
500	-2,88 (5,42)	-5,77 (6,04)	<0,0001*		-3,42 (5,45)	-7,02 (6,26)	<0,0001*
1000	-6,77 (4,59)	-4,15 (4,27)	<0,0001*		-7,35 (4,73)	-4,15 (3,86)	<0,0001*
2000	-5,40 (3,85)	-3,50 (4,16)	<0,0001*		-4,82 (4,18)	-2,00 (4,65)	<0,0001*
3000	-4,98 (4,83)	-7,72 (5,04)	<0,0001*		-4,85 (4,44)	-6,95 (5,32)	<0,0001*
4000	-5,85 (5,90)	-9,68 (6,14)	<0,0001*		-5,80 (5,32)	-8,65 (5,72)	<0,0001*
6000	-13,98 (6,73)	-21,77 (8,67)	<0,0001*		-14,60 (7,29)	-19,27 (9,96)	0,0001*

Freq.: frequência; MP: método prescritivo; Hz: hertz; OD: orelha direita; OE: orelha esquerda; x: média; dp: desvio padrão; (p)*: diferença estatisticamente significativa; valores negativos encontram-se abaixo do *target*; x e dp: apresentados em dBNPS; melhores valores destacados em negrito.

A Tabela 3 apresenta os valores da avaliação na intensidade de 50 dB. Os resultados apontaram diferença estatisticamente significativa na frequência de 6000 Hz nas orelhas direita ($p < 0,0001$) e esquerda ($p = 0,0005$) com indicativo de melhor desempenho do método NAL-NL2, e diferença estatisticamente significativa com indicativo de melhor desempenho do método DSL v5.0a nas frequências de 250 Hz, 1000 Hz e 2000 Hz nas orelhas direita ($p = 0,0009$; $p < 0,0001$; $p < 0,0001$) e esquerda ($p = 0,0044$; $p < 0,0001$; $p < 0,0001$).

70 Resultados

Tabela 3 – Comparação dos valores de REAR em relação ao *target* dos métodos prescritivos NAL-NL2 e DSL v5.0a na avaliação com a intensidade de 50 dB

Freq. (Hz)	MP	NAL-NL2	DSL v5.0a		NAL-NL2	DSL v5.0a	
	OD				OE		
	x (dp)		p		x (dp)		p
250	-6,85 (5,73)	-3,98 (8,63)	0,0009*		-6,90 (6,28)	-4,43 (8,94)	0,0044*
500	-4,45 (6,03)	-4,25 (6,51)	0,7362		-6,03 (5,98)	-5,70 (7,00)	0,5781
1000	-4,63 (4,45)	-0,55 (4,66)	<0,0001*		-6,18 (5,11)	-1,43 (4,36)	<0,0001*
2000	-6,50 (4,40)	-1,43 (5,00)	<0,0001*		-5,95 (4,39)	-0,33 (5,58)	<0,0001*
3000	-5,28 (5,20)	-5,40 (5,43)	0,8328		-5,58 (4,40)	-4,92 (5,56)	0,2364
4000	-6,23 (6,22)	-7,05 (5,80)	0,2669		-7,48 (6,42)	-7,03 (5,89)	0,5549
6000	-14,12 (6,13)	-19,23 (7,62)	<0,0001*		-14,28 (7,46)	-18,53 (8,42)	0,0005*

Freq.: frequência; MP: método prescritivo; Hz: hertz; OD: orelha direita; OE: orelha esquerda; x: média; dp: desvio padrão; (p)*: diferença estatisticamente significativa; valores negativos encontram-se abaixo do *target*; x e dp: apresentados em dBNPS; melhores valores destacados em negrito.

Os valores da avaliação na intensidade de 80 dB encontram-se na Tabela 4, demonstrando diferença estatisticamente significativa com indicativo de melhor desempenho do método NAL-NL2 nas frequências de 250 Hz, 500 Hz, 3000 Hz, 4000 Hz e 6000 Hz na orelha direita ($p < 0,0001$) e nas frequências de 250 Hz, 500 Hz, 3000 Hz, 4000 Hz e 6000 Hz ($p < 0,0001$) e 1000 Hz ($p = 0,0357$) na orelha esquerda. Na frequência de 2000 Hz houve diferença estatisticamente significativa com indicativo de melhor desempenho do método DSL v5.0a nas orelhas direita ($p = 0,0241$) e esquerda ($p = 0,0010$).

Tabela 4 – Comparação dos valores de REAR em relação ao *target* dos métodos prescritivos NAL-NL2 e DSL v5.0a na avaliação com a intensidade de 80 dB

Freq. (Hz)	MP	NAL-NL2	DSL v5.0a		NAL-NL2	DSL v5.0a	
	OD			OE			
	x (dp)		p	x (dp)		p	
250		-0,60 (4,11)	-6,70 (7,42)	<0,0001*	-0,10 (4,51)	-7,23 (8,41)	<0,0001*
500		-1,00 (3,69)	-7,18 (5,80)	<0,0001*	-1,43 (4,04)	-8,15 (5,85)	<0,0001*
1000		-5,72 (5,16)	-6,57 (3,91)	0,0829	-5,65 (4,52)	-6,63 (3,40)	0,0357*
2000		-5,43 (4,20)	-4,37 (3,99)	0,0241*	-4,57 (4,39)	-3,20 (3,96)	0,0010*
3000		-5,28 (5,21)	-9,37 (4,47)	<0,0001*	-4,93 (4,69)	-8,62 (4,46)	<0,0001*
4000		-6,08 (5,99)	-9,68 (5,61)	<0,0001*	-5,62 (4,59)	-8,73 (5,01)	<0,0001*
6000		-14,65 (6,43)	-20,70 (8,22)	<0,0001*	-14,25 (6,67)	-19,15 (8,40)	<0,0001*

Freq.: frequência; MP: método prescritivo; Hz: hertz; OD: orelha direita; OE: orelha esquerda; x: média; dp: desvio padrão; (p)*: diferença estatisticamente significativa; valores negativos encontram-se abaixo do *target*; x e dp: apresentados em dBNPS; melhores valores destacados em negrito.

A comparação dos valores do Índice de Inteligibilidade de Fala está apresentada na Tabela 5, que demonstra diferença estatisticamente significativa com indicativo de melhor desempenho do método NAL-NL2 na intensidade de 50 dB em ambas as orelhas ($p < 0,0001$), e diferença estatisticamente significativa com indicativo de melhor desempenho do método DSL v5.0a nas intensidades de 65 e 80 dB na orelha direita ($p = 0,0027$; $p < 0,0001$) e orelha esquerda ($p < 0,0001$).

A Tabela 6 revela que, no que se refere ao teste HINT, houve diferença estatisticamente significativa no LRSS com indicativo de melhor desempenho do método DSL v5.0a ($p = 0,0059$). O LRSR não apresentou diferença estatisticamente significativa entre os métodos.

72 Resultados

Tabela 5 – Comparação entre os métodos prescritivos NAL-NL2 e DSL v5.0a na análise do SII
(*Speech Intelligibility Index*)

SII	MP	NAL-NL2	DSL v5.0a	p
	x (dp)			
OD				
65 dB		40,03 (14,23)	42,65 (12,66)	0,0027*
50 dB		22,40 (12,13)	16,35 (10,28)	<0,0001*
80 dB		54,77 (13,85)	62,90 (11,07)	<0,0001*
OE				
65 dB		39,97 (14,57)	43,35 (13,80)	<0,0001*
50 dB		20,90 (11,95)	15,83 (10,96)	<0,0001*
80 dB		54,57 (14,41)	63,30 (12,38)	<0,0001*

SII: Índice de Inteligibilidade de Fala; **MP**: método prescritivo; **OD**: orelha direita; **OE**: orelha esquerda; **x**: média; **dp**: desvio padrão; **(p)***: diferença estatisticamente significativa; **x e dp**: apresentados em %; melhores valores destacados em negrito.

Tabela 6 – Comparação entre os métodos prescritivos NAL-NL2 e DSL v5.0a na avaliação do HINT
(*Hearing In Noise Test*)

Teste	MP	NAL-NL2	DSL v5.0a	
	x (dp)			p
LRSS (dBNA)		58,33 (9,39)	56,87 (9,23)	0,0059*
LRSR (dB)		7,12 (5,19)	6,64 (5,61)	0,1691

LRSS: Limiar de Reconhecimento de Sentenças no Silêncio; **LRSR**: Limiar de Reconhecimento de Sentenças no Ruído; **MP**: método prescritivo; **x**: média; **dp**: desvio padrão; **(p)***: diferença estatisticamente significativa; melhores valores destacados em negrito.

Para fins de análise, a interpretação do teste HINT foi realizada também de acordo com a divisão por grupos de diferentes faixas etárias, sendo: G1 – idades entre 61 a 70 anos, G2 – idades entre 71 e 80 anos, e G3 – idades entre 81 e 90 anos. Conforme demonstra a Tabela 7, houve resultado estatisticamente significativo entre os métodos NAL-NL2 e DSL v5.0a somente na comparação do LRSR na faixa etária de 61 a 70 anos ($p=0,0186$).

Tabela 7 – Comparação entre os métodos prescritivos NAL-NL2 e DSL v5.0a na avaliação do HINT (*Hearing In Noise Test*) conforme divisão por grupos de diferentes faixas etárias

	Teste	MP	NAL-NL2	DSL v5.0a	p
		x (dp)			
G1 (61-70)	LRSS (dBNA)		56,62 (8,32)	55,30 (8,05)	0,0689
	LRSR (dB)		5,91 (4,37)	5,21 (5,66)	0,0186*
G2 (71-80)	LRSS (dBNA)		57,30 (8,29)	55,77 (9,91)	0,1475
	LRSR (dB)		7,56 (6,49)	6,03 (4,88)	0,7905
G3 (81-90)	LRSS (dBNA)		60,76 (10,79)	59,17 (10,05)	0,1011
	LRSR (dB)		8,28 (5,31)	8,02 (6,28)	0,6327

LRSS: Limiar de Reconhecimento de Sentenças no Silêncio; **LRSR:** Limiar de Reconhecimento de Sentenças no Ruído; **MP:** método prescritivo; **G1:** grupo 1 (faixa etária de 61 a 70 anos); **G2:** grupo 2 (faixa etária de 71 a 80 anos); **G3:** grupo 3 (faixa etária de 81 a 90 anos); **x:** média; **dp:** desvio padrão; **(p)*:** diferença estatisticamente significativa; melhores valores destacados em negrito.

6 DISCUSSÃO

6 DISCUSSÃO

Com o aumento da qualidade de vida, as melhorias nas condições de saúde e o controle das doenças crônicas e infecciosas proporcionam o aumento da população com idade avançada. Porém, os efeitos do processo de envelhecimento sobre as capacidades sensoriais não mudaram, levando ao surgimento de doenças decorrentes desse envelhecimento, como é o caso da deficiência auditiva que ocorre nos idosos. Presbiacusia é um termo geral referente à perda auditiva no idoso e, como tal, representa a contribuição de um longo período de vida de danos ao sistema auditivo, sendo assim, caracteriza-se por ser uma doença crônica, progressiva e de etiologia multifatorial (KWITKO, 1997; RUSSO, 1999; NEVES; FEITOSA, 2002; STENKLEY; LAUKLI, 2004; AMARAL; SENA, 2004; MARQUES; KOZIOWSKI; MARQUES, 2004; SONCINE; COSTA; OLIVEIRA, 2004; GATES; MILLS, 2005; ALMEIDA et al., 2006; BARALDI; ALMEIDA; BORGES, 2007; CALAIS et al., 2008; SOUSA; RUSSO, 2009).

Conforme sugere a literatura e para melhor caracterização da evolução da perda auditiva no decorrer da idade, os indivíduos foram distribuídos em três faixas etárias (61 a 70 anos, 71 a 80 anos e 81 a 90 anos). Este critério foi estabelecido devido à tendência de realização de análise por estágios de envelhecimento dentre a população idosa, com base na idade e no nível de independência funcional dos idosos (NERI; DEBERT, 1999). Outros autores também apontam essa necessidade, indicando que a perda auditiva bilateral de grau moderado dobra a cada 10 anos de vida após os 50 anos de idade; isto corresponde a 15% das pessoas entre 50 e 59 anos, 31% das pessoas com idades compreendidas entre 60 e 69 anos (AGRAWAL; PLATZ; NIPARKO, 2008) e 63,1% das pessoas com 70 anos ou mais (LIN et al., 2011). Entre as pessoas com 85 anos ou mais, a prevalência é de 80% (LIN et al., 2011). A prevalência de perda em altas frequências aumenta de 36% entre adultos de 50-59 anos a 59% entre idosos de 60-69 anos (AGRAWAL; PLATZ; NIPARKO, 2008), com prevalência ainda maior observada entre aqueles com 70 anos ou mais (LIN et al., 2011).

No presente estudo, houve uma predominância (60%) de indivíduos do gênero masculino com deficiência auditiva. Esses dados corroboram com os

achados de outros pesquisadores (JURCA et al., 2002; BARALDI; ALMEIDA; BORGES, 2007; MATTOS; VERAS, 2007; SOUSA; RUSSO, 2009; PRATT et al., 2009; KIM et al., 2010; TENÓRIO et al., 2011) que concluíram que há predomínio da ocorrência de perdas auditivas em homens. Essas diferenças podem ser explicadas pela influência das particularidades de cada gênero no sistema nervoso auditivo periférico e central, as quais influenciam no funcionamento auditivo em adultos jovens e idosos (HELPER, 2001).

Em relação à configuração audiométrica, a maioria dos indivíduos avaliados apresentou perda auditiva característica de presbiacusia, sendo que 46,66% da amostra apresentou curva descendente e 26,66% apresentou curva abrupta, ou seja, com preservação das frequências baixas e maior prejuízo nas frequências altas. Estes dados estão compatíveis com a literatura pesquisada, que afirma que a perda de audição decorrente do envelhecimento é caracterizada por ser sensorineural, bilateral, simétrica, de configuração descendente, com maior prejuízo nas frequências altas e acompanhada por dificuldades no reconhecimento de fala (RUSSO, 1999; COSTA, 2002; GONÇALVES; MOTA, 2002; JURCA et al., 2002; PINZAN-FARIA; IORIO, 2004; STENKLEY; LAUKLI, 2004; GATES; MILLS, 2005; COSTA; SAMPAIO; OLIVEIRA, 2007; MAGALHÃES; GOMEZ, 2007; VERAS; MATTOS, 2007; ALMEIDA; GUARINELLO, 2009; KANO; MEZZENA; GUIDA, 2009; SCHEFFER; FIALHO; SCHOLZE, 2009; GUERRA et al., 2010; MENESES et al., 2010; GUARINELLO et al., 2013).

Em contrapartida, Roehe et al. (1994) comentam o comprometimento das frequências graves previsto no processo do envelhecimento auditivo. Este achado nos atenta para a importância da utilização de uma classificação baseada em diversas faixas de frequências para determinação do grau e configuração da perda auditiva de indivíduos idosos, como, por exemplo, a classificação proposta por Hannula et al. (2011) e utilizada neste estudo, a qual considera a média baseada nos limiares tonais das frequências baixas (0,25 e 0,5 kHz), médias (1 e 2 kHz) e altas (4 e 8 kHz) para a determinação do perfil da perda de audição.

Quanto ao grau das perdas auditivas, houve predomínio do grau moderado. Este achado vai de encontro com outros estudos realizados com indivíduos idosos (PINZAN-FARIA; IORIO, 2004; BARALDI; ALMEIDA; BORGES, 2007; MAGALHÃES; GOMEZ, 2007; COSTA; SAMPAIO; OLIVEIRA, 2007; KANO;

MEZZENA; GUIDA, 2009; STEWART; WINGFIELD, 2009; TEIXEIRA et al., 2009; GUERRA et al., 2010; TENÓRIO et al., 2011; GUARINELLO et al., 2013).

Diversos pesquisadores apontam a prevalência da perda auditiva em ambas as orelhas em indivíduos idosos (COSTA, 2002; JURCA et al., 2002; AMARAL; SENA, 2004; VERAS; MATTOS, 2007; RUSCHEL; CARVALHO; GUARINELLO, 2007; SCHEFFER; FIALHO; SCHOLZE, 2009). A bilateralidade da perda de audição foi definida como um dos fatores de inclusão para esse estudo, sendo essa ocorrência importante no sentido de viabilizar a pesquisa em relação à demanda desta característica na população idosa.

Uma vez caracterizada a amostra estudada, a realização de medidas para verificação do aparelho auditivo e dos métodos prescritivos selecionados é necessária. Com esse propósito, foram realizadas as medidas com microfone sonda, usadas para garantir que o ajuste inicial do aparelho auditivo esteja adequado em relação ao alvo prescrito de respostas de ganho por frequência para diferentes níveis de entrada (DILLON; KEIDSER, 2003). A medida aqui utilizada com o propósito de comparação foi a REAR, a resposta de ressonância da orelha externa com uso da amplificação.

No que se refere às mensurações de verificação dos aparelhos auditivos com os métodos prescritivos NAL-NL2 e DSL v5.0a, a avaliação das medidas da REAR em relação ao *target* prescrito na intensidade de 65 dB obteve resultados que apontaram para um melhor desempenho do método NAL-NL2 em frequências baixas e altas, ao passo que o método DSL v5.0a foi mais satisfatório nas frequências médias (Tabela 2). Tais dados diferem de alguns estudos realizados anteriormente. Dworsack-Dodge (2013) demonstrou semelhança entre as prescrições dos métodos nas frequências médias e divergências nas extremidades de frequência para um nível de entrada de 65 dB, com a NAL-NL2 fornecendo mais ganho em frequências baixas e menos ganho em frequências altas em relação à DSL v5.0a. Já o estudo de Johnson e Dillon (2011) avaliou o impacto das diferenças de ganho de inserção entre alguns métodos prescritivos para diferentes configurações hipotéticas de perda auditiva considerando indivíduos adultos. Na comparação, a DSL v5.0a prescreveu menor ganho nas frequências médias e baixas até 4000 Hz e maior ganho em 6000 e 8000 Hz do que a NAL-NL2 para audiogramas representando perdas sensorineurais de configuração plana

moderada, descendente moderada/severa, abrupta com graves preservados e agudos acentuados, e em rampa com agudos acentuados.

Um consenso entre a literatura pesquisada e os resultados encontrados nesse estudo foi o maior ganho fornecido em frequências baixas pela NAL-NL2. Uma explicação para tal é o fato de a mesma levar em consideração a influência das línguas tonais na prescrição do ganho por frequência, visto que as informações de frequência fundamental para as línguas tonais têm mais ênfase de baixa frequência (DILLON et al., 2011; KEIDSER et al., 2011; DWORSACK-DODGE, 2013).

Já na intensidade de 50 dB, a avaliação das medidas da REAR revelou melhor desempenho do método DSL v5.0a em frequências baixas e médias, enquanto o método NAL-NL2 indicou melhor resultado em frequências altas (Tabela 3). Novamente, o estudo de Dworsack-Dodge (2013) discorda parcialmente destes achados, indicando que, assim como na prescrição para um nível de entrada médio, já citado anteriormente, para um nível de entrada fraco (55 dB) os ganhos prescritos dos métodos NAL-NL2 e DSL v5.0a se assemelham na faixa de frequências médias, e diferem nas frequências baixas e altas, com mais ganho prescrito pela NAL-NL2 em frequências baixas, e mais ganho em frequências altas pela DSL v5.0a, considerando o *target* de um adulto com uma perda de audição descendente. No levantamento bibliográfico realizado, foi possível constatar que os trabalhos publicados que realizam a designação do ganho por frequência em diferentes intensidades para os métodos prescritivos em questão são escassos.

A avaliação das medidas da REAR na intensidade de 80 dB apresentou um resultado semelhante à realizada com nível de entrada médio. O método DSL v5.0a mostrou ser mais satisfatório somente na frequência de 2000 Hz, a medida que na faixa de frequências baixas e altas houve melhor desempenho do método NAL-NL2 (Tabela 4). A carência de trabalhos que estudem as versões mais recentes dos métodos NAL e DSL impossibilita a comparação destes resultados com dados previamente publicados. No entanto, com relação às versões anteriores dessas prescrições, NAL-NL1 e DSL [i/o] (v4.1), o estudo de Venema (2001) concluiu que, para sons de entrada intensos, o método NAL-NL1 prescreve mais ganho que o método DSL [i/o] (v4.1). Embora não sejam as mesmas versões aqui estudadas, seguindo da premissa que os métodos prescritivos mantêm suas filosofias e diretrizes ao longo de suas evoluções, pode-se observar uma concordância entre os achados no sentido de que, para um nível de entrada forte, o método NAL

apresentou melhor desempenho geral em comparação ao DSL nas duas situações expostas.

Considerando as diferenças e semelhanças entre os resultados encontrados nesse estudo e os dados encontrados na literatura, é importante ressaltar que cada estudo difere em sua concepção. É necessário levar em consideração a metodologia de cada pesquisa, como, por exemplo, a realização das medições em orelha real, que incluem as variações anatômicas naturais entre as orelhas, ou a análise por meio de medidas de ganho em acoplador e resposta de ganho de inserção estimada. Sanders et al. (2015) afirmam que, se o objetivo pretendido do ajuste do aparelho auditivo é fornecer ao indivíduo o ganho e a saída de um método prescritivo validado, tal como o NAL-NL2 ou DSL v5.0a, então procedimentos de verificação em orelha real são necessários e indispensáveis. Por esta e outras razões, as medidas com microfone sonda estão incluídas em todos os documentos que abordam as melhores práticas na verificação de aparelhos auditivos (BRITISH SOCIETY OF AUDIOLOGY, 2007; AMERICAN ACADEMY OF AUDIOLOGY, 2008).

Ainda no procedimento de verificação do desempenho do aparelho auditivo, foi realizado o cálculo do Índice de Inteligibilidade de Fala (SII) com o objetivo de avaliar e quantificar a audibilidade do sinal de fala no processo de seleção do AASI. A análise dos valores de SII foi realizada para estímulos de fala de 50, 65 e 80 dB NPS, para a orelha direita e orelha esquerda separadamente.

Para um sinal de entrada de 50 dB NPS, o valor de SII obtido em porcentagem foi maior na medição com o método NAL-NL2, enquanto que para as intensidades de 65 e 80 dB NPS, o método DSL v5.0a apresentou maiores valores (Tabela 5). Estes resultados, similares em ambas as orelhas, indicam que a NAL-NL2 fornece um maior número de informações de fala audível e útil quando o indivíduo é exposto a um sinal de fala de fraca intensidade, já a DSL v5.0a apresenta melhor desempenho nesse sentido quando há a entrada de sinais de média e forte intensidade.

Divergindo destes achados, Johnson (2013) sugere um melhor resultado geral com o método NAL-NL2 para o SII predito comparado ao DSL v5.0a para a população adulta. Entretanto, o autor afirma que a DSL v5.0a apresenta melhor desempenho para níveis de entrada médios e altos na audibilidade de alta frequência. Dada essa audibilidade adicional, é razoável pensar que a DSL v5.0a

pode permitir que indivíduos com limiares mais rebaixados em frequências altas tenham benefícios adicionais de inteligibilidade da fala. Este enunciado tem coerência com os resultados obtidos neste estudo, visto que a maioria da amostra estudada apresenta configuração audiométrica descendente ou abrupta (73%), ou seja, com rebaixamento das frequências altas.

Outros pesquisadores também realizaram estudos com a análise do SII para diferentes métodos prescritivos. Johnson e Dillon (2011) afirmaram que, ao analisar os valores de SII para cinco audiogramas de perda auditiva sensorioneural, não houve diferença significativa dos escores preditos entre os métodos NAL-NL2 e DSL v5.0a.

Alguns autores (SCOLLIE, 2007; BASS-RINGDAHL, 2010; SININGER; GRIMES; CHRISTENSEN, 2010; McCREERY, 2011) observaram valores de SII fortemente correlacionados com as médias dos limiares auditivos, independentemente do método prescritivo utilizado. A correlação é sempre negativa, indicando que, conforme a média dos limiares aumenta, ou seja, o grau da perda auditiva é maior, o valor do SII diminui, indicando menor audibilidade e inteligibilidade.

Neste estudo, foram obtidos valores médios de SII com os métodos NAL-NL2 e DSL v5.0a de 21 e 16 na intensidade de 50 dB NPS, respectivamente; 40 e 43 na intensidade de 65 dB NPS; e 54 e 63 na intensidade de 80 dB NPS. De acordo com Sanders et al. (2015), estes valores seriam considerados inferiores ao adequado, visto que os autores propõem que para uma entrada de fraca intensidade, o valor de SII deve ser em média 47; para níveis de entrada médios, 65; e para uma entrada de forte intensidade, 73.

Entretanto, é muito importante ressaltar que, embora o SII permita uma estimativa da audibilidade da fala, algumas limitações relevantes devem ser consideradas. O SII representa a quantidade de fala audível em uma situação de escuta típica, onde o falante está posicionado a aproximadamente um metro a frente do ouvinte. A audibilidade em situações de vida diária irá variar dependendo da localização do ouvinte e da distância do falante. Devido à variabilidade na acústica da fala em diferentes situações de audição, o SII pode superestimar ou subestimar a audibilidade. Estudos recentes demonstraram que valores semelhantes de SII podem resultar em níveis muito diferentes de compreensão de fala dependendo de

quais bandas de frequência são audíveis para o ouvinte (JOHNSON; DILLON, 2011; GUSTAFSON; PITTMAN, 2011).

Nesse sentido, Hornsby (2004) afirma que apresentar um SII de, por exemplo, 50 em um determinado ambiente não significa que 50% do discurso será compreendido. Significa simplesmente que cerca de 50% das pistas de fala são audíveis e utilizáveis em um determinado cenário. Ainda assim, para a maioria dos estímulos de fala conversacional, um SII de 50 corresponderia a quase 100% de inteligibilidade para indivíduos com audição normal.

Para muitos indivíduos com perda auditiva de grau moderado, mesmo após um ajuste minucioso aos alvos prescritivos, o valor de SII ainda estará substancialmente abaixo de 100, em torno de 55, para um sinal de entrada médio (HORNSBY, 2004). Vários pesquisadores concordam com essa afirmação e relatam que a maximização do SII não melhora necessariamente a compreensão da fala e, em alguns casos, pode até resultar em desempenho mais fraco (RANKOVIC, 1991; CHING et al., 2001).

Em concordância com estas alegações estão os dados encontrados neste estudo ao relacionar os achados das medidas da REAR com o cálculo do SII. Enquanto o método NAL-NL2 apresentou melhor desempenho geral na avaliação das medidas da REAR nas intensidades de 65 e 80 dB NPS, em oposição, apontou valores menos satisfatórios na análise do SII nas mesmas intensidades. Da mesma forma, o DSL v5.0a apresentou desempenho geral mais adequado na intensidade de 50 dB NPS na avaliação da REAR, e valores de SII mais baixos que o NAL-NL2 nesta mesma intensidade. Estes achados indicam que não há uma correlação direta entre esses dois parâmetros na verificação do desempenho do AASI.

Embora essas limitações sejam importantes a serem consideradas quando se compara a audibilidade de fala entre diferentes indivíduos ou situações de audição, a utilidade geral do SII para estimar a audibilidade continua sendo notável. O SII deve ser utilizado na prática clínica como uma referência para determinar se a amplificação é ou não adequada para auxiliar no acesso auditivo aos sons ambientais e na restauração da comunicação (McCREERY, 2013).

Para a avaliação da percepção de fala no silêncio e no ruído foi realizado o teste HINT (*Hearing In Noise Test*), nas situações de escuta LRSS (Limiar de Reconhecimento de Sentenças no Silêncio) e LRSS (Limiar de Reconhecimento de Sentenças no Ruído).

A aplicação do teste HINT em usuários de AASI tem a intenção de melhorar os parâmetros de adaptação na rotina audiológica. São muito frequentes, na prática clínica, situações de indivíduos insatisfeitos apesar de uma adaptação considerada correta pelos padrões vigentes. Nessa perspectiva, o HINT possibilita maior detalhamento das dificuldades de percepção da fala dos indivíduos, pois conta com o uso de sentenças ao invés de palavras isoladas; voz gravada ao invés de viva-voz; sinais de fala com ruído, que simulam situação cotidiana, ao invés de somente situações no silêncio; e trabalha com limiares em torno de 50%, o que evita o efeito piso e teto. Possibilita, assim, a compreensão e mensuração da fala maneira mais natural e maior satisfação do usuário em situações cotidianas (NILSSON; SOLI; SULLIVAN, 1994; COSTA, 1995; COSTA, 1998).

Tendo em consideração a avaliação da percepção de fala, o método DSL v5.0a obteve melhor desempenho nas duas situação avaliadas, pois conferiu a diminuição do limiar na avaliação do LRSS e da relação sinal/ruído na avaliação LRSR, embora nesta segunda situação a diferença entre as prescrições não tenha sido estatisticamente significativa. Este é um achado muito relevante, sobretudo levando em consideração a insatisfação da população adulta com o método predecessor DSL v4.1, que apresentava um ganho prescrito maior do que o de preferência, especialmente nas frequências graves (SCOLLIE et al., 2005; SCOLLIE, 2007; MOODIE et al., 2007; SMEDS et al., 2015).

Ao analisar em conjunto os resultados do teste HINT e os valores de SII obtidos, foi possível observar que em ambas as avaliações o método DSL v5.0a apresentou melhor desempenho em comparação ao NAL-NL2, ainda que, se analisado seu desempenho geral na avaliação das medidas da REAR, este tenha sido inferior na maioria das frequências e intensidades determinadas.

Correlacionando os resultados desse estudo com os achados de Arieta (2009), os valores obtidos nos testes LRSS e LRSR foram inferiores, tanto com a prescrição NAL-NL2 quanto com a DSL v5.0a. Arieta (2009) realizou um estudo com 30 indivíduos de 24 a 90 anos, com deficiência auditiva sensorineural bilateral descendente de grau moderado. O valor médio do LRSS com AASI foi de 36,5 dBNA, e a RSR com ruído frontal no LRSR foi de 1,5 dB. Tais valores representaram melhor desempenho em ambas as situações, visto que no estudo aqui exposto foi obtido um valor médio de LRSS de 58,33 dBNA (NAL-NL2) e 56,87 dBNA (DSL v5.0a), e RSR no LRSR de 7,12 dB (NAL-NL2) e 6,64 dB (DSL v5.0a).

No entanto, cabe ressaltar que a amostra do presente estudo foi composta em sua totalidade pela população idosa com deficiência auditiva. A perda de audição nas frequências altas é típica da presbiacusia e, como a maioria das consoantes se encontra nas altas frequências e são responsáveis pela maior parte da informação na fala, os indivíduos com este tipo de perda auditiva apresentam uma grande dificuldade em compreender a fala, especialmente em situações de onde o ruído está presente (EDWARDS, 2003). Além disso, a distorção causada pela perda de audição leva a perda do espectro e seletividade no processo temporal, o que reduz a inteligibilidade da fala no ruído (PLOMP, 1986; SOLI; WONG, 2008).

Para uma melhor investigação do prejuízo no desempenho da percepção da fala conforme a progressão da presbiacusia, já apontado por diversos autores (DUBNO et al., 1997; DIVENYI; STARK; HAUPT, 2005; CALAIS; RUSSO; BORGES, 2008), foi realizada uma comparação dos resultados com o HINT de acordo com a divisão por diferentes faixas etárias. Para fins de análise, foram apresentados os grupos G1 – idades entre 61 a 70 anos; G2 – idades entre 71 e 80 anos; e G3 – idades entre 81 e 90 anos.

Embora a comparação dos métodos prescritivos NAL-NL2 e DSL v5.0a entre as diferentes faixas etárias não tenha sido significativa, há um apontamento importante que é oportuno ser feito. Ao realizar uma observação dos valores de LRSS e LRSR em cada faixa etária, para cada método prescritivo separadamente, nota-se uma piora desses valores nas duas situações e para ambas as prescrições.

Conforme indicado na Tabela 7, os valores de LRSS (dBNA) com o método NAL-NL2 para os grupos G1, G2 e G3 são, respectivamente: 56,62; 57,30 e 60,76; enquanto com o método DSL v5.0a são, respectivamente: 55,30; 55,77 e 59,17. Já na avaliação do LRSR (dB), os valores de relação sinal/ruído com o método NAL-NL2 são, respectivamente: 5,91; 7,56 e 8,28; e com o método DSL v5.0a são, respectivamente: 5,21; 6,03 e 8,02.

Considerando que o aumento de 1 dB no limiar resulta em uma redução de 10% da inteligibilidade de fala (HINT PRO, 2007; BIO-LOGICS SYSTEMS CORP), podemos afirmar que, em relação à percepção de fala no silêncio, na avaliação com o método NAL-NL2 houve uma piora de 41,4% com o aumento da faixa etária do G1 para o G3, e com o método DSL v5.0 houve uma piora de 38,7% na inteligibilidade de fala. Já em relação à percepção de fala na presença de ruído,

com o método NAL-NL2 a progressão da idade revelou uma piora de 23,7%, e com o método DSL v5.0a, de 28,1%.

Estes dados corroboram com outros pesquisadores (DUBNO et al., 1997; DIVENYI; STARK; HAUPT, 2005; CALAIS; RUSSO; BORGES, 2008; PRONK et al., 2013; GRANT; WALDEN, 2013; CRUZ, 2015), que apontam que a progressão da perda auditiva em função do envelhecimento é acompanhada por prejuízo no desempenho da percepção da fala. O estudo longitudinal de Pronk et al. (2013) verificou que ocorre diminuição mais acelerada do reconhecimento de fala no ruído nos idosos mais velhos, por volta dos 75 anos de idade, não sendo evidenciado no referido estudo a causa para tal achado. O prejuízo da relação sinal/ruído foi também significativamente relacionado à idade nos estudos de Grant e Walden (2013) e Cruz (2015), que aplicaram o teste HINT em idosos e verificaram que há influência do avanço da idade nos resultados obtidos.

Em síntese, o presente estudo contribui para o direcionamento da resposta ao questionamento sobre qual a melhor alternativa de prescrição na programação do AASI para o indivíduo idoso com deficiência auditiva, indicando o desempenho dos métodos prescritivos em cada avaliação realizada.

De uma maneira geral, não foi possível estabelecer um método mais satisfatório em todos os parâmetros avaliados. Dessa forma, considerando o desempenho de cada método em determinadas faixas de frequência e intensidade, ressalta-se a necessidade de uma análise de acordo com os diferentes graus de perda auditiva e configurações da curva audiométrica, principalmente levando em consideração as características da presbiacusia.

Em relação à avaliação da percepção de fala, fundamental em um estudo com idosos frente à dificuldade desta população principalmente considerando a relação sinal/ruído, houve uma diferença muito importante demonstrada entre os métodos prescritivos, com melhor resultado para o DSL v5.0a. Isto se dá devido à proposta da fórmula DSL mais recente, que apresenta modificações que valorizam mais o aspecto da percepção de fala no ruído e o conforto do usuário. Esse achado viabiliza a utilização deste método com outras populações além da pediátrica, já fundamentada, oferecendo uma alternativa satisfatória no que diz respeito à percepção de fala no silêncio e no ruído para adultos e idosos com deficiência auditiva.

A continuidade de estudos envolvendo o indivíduo idoso é de extrema relevância, considerando as características individuais desta população e a necessidade de estabelecer uma prática clínica específica para a mesma. O estabelecimento de diferentes perfis audiológicos dentre esta população é importante para determinar qual a melhor conduta para cada um no contexto da programação e adaptação do AASI, conforme todas as etapas e parâmetros a serem levados em consideração para um melhor resultado.

7 CONCLUSÕES

7 CONCLUSÕES

O método prescritivo NAL-NL2 apresentou melhor desempenho na avaliação do indivíduo idoso com deficiência auditiva nas faixas de frequências baixas e altas para sons de entrada de média e forte intensidade, na faixa de frequência alta para sons de entrada de fraca intensidade, e no cálculo do índice de inteligibilidade de fala para sons de entrada fracos.

O método prescritivo DSL v5.0a apresentou melhor desempenho na avaliação em frequências médias para sons de entrada médios, em frequências baixas e médias para sons de entrada fracos, no cálculo do índice de inteligibilidade de fala para sons de entrada médios e fortes, e nas avaliações de percepção de fala nas situações de silêncio e ruído.

A análise por grupos de diferentes faixas etárias evidenciou que a progressão da perda auditiva em função do envelhecimento foi acompanhada de piora na percepção de fala nas situações de silêncio e ruído, constatado na avaliação com os dois métodos prescritivos.

Novos estudos considerando o grau da perda auditiva e as diferentes configurações de curva audiométrica são necessários para estabelecer a melhor aplicação de cada método prescritivo de acordo com o perfil audiométrico do indivíduo idoso.

Os achados deste estudo atentam para a reflexão sobre a prática clínica em relação à população idosa, visando não somente suprir a perda de audição, mas principalmente restabelecer a comunicação destes indivíduos, levando, assim, a uma melhora na qualidade de vida dos mesmos.

REFERÊNCIAS

REFERÊNCIAS

AARTS, N.L.; CAFFEE, C.S. Manufacturer predicted and measured REUR values in adult hearing aid fitting: Accuracy and clinical usefulness. **Int J Audiol**, v. 44, p. 293-301, 2005.

AAZH, H.; MOORE, B. The value of routine real ear measurement of the gain of digital hearing aids. **J Am Acad Audiol**, v. 18 p. 653-664, 2007.

ADVÍNCULA, K.P. et al. Effect of modulation rate on masking release for speech. **ACR**, v. 18, n. 4, p. 238-44, 2013.

AGRAWAL, Y.; PLATZ, E.A.; NIPARKO, J.K. Prevalence of hearing loss and differences by demographic characteristics among US adults: data from the National Health and Nutrition Examination Survey, 1999-2004. **Arch Intern Med**, v. 168, p. 1522-30, 2008.

ALCÁNTARA, J.I.; MOORE, B.C.; MARRIAGE, J. Comparison of three procedures for initial fitting of compression hearing aids. II. Experienced users, fitted unilaterally. **Int J Audiol**, n. 43, p. 3-14, 2004.

ALMEIDA, E.O.C. et al. Audiometria Tonal e Emissões Otoacústicas-Produtos de Distorção em Indivíduos Tratados com Cisplatina. **Arq Int Otorrinolaringol**, v. 10, n. 3, p. 1-7, 2006.

ALMEIDA, K. Verificação do desempenho e controle das características da amplificação sonora. In: BEVILACQUA, M.C. et al. **Tratado de Audiologia**. 1st ed. São Paulo: Santos, 2011. p. 377-88.

ALMEIDA, M.R.; GUARINELLO, A.C. Reabilitação audiológica em indivíduos idosos. **Rev Soc Bras Fonoaudiol**, v. 14, n. 2, p. 247-55, 2009.

AMARAL, L.C.G.; SENA, A.P.R.C. Perfil Audiológico dos Indivíduos da Terceira Idade Atendidos no Núcleo de Atenção Médica Integrada da Universidade de Fortaleza. **Fono Atual**, v. 7, n. 27, p. 58-64, 2004.

AMERICAN ACADEMY OF AUDIOLOGY. **Guidelines for the audiologic management of adult hearing impairment**. United States: AAA, 2008.

AMERICAN NATIONAL STANDARDS INSTITUTE. Methods for Calculation of Speech Intelligibility Index. **ANSI S3.5-1997**. New York: Acoustical Society of America. 2012.

AMERICAN NATIONAL STANDARDS INSTITUTE. Methods of measurement of real-ear performance characteristics of hearing aids. **ANSI S3.46-1997**. New York: American National Standards Institute Inc. 1997.

AMERICAN NATIONAL STANDARDS INSTITUTE. Methods for calculation of the Articulation Index. **ANSI S3.5-1969**. New York: Acoustical Society of America, 1969.

ANDERSON, S. et al. A Neural Basis of Speech-in-Noise Perception in Older Adults. **Ear Hear**, v. 32, n. 3, p.1-8, 2011.

ANSTEY, K.J.; LUSZCZ, M.A.; SANCHEZ, L. A reevaluation of the common factor theory of shared variance among age, sensory function, and cognitive function in older adults. **J Gerontol B Psychol Sci Soc Sci**, v. 56, n. 1, p. 3-11, 2001.

ARIETA, A.M. Teste de percepção da fala HINT - Brasil, em normo- ouvintes e usuários de aparelhos auditivos - Atenção à saúde auditiva. 2009. 105 f. Dissertação (Mestrado em Saúde Coletiva) – Faculdade de Ciências Médicas, Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2009.

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, jul/ago. 2013.

BAGATTO, M.; MOODIE, S.; SCOLLIE, S.. Beyond Matching Targets": An Approach to Outcome Evaluation in Pediatric Hearing Aid Fitting. In: SEEWALD, R.; BAMFORD, J. **A sound Foundation Through Early Amplification**. Chicago: Phonak AG; 2010. p. 229–44.

BARALDI, G.S.; ALMEIDA, L.C.; BORGES, A.C.C. Evolução da perda auditiva no decorrer do envelhecimento. **Braz J Otorhinolaryngol**, v. 73, n. 1, p. 64-70, 2007.

BASS-RINGDAHL, S.M. The relationship of audibility and the development of canonical babbling in young children with hearing impairment. **J Deaf Stud Deaf Educ**, v. 15, n. 3, p. 287-310, 2010.

BERGER, K.W. Prescription of hearing aids: a rationale. **J Am Audiol Soc**, v. 2, n. 3, p. 71-8, 1976.

BERNARDEZ, G.R.A. et al. Efeito da otite média crônica sobre a ressonância da orelha externa. In: 20º ENCONTRO INTERNACIONAL DE AUDIOLOGIA, 2005, São Paulo. **Anais do 20º Encontro Internacional de Audiologia**. São Paulo: Academia Brasileira de Audiologia, 2005.

BERNARDEZ-BRAGA, G.R.A. **Comparação das medidas com microfone sonda realizadas face a face e via teleconsulta**. 2008. 183 f. Dissertação (Mestrado) Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo, Bauru, 2008.

BEVILACQUA, M.C. et al. The Brazilian Portuguese Hearing in Noise Test. **Int J Audiol**, v. 47, p. 364-5, 2008.

BIO-LOGICS SYSTEMS CORP. The Research Behind HINT Pro: Hearing In Noise Test. **Bio-Logic Systems Corp**, Mundelein, IL.

BLASCA, W.Q. et al. Importance of the Recd in the Fitting of Hearing Aids in Elderly. **Audiology Now**. 2014.

BRITISH SOCIETY OF AUDIOLOGY. 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>>.

BUSS, L.H. et al. Performance in the auditory abilities of selective attention and hearing memory in a group of elderly with hearing aids: Influence of hearing loss, age and gender. **Rev CEFAC**, v. 15, n. 5, p. 1065-72, set-out. 2013.

BYRNE, D. Effects of bandwidth and stimulus type on most comfortable *loudness* levels of hearing-impaired listeners. **J Acoust Soc Am**, v. 80, p. 484-493, 1986a.

BYRNE, D. Effects of frequency response characteristics on speech discrimination and perceived intelligibility and pleasantness of speech for hearing impaired listeners. **J Acoust Soc Am**, v. 80, p. 494-504, 1986b.

BYRNE, D. et al. 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.

BYRNE, D.; DILLON, H. The national acoustics laboratories' (NAL) new procedure for selecting gain and frequency response of a hearing aid. **Ear Hear**, v. 7, n. 4, p. 257-265, 1986.

BYRNE, D.; FIFIELD, D. Evaluation of hearing aid fittings for infants. **Br J Audiol**, v. 8, p. 47-54, 1974.

BYRNE, D.; PARKINSON, A.; NEWALL, P. Hearing aid gain and frequency response requirements of the severely/profoundly hearing-impaired. **Ear Hear**, v. 11, p. 40-49, 1990.

BYRNE, D.; TONISSON, W. Selecting the gain of hearing aids for persons with sensorineural hearing losses. **Scand Audiol**, v. 5, p. 51-59, 1976.

CALAIS, L.L. et al. Queixas e preocupações otológicas e as dificuldades de comunicação de indivíduos idosos. **Rev Soc Bras Fonoaudiol**, v. 13, n. 1, p. 12-9, 2008.

CALAIS, L.L.; RUSSO, I.C.P.; BORGES, A.C.L.C. Desempenho de idosos em um teste de fala na presença de ruído. **Pró-Fono R Atual Cient**, v. 20, n. 3, p. 147-52, 2008.

CAMPOS, K.; OLIVEIRA, J.R.M.; BLASCA, W.Q. Processo de adaptação de aparelho de amplificação sonora individual: elaboração de um DVD para auxiliar a orientação a indivíduos idosos. **Rev Soc Bras Fonoaudiol**, v. 15, n. 1, p. 19-25, 2010.

CAMPOS, P.D. **Telessaúde: sistematização e avaliação da eficácia da teleconsulta na programação e adaptação de aparelho de amplificação sonora**

individual. 2011. 216 f. Dissertação (Mestrado em Fonoaudiologia) – Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo, Bauru, 2011.

CAPORALI, S.A.; SILVA, J.A. Reconhecimento de fala no ruído em jovens e idosos com perda auditiva. **Rev Bras Otorrinolaringol**, v. 70, n. 4, p. 525-32, 2004.

CERVERA, T.; GONZALEZ-ALBERNAZ, J. Test of Spanish sentences to measure speech intelligibility in noise conditions. **Behav Res**, v. 43, p. 459-67, 2011.

CHING, T.Y. et al. Prescribed real-ear and achieved real-life differences in children's hearing aids adjusted according to the NAL-NL1 and the DSL v.4.1 prescriptions. **Int J Audiol**, v. 49, p. 16-25, 2010.

CHING, T.Y.C. et al. Maximizing effective audibility in hearing aid fitting. **Ear Hear**, v. 22, n. 3, p. 212-224, 2001.

CHISOLM, T.H.; WILLOTT, J.F.; LISTER, J.J. The aging auditory system: anatomic and physiologic changes and implications for rehabilitation. **Int J Audiol**, v. 42, n. 2, p. 3-10, 2001.

CHOI, A.Y. et al. Is Cognitive Function in Adults with Hearing Impairment Improved by the Use of Hearing Aids? **Clin Exp Otorhinolaryngol**, v. 4, n. 2. p. 72-76, 2011.

COLLEGE OF AUDIOLOGISTS AND SPEECH-LANGUAGE PATHOLOGISTS OF ONTARIO. **Preferred practice guideline for the prescription of hearing aids to adults.** Toronto: CASLPO, 2014. Available at: http://www.caslpo.com/sites/default/uploads/files/PPG_EN_Prescriptions_Hearing_Aids_Adults.pdf

CONVERY, E.; KEIDSER, G.; DILLON, H. A review and analysis: Does amplification experience have an effect on preferred gain over time? **Aust N Z J Audiol**, v. 27, n. 1, p. 18-32, 2005.

CORNELISSE, L.E.; SEEWALD, R.C.; JAMIESON, D.G. The input/output formula: a theoretical approach to the fitting of personal amplification devices. **J Acoust Soc Am**, v. 97, p. 1854-1864, 1995.

COSTA, E.A. Estudo da correlação entre audiometria tonal e o reconhecimento de monossílabos mascarados por fala competitiva nas perdas auditivas induzidas pelo ruído. **Acta Awho**, v. 14, n. 1, p. 27-35, 1995.

COSTA, K.R.S. Estudo de Avaliações Audiológicas de Sujeitos Atendidos numa Clínica Universitária. **Fono Atual**, v. 6, n. 20, p. 31-8, 2002.

COSTA, M.H.; SAMPAIO, A.L.; OLIVEIRA, C.A. Avaliação do benefício da prótese auditiva digital e da percepção da desvantagem auditiva ou “Handicap” em idosos não institucionalizados. **Arq Int Otorrinolaringol**, v. 11, n. 2, p. 159-68, 2007.

COSTA, M.J. **Lista de sentenças em Português: apresentação e estratégias de aplicação na audiologia**. Santa Maria: Pallotti, 1998.

COX, R. M.; ALEXANDER, G. C.; GILMORE, C. Development of the Connected Speech Test (CST). **Ear Hear**, United States, v. 8, p. 119-125, 1987. Supplement.

CRAIK, F.I.M.; BYRD, M. Aging and cognitive deficits: the role of attentional resources. In: CRAIK, F.I.M.; TREHUB, S. **Aging and Cognitive Processes**. New York: Plenum, 1982. p. 191-211.

CRUMLEY, W. Science-based fitting: cross-checking the hearing loss and verifying the fitting. **Hear Rev**, Jan. 2007. Disponível em: <<http://www.hearingreview.com/2007/01/science-based-fittings-cross-checking-the-hearing-loss-and-verifying-the-fitting/>>

CRUZ, P.R. Avaliação da audição em idosos: enfoque na percepção de fala. 2015. 105 f. Dissertação (Mestrado em Fonoaudiologia) – Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo, Bauru, 2015.

DAVIDSON, L.S.; SKINNER, M.W. Audibility and speech perception of children using wide dynamic range compression hearing AIDS. **Am J Audiol**, v. 15, n. 2, p. 141–53, 2006.

DAWES, P. et al. Hearing Loss and Cognition: The Role of Hearing Aids, Social Isolation and Depression. **PLoS One**, v. 10, n. 3, 2015.

DILLON, H. Electroacoustic Performance and Measurement. In:_____. **Hearing Aids**. Nova York: Thieme; 2001. p. 74-113.

DILLON, H. et al. The NAL-NL2 Prescription Procedure. **Phonak AG**, v. 1.00, 2011.

DILLON, H. NAL-NL1: A new procedure for fitting non-linear hearing aids. **Hear J**, v. 52, n. 4, p. 10-16, 1999.

DILLON, H.; KEIDSER, G. Is probe-mic measurement of hearing aid gain-frequency response best practice? **Hear J**, v. 56, n. 10, p. 28–30, 2003.

DIRKS, D.D.; AHLSTROM, J.B.; EISENBERG, L.S. Effects of probe insertion depth on real ear measurements. **Otolaryngol Head Neck Surg**, v. 110, n. 1, p. 64-74, 1994.

DIVENYI, P.L.; STARK, P.B.; HAUPT, K.M. Decline of speech understanding and auditory thresholds in the elderly. **J Acoust Soc Am**, v. 118, n. 2, p. 1089-100, 2005.

DUBNO, J.R. et al. Age related and gender-related changes in monaural speech recognition. **J Speech Lang Hear Res**, v. 40, n. 2, p. 444-52, 1997.

DWORSACK-DODGE, M. The Devil is in the fitting details. **AudiologyOnline**, Article #11566. Jan. 2013. Retrieved from <<http://www.audiologyonline.com>>.

EDWARDS, B. The distortion of auditory perception by sensorineural hearing impairment. **AudiologyOnline**. Mar. 2003. Retrieved from: <http://www.audiologyonline.com>

FABRY, D.A. Nonlinear hearing aids and verification of fitting targets. **Trends Amplif**, v. 7, n. 3, p. 99-115, 2003.

FENG, Y. et al. Temporal resolution of normal hearing and speech perception in noise for adults with sloping high-frequency hearing loss. **Ear Hear**, v. 31, n. 1, p. 115-25, 2010.

FERREIRA, R.C.G. et al. Percepção de fala no ruído em adultos e idosos com audição normal. In: Congresso Brasileiro de Fonoaudiologia, 2014, Joinville. **Anais do 22º Congresso Brasileiro de Fonoaudiologia**. Joinville: 2014. p. 5830.

FIGUEIREDO, R.S.L. **Processos de verificação e validação da amplificação em crianças com deficiência auditiva: Índice de Inteligibilidade de Fala - SII – e comportamento auditivo.** 2013. 221 f. Tese (Doutorado em Fonoaudiologia) – Pontifícia Universidade Católica de São Paulo, São Paulo, 2013.

FRENCH, N.R.; STEINBERG, J.C. Factors Governing the Intelligibility of Speech Sounds. **J Acoust Soc Am**, v. 19, n. 1, p. 90- 119, 1947.

GABRALLAH, W.H.M. **The use of Desired Sensation Level v5.0a as fitting formula for hearing aids in adults.** 2012. Thesis Study (Master Degree in Audiology) – Faculty of Medicine, Cairo University, Cairo, 2012.

GAMA, M.R. **Percepção da fala:** uma proposta de avaliação qualitativa. São Paulo: Pancast, 1994.

GARCIA, T.M.; JACOB, R.T.; MONDELLI, M.F.C.G. Speech perception and quality of life of open-fit hearing aid users. **J Appl Oral Sci**, v. 24, n. 3, p. 264-70, 2016.

GAROLLA, L.P.; SCOLLIE, S.D.; IÓRIO, M.C.M. Development of the speech test signal in Brazilian Portuguese for real-ear measurement. **Int J Audiol**, Hamilton, v. 52, n. 8, p. 572-576, Aug. 2013.

GATES, A.G.; MILLS, J.H. Presbycusis. **Lancet**, v. 366, n. 24, p. 1111-20, 2005.

GATES, G.A.; FEENEY, M.P.; MILLS, D. Cross-sectional age-changes of hearing in the elderly. **Ear Hear**, v. 29, p. 865-74, 2008.

GLISTA, D. et al. Understanding How RECDs Fit into the “Big Picture” of Hearing Aid Fitting. **Hear Rev**, v. 23, n. 3, p. 26, 2016.

GN OTOMETRICS A/S. **AURICAL FreeFit and the Probe Microphone Measurements Module - Reference Manual.** Mar. 2015. 125 p.

GONÇALVES, C.G.O.; MOTA, P.H.M. Saúde auditiva para a terceira idade - comentários sobre um programa de atenção à saúde auditiva. **Distúrbios Comun**, v. 13, n. 2, p. 335-49, 2002.

GORDON-SALANT, S. Hearing loss and aging: new research findings and clinical implications. **J Rehabil Res Dev**, v. 42, n. 2, p. 9-24, 2005.

GRANT, K.W.; WALDEN, T.C. Understanding Excessive SNR Loss in Hearing-Impaired Listeners. **J Am Acad Audiol**, v. 24, p. 258-73, 2013.

GUARINELLO, A.C. et al. Analysis of the perception of a group of seniors about their hearing handicap before and after hearing aid use. **Rev Bras Geriatr Gerontol**, v. 16, n. 4, p. 739-745, 2013.

GUERRA, T.M. et al. Profile of audiometric thresholds and tympanometric curve of elderly patients. **Braz J Otorhinolaryngol**, v. 76, n. 5, p. 663-6, 2010.

GURGEL, R.K. et al. Relationship of Hearing Loss and Dementia: A Prospective, Population-Based Study. **Otol Neurotol**, v. 35, p. 775-781, 2014.

GUSTAFSON, S.J.; PITTMAN, A.L. Sentence perception in listening conditions having similar speech intelligibility indices. **Int J Audiol**, v. 50, n. 1, p.34-40, 2011.

VERAS, R.P.; MATTOS, L.C. Audiologia do Envelhecimento: Revisão da Literatura e Perspectivas Atuais. **Braz J Otorhinolaryngol**, v. 73, n. 1, p. 128-34, 2007.

HALL, J. W.; MUELLER, H. G. Probe microphone measures. In:_____. **Audiologists Desk Reference**, v. 2. United States: Singular, 1998.

HALL, J.W. et al. Effects of age and hearing impairment on the ability to benefit from temporal and spectral modulation. **Ear Hear**, v. 33, n. 3, p. 340-8, 2012.

HANNULA, S. et al. Audiogram configurations among older adults: prevalence and relation to self-reported hearing problems. **Int J Audiol**, v. 50, p. 793-801, 2011.

HAWKINS, D.B.; COOK, J.A. Hearing aid software predictive gain values: How accurate are they? **Hear J**, v. 56, p. 26, 28, 32, 34, 2003.

HEALY, E.W. et al. An algorithm to improve speech recognition in noise for hearing-impaired listeners. **J Acoust Soc Am**, v. 134, n. 4, 2013.

HEBERT, L.E. et al. Alzheimer disease in the United States estimated using the 2010 census. **Neurology**, v. 80, p. 177, 2013.

HELPER, K.S. Gender, age and hearing. **Semin Hear**, v. 22, n. 3, p. 271-86, 2001.

HINT PRO. HINT Pro 7.2 Operating Instructions. 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.

HORNSBY, B.W.; RICKETTS, T.A. The effects of hearing loss on the contribution of high- and low-frequency speech information to speech understanding. **J Acoust Soc Am**, v. 113, p. 1706-1717, 2003.

HORNSBY, B.W.Y. The Speech Intelligibility Index: What is it and what's it good for? **Hear J**, v. 57, n. 10, 2004.

HOWARTH, A.; SHONE, G.R. Ageing and the auditory system. **Postgrad Med J**, v. 82, n. 965, p.166-171, Mar. 2006

HUANG, T. Age-related hearing loss. **Minn Med**, v. 90, n. 10, p. 48-50, 2007.

HUMES, L.E. Dimensions of hearing aid outcome. **J Am Acad Audiol**, v. 10, p. 26-39, 1999.

HUMES, L.E. et al. Central presbycusis: a review and evaluation of the evidence. **J Am Acad Audiol**, v. 23, p. 635-66, 2012.

HUMES, L.E. Speech understanding in the elderly. **J Am Acad Audiol**, v. 7, p. 161-7, 1996.

ICKES, M.A.; HAWKINS, D.B.; COOPER, W.A. Effect of reference microphone location and loudspeaker azimuth on probe tube microphone measurements. **J Am Acad Audiol**, v. 2, n. 3, p. 156-63, Jul. 1991.

JACOB, R.T.S. et al. Percepção da fala em crianças em situação de ruído. **Arq Int Otorrinolaringol**, v. 15, n. 2, p. 163-7, 2011.

JOHNSON, E. 20Q: Same or Different - Comparing the Latest NAL and DSL Prescriptive Targets. **AudiologyOnline**. Apr. 2012. Retrieved from <<http://www.audiologyonline.com>>.

JOHNSON, E.E. Modern Prescription Theory and Application: Realistic Expectations for Speech Recognition With Hearing Aids. **Trends Hear**, v. 17, n. 3, Sep-Dec 2013.

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. **J Am Acad Audiol**, v. 22, n. 7, p. 441-59, 2011.

JURCA, A.P.K. et al. Estudo do perfil audiológico de indivíduos com idade acima de 60 anos. **Salusvita**, v. 21, n. 1, p. 51-58, 2002.

KALIKOV, D. N.; STEVENS, K. N. Development of a test of speech intelligibility in noise using sentence material with controlled word predictability. **J Acoust Soc Am**, United States, v. 61, n. 5, p. 1337-1351, 1977.

KANO, C.E.; MEZZENA, L.H.; GUIDA, H.L. Estudo comparativo da classificação do grau de perda auditiva em idosos institucionalizados. **Rev CEFAC**, v. 11, n. 3, p. 473-7, 2009.

KEIDSER, G. et al. NAL-NL2 empirical adjustments. **Trends Amplif**, v. 16, n. 4, p. 211-23, 2012.

KEIDSER, G. et al. The NAL-NL2 prescription procedure. **Audiol Res**, v. 1, n. 1, 2011.

KEIDSER, G.; BREW, C.; PECK, A. Proprietary fitting algorithms compared with one another and with generic formulas. **Hear J**, v. 56, n. 3, p. 28-38, 2003.

KILLION, M. C.; VILLCHUR, E. Kessler was right – partly: but SIN test shows some aids improve hearing in noise. **Hear J**. United States, v. 46, n. 9, p. 31-35, 1993.

KILLION, M. Myths about hearing aid benefit and satisfaction. **Hear Rev**, v. 11, n. 9, p. 12–17, 2004.

KILLION, M.C. et al. Development of a quick speech-in-noise test for measuring signal-to-noise ratio loss in normal-hearing and hearing-impaired listeners. **J Acoust Soc Am**, United States, v. 116, p. 2395-2405, 2004.

KIM, S. et al. Sex differences in a cross sectional study of age-related hearing loss in Korean. **Clin Exp Otorhinolaryngol**, v. 3 n. 1, p. 27-31, 2010.

KIM, S.; FRISINA, R.D.; FRISINA, D.R. Effects of Age on Speech Understanding in Normal Hearing Listeners: Relationships Between the Auditory Efferent System and Speech Intelligibility in Noise. **Speech Commun**, v. 48, n. 7, p. 855–62, Jul. 2006.

KOCHKIN, S. 10-Year customer satisfaction trends in the US hearing instrument market. **Hear Rev**, v. 9, n. 10, p. 14-46, 2002.

KOCHKIN, S. MarkeTrak VIII: Consumer satisfaction with hearing aids is slowly increasing. **Hear J**, v. 63, p. 19-32, 2010

KRYTER, K.D. Validation of the Articulation Index. **J Acoust Soc Am**, v. 34, n. 11, p. 1698-1702, 1962.

KWITKO, A. Avaliação da Perda Auditiva Ocupacional e da Presbiacusia: Uma Aplicação da Análise de Componentes Principais. **Acta Awho**, v. 16, n. 2, p. 54-65, 1997.

LANTZ, J. et al. Real-ear measurement verification for open, non-occluding hearing instruments. **Int J Audiol**, v. 46, n. 1, p. 11-6, 2007.

LESIECKI, W.; MAJEST, B.; REDINGER, B. Universal REM-link and ICRA signals-hightech fitting tools for high-tech hearing instruments. **Trends Amplif**, v. 5, n. 2, p.73-77, 2001.

LEVITT, H.; RABINER, L.R. Use of a sequential strategy in intelligibility testing. **J Acoust Soc Am**, v. 42, p. 609-12, 1967.

LIN, F.R. et al. Hearing loss and cognition in the Baltimore Longitudinal Study of Aging. **Neuropsychology**, v. 25, n. 6, p. 763-770, 2011.

LIN, F.R. et al. Hearing Loss and Cognitive Decline in Older Adults. **JAMA Intern Med**, v. 173, n. 4, 2013.

LIN, F.R. et al. Hearing loss and incident dementia. **Arch Neurol**, v. 68, n. 2, p. 214-220, 2011.

LIN, F.R. et al. Hearing loss prevalence and risk factors among older adults in the United States. **J Gerontol A Biol Sci Med Sci**, v. 66, p. 582–90, 2011.

LIN, F.R. Hearing loss and cognition among older adults in the United States. **J Gerontol A Biol Sci Med Sci**, v. 66, n. 10, p. 1131-1136, 2011.

LINDLEY, G.; PALMER, C. Fitting wide dynamic range compression hearing aids: DSL[i/o], the IHAFF protocol, and FIG6. **Am J Audiol**, v. 6, p. 19-28, 1997.

LITVOC, J.; BRITO, F. C. Conceitos básicos. In_____. **Envelhecimento: prevenção e promoção de saúde**. São Paulo: Atheneu, 2004. p.1-16.

LYBARGER, S.F. **U.S. Patent Application SN 543.278**. 1944.

MAGALHÃES, A.T.; GOMEZ, M.V. Índice de reconhecimento de fala na presbiacusia. **Arq Int Otorrinolaringol**, v. 11, n. 2, p. 169-74, 2007.

MARQUES, A.C.O.; KOZIOWSKI, L.; MARQUES, J.M. Reabilitação auditiva no Idoso. **Rev Bras Otorrinolaringol**, v. 70, n. 6, p.1-7, 2004.

MARTINS, J.S.; JERGER, J.F. Some effects of aging on central auditory processing. **JRRD**, v. 42, n. 4, p. 25-44, 2005.

MATAS, C.G.; IÓRIO, M.C. Verificação e validação do processo de seleção e adaptação de próteses auditivas. In: ALMEIDA, K.; IORIO, M.C. **Próteses auditivas: fundamentos teóricos e aplicações clínicas**. São Paulo: Lovise; 2003. p. 305-34.

MATTOS, L.C.; VERAS, R.P. A prevalência da perda auditiva em uma população de idosos da cidade do Rio de Janeiro: um estudo seccional. **Rev Bras Otorrinolaringol**, v. 73, n. 5, p. 654-9, 2007.

McCREERY, R. Speech Intelligibility Index: No Magic Number, but a Reasonable Solution. **Hear J**, v. 66, n. 4, 2013.

McCREERY, R.W. **Audibility as a Predictor of Speech Recognition and Listening Effort**. 2011. Dissertation (Degree of Doctor of Philosophy) – College of Education and Human Sciences., University of Nebraska, Lincoln. 2011.

MENESES, C. et al. Prevalência de perda auditiva e fatores associados na população idosa de Londrina, Paraná: estudo preliminar. **Rev CEFAC**, v. 12, n. 3, p. 384-92, 2010.

MINISTÉRIO DA SAÚDE. Rede de Cuidados à Pessoa com Deficiência no âmbito do SUS - Instrutivos de Reabilitação Auditiva, Física, Intelectual e Visual. Ref. Portaria GM 793 de 24 de abril de 2012 e Portaria GM 835 de 25 de abril de 2012.

MONDELLI, M.F.C.G.; SANTOS, M.M.; JOSE, M.R. Percepção da fala no ruído em perda auditiva unilateral. **Braz j otorhinolaryngol**, v. 82, n. 4, p. 427-432, 2016.

MONDELLI, M.F.C.G.; SOUZA, P.J.S. Quality of life in elderly adults before and after hearing aid fitting. **Braz J Otorhinolaryngol**, v. 78, n. 3, p. 49-56, 2012.

MOODIE, S.T. et al. The DSL Method for Pediatric and Adult Hearing Instrument Fitting: Version 5. **Phonak Hearing Systems**, 2007.

MOODIE, S.T. et al. What's New in Prescriptive Fittings up North for Adults and Children? In: PALMER, C.V.; SEEWALD, R.C. **Hearing care for adults**. Stafa, Switzerland: Phonak, 2006. p. 115-132.

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.

MOORE, B.C.J.; ALCÁNTARA, J.I.; MARRIAGE, J.E. Comparison of three procedures for initial fitting of compression hearing aids: 1. Experienced users, fitted bilaterally. **Br J Audiol**, v. 35, p. 339-353, 2001.

MUELLER, G. H. Probe-mic measures: Hearing aid fitting's most neglected element. **Hear J**, v. 58, n. 10, p. 21-22, 2005.

MUELLER, H.G. Fitting Hearing Aids to Adults Using Prescriptive Methods: An Evidence-Based Review of Effectiveness. **J Am Acad Audiol**, v. 16, p. 448-460, 2005.

MUELLER, H.G.; KILLION, M.C. An easy method for calculating the articulation index. **Hear J**, v. 43, n. 9, p. 1-4, 1990.

MUKARI, S.Z.M.S.; WAHAT, N.H.A.; MAZLAN, R. Effects of ageing and hearing thresholds on speech perception in quiet and in noise perceived in different locations. **Korean J Audiol**, v. 18, p. 112-118, 2014.

MUNRO, K.J.; TOAL, S. Measuring the Real-ear to coupler difference transfer function with an insert earphone and a hearing instrument; Are they the same? **Ear Hear**, Baltimore, v. 26, n. 1, p. 27-34, Feb. 2005.

NERI, A.L.; DEBERT, G. **Velhice e sociedade**. Campinas, São Paulo: Papirus, 1999.

NEVES, V.T.; FEITOSA, A.M.G. Envelhecimento do Processamento Temporal Auditivo. **Psic Teor e Pesq**, v. 18, n. 3, p. 1-15, 2002.

NILSSON, M.; SOLI, S.D.; SULLIVAN, J.A. Development of the hearing in noise test for the measurement of speech reception thresholds in quiet and in noise. **J Acoust Soc Am**, v. 95, n. 2, p. 1085-99, 1994.

NIQUETTE, P. et al. **Development of the BKB-SIN test**. Trabalho apresentado no Annual Meeting of the American Auditory Society, Scottsdale, Mar. 2003.

ORGANIZAÇÃO MUNDIAL DA SAÚDE. Relatório Mundial de Envelhecimento e Saúde. **Organização Mundial da Saúde**, 2015.

PAVLOVIC, C.V. Use of the articulation index for assessing residual auditory function in listeners with sensorineural hearing impairment. **J Acoust Soc Am**, v. 75, n. 4, p. 1253-8, 1984.

PICHORA-FULLER, M.K.; STINGH, G. Effects of age on auditory and cognitive processing: implications for hearing aid fitting and audiologic rehabilitation. **Trends Amplif**, v. 10, n. 1, p. 29-59, 2006.

PINZAN-FARIA VM, IORIO MC. Sensibilidade auditiva e autopercepção do handicap: um estudo em idosos. **Distúrb Comum**, v. 16, n. 3, p. 289-99, 2004.

PLOMP, R. A signal-to-noise ratio model for the speech-reception threshold of the hearing impaired. **J Speech Hear Res**, v. 29, n. 2, p. 146-154, 1986.

POLONENKO, M.J. et al. Fit to targets, preferred listening levels, and self-reported outcomes for the DSL v5.0a hearing aid prescription for adults. **Int J Audiol**, v. 49, n. 8, p. 550-60, Aug. 2010.

POWERS, T.A.; BRANDA, E.; BEILIN, J. Clinical comparison of a manufacturer's proprietary fitting algorithm to the NAL-NL2 prescriptive method. **AudiologyOnline**, Article 12708, Jun. 2014. Retrieved from: <http://www.audiologyonline.com>

PRATT, S.R. et al. Prevalence of hearing loss in black and white elders: results of the cardiovascular health study. **J Speech Lang Hear Res**, v. 52, n. 4, p. 973-89, 2009.

PRESS, W. H. Flicker noises in astronomy and elsewhere. **Comments on Astrophysics**, v. 7, n. 4, p. 103–119, 1978.

PRONK, M. et al. Decline in older person's ability to recognize speech in noise: The influence of demographic, healthrelated, environmental, and cognitive factors. **Ear Hear**, v. 34, n. 6, p. 722-32, 2013.

RANKOVIC, C.M. An application of the articulation index to hearing aid fitting. **J Sp Hear Res**, v. 34, n. 2, p. 391- 402, 1991.

REVIT, L. J. Real ear measures. In: VALENTE, M. **Strategies for selecting and verifying hearing aid fittings**. 2nd ed. New York: Thieme, 2002. Cap. 3, p. 66-124.

RHEBERGEN, K.S.; VERSFELD, N.J. A Speech Intelligibility Index-based approach to predict the speech reception threshold for sentences in fluctuating noise for normal-hearing listeners. **J Acoust Soc Am**, v. 117, n. 4, p. 2181-92, Apr. 2005.

RIBAS, A. et al. Resultados do teste de reconhecimento de fala em indivíduos idosos pós adaptação da prótese auditiva. **Ciência e Cultura**, n. 47, p. 227-239, Curitiba, 2013.

ROEDAS, A.P. et al. Análise da correlação entre alterações anatômicas da orelha externa e medidas in situ. **CoDAS**, v. 26, n. 2, abr. 2014.

ROEDAS, AP. **A seleção do AASI no deficiente auditivo idoso, comparando o desempenho entre a programação padrão e a programação individualizada.**

2014. 103 f. Dissertação (Mestrado em Fonoaudiologia) – Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo, Bauru, 2014.

ROEHE, M.V. et al. Presbiacusia. **Acta Med**, v. 15, p. 97-101, 1994.

ROSS, M.; SEEWALD, R.C. Hearing aid selection and evaluation with young children. In: BESS, F.H. **Hearing impairment in children**. New York: Press, p. 190-213, 1988.

RUSCHEL, C.V.; CARVALHO, C.R.; GUARINELLO, A.C. A Eficiência de um Programa de Reabilitação Audiológica em Idosos com Presbiacusia em seus Familiares. **Rev Soc Bras Fonoaudiol**, v. 12, n. 2, p. 95-8, 2007.

RUSSO, I.C.; ALMEIDA, K.; FREIRE, K. A reabilitação auditiva do idoso. In: ALMEIDA, K.; IORIO, M.C. **Próteses auditivas: fundamentos teóricos e aplicações clínicas**. 2a ed. São Paulo: Lovise; 2003. p. 385-407.

RUSSO, I.C.P. Distúrbios da audição: A presbiacusia. In: RUSSO, I.C.P.; RIBEIRO, A. **Intervenção fonoaudiológica na terceira idade**. Rio de Janeiro: Revinter, 1999. p. 51-79.

SALTHOUSE, T.A. The aging of working memory. **Neuropsychology**, v. 8, p. 535-543, 1994.

SALTHOUSE, T.A. The processing-speed theory of adult age differences in cognition. **Psychol Rev**, v. 103, p. 403-428, 1996.

SAMMETH, C.A. et al. Ability to achieve gain/frequency response and SSPL-90 under three prescription formulas with in-the-ear hearing aids. **J Am Acad Audiol**, v. 4, p. 33-41, 1993.

SANDERS, J. et al. Manufacturers' NAL-NL2 fittings fail real-ear verification. **Hear Rev**, v. 21, n. 3, p. 24-32, 2015.

SAUNDERS, G.H.; MORGAN, D.E. Impacts of hearing aid targets of measuring thresholds in dbHL and dbSPL. **Int J Audiol**, v. 42, p. 219-326, 2003.

SBOMPATO, A.F. et al. Hearing in Noise Test Brasil: padronização em campo livre – adultos com audição normal. **Braz J Otorhinolaryngol**, v. 81, n. 4, 2015.

SCHEFFER, J.C.; FIALHO, I.M.; SCHOLZE, A.S. Itinerários de cura e cuidado de idosos com perda auditiva. **Saúde Soc**, v. 18, n. 3, p. 537-48, 2009.

SCHUM, D. The distortional aspect of sensorineural hearing loss: What can be cone. **AudiologyOnline**, Article 11976, 2013. Retrieved from: <<http://www.audiologyonline.com/>>

SCOLLIE, S. DSL Version v5.0: Description and Early Results in Children. **AudiologyOnline**, Jan. 2007. Retrieved from: <<http://www.audiologyonline.com>>

SCOLLIE, S. et al. The Desired Sensation Level Multistage Input/Output Algorithm. **Trends Amplif**, v. 9, n. 4, p. 159-197, 2005.

SCOLLIE, S. The DSL method: Improving with age. **Hear J**, v. 59, n. 9, p. 10, Sep. 2006.

SCOLLIE, S.D. Children's speech recognition scores: the Speech Intelligibility Index and proficiency factors for age and hearing level. **Ear Hear**, v. 29, n. 4, p. 543-56, 2008.

SEEWALD, R.C. An update on DSL[i/o]. **Hear J**, v. 53, n. 4, p. 10,12,14,16, 2000.

SEEWALD, R.C. et al. **DSL 3.0**: A computer-assisted implementation of the Desired Sensation Level Method for electroacoustic selection and fitting in children. London: The University of Western Ontario. 1991

SEEWALD, R.C.; ROSS, M. Amplification for young hearing-impaired children. In: POLLACK, M. **Amplification for the hearing-impaired**. 3rd ed. New York: Grune and Stratton, p. 213-271, 1988.

SEEWALD, R.C.; ROSS, M.; SPIRO, M.K. Selecting amplification characteristics for young hearing-impaired children. **Ear Hear**, v. 6, p. 48-53, 1985.

SEEWALD, R.C.; SCOLLIE, S. Infants are not average adults: implications for audiometric testing. **Hear J**, v. 52, p. 64-72, 1999.

SEEWALD, R.C.; STELMACHOWICZ, P.G.; ROSS, M. Selecting and verifying hearing aid performance characteristics for young children. **J Acad Rehabil Audiol**, v. 20, p. 25-38, 1987.

SHERBECOE, R.L.; STUDEBAKER, G. Audibility-index functions for the connected speech test. **Ear Hear**, v. 23, n. 5, p. 385-98, 2002.

SININGER, Y.S.; GRIMES, A.; CHRISTENSEN, E. Auditory development in early amplified children: factors influencing auditory-based communication outcomes in children with hearing loss. **Ear Hear**, v. 31, n. 2, p. 166-85, 2010.

SMEDS, K. et al. Preferred overall *loudness*. I. Sound field presentation in the laboratory. **Int J Audiol**, v. 45, p. 2-11, 2006a.

SMEDS, K. et al. Preferred overall *loudness*. II. Listening through hearing aids in field and laboratory tests. **Int J Audiol**, v. 45, p. 12-25, 2006b.

SMEDS, K. et al. Proprietary Hearing Aid Gain Prescriptions: Changes Over Time. **Hear Rev**, v. 22, n. 5, p. 16, 2015.

SMEDS, K. Is normal or less than normal overall *loudness* preferred by first-time hearing aid users? **Ear Hear**, v. 25, p. 159-172, 2004.

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.

SOLI, S.D.; WONG, L.L. Assessment of speech intelligibility in noise with the Hearing in Noise Test. **Int J Audiol**, v. 47, n. 6, p. 356-61, 2008.

SONCINE, F.; COSTA, M.J.; OLIVEIRA, T.M.T. Perfil Audiológico de Indivíduos na faixa etária entre 50 e 60 anos. **Fono Atual**, v. 7, n. 28, p. 21-9, 2004.

SOUSA, M.G.C.; RUSSO, I.C.P. Audição e percepção da perda auditiva em idosos. **Rev Soc Bras Fonoaudiol**, v. 14, n. 2, p. 241-6, 2009.

SOUZA, P. E.; TREMBLAY, K. L. New perspectives on assessing amplification effects. **Trends Amplif**, v. 10, n. 3, p. 119-43, Sep. 2006.

SPEAKS, C.; JERGER, J. Method for measurement of speech identification. **J Speech Hear Res**, United States, v. 8, p. 185-194, 1965.

STENKLEY, N.C.; LAUKLI, E. Presbycusis-hearing thresholds and the ISO 7029. **Int J Audiol**, v. 43, n. 5, p. 295-306, 2004.

STEWART, R.; WINGFIELD, A. Hearing loss and cognitive effort in older adults' report accuracy for verbal materials. **J Am Acad Audiol**, v. 20, n. 2, p. 147-54, 2009.

STONE, M.A.; MOORE, B.C.J. Estimated variability of real-ear insertion response (REIR) due to loudspeaker type and placement. **Int J Audiol**, v. 43, n. 5, p. 271-5, 2004.

TAY, T. et al. Sensory and cognitive association in older persons: findings from an older Australian population. **Gerontology**, v. 52, n. 6, p. 386-394, 2006.

TAYLOR, B. H.; MUELLER, G. Hearing aid fitting procedures. In:_____. **Fitting and dispensing hearing aids**. 1st ed. Plural Publishing, Inc., 2011, 130 p.

TEIXEIRA, A.R. et al. Relação entre a queixa e a presença de perda auditiva entre idosos. **Arq Int Otorrinolaringol**, v. 13, n. 1, p. 78-82, 2009.

TENÓRIO, J.P. et al. Comparison between classification criteria of audiometric findings in elderly. **J Soc Bras Fonoaudiol**, v. 23, n. 2, p. 114-8, 2011.

UHLMANN, R.F. et al. Relationship of hearing impairment to dementia and cognitive dysfunction in older adults. **JAMA**, v. 261, n. 13, p. 1916-1919, 1989.

VALENTE, M. Guideline for audiologic management of the adult patient. **AudiologyOnline**, Oct. 2006. Retrieved from: <http://www.audiologyonline.com>

VALENTIJN, S.A. et al. Change in sensory functioning predicts change in cognitive functioning: results from a 6-year follow-up in the Maastricht Aging Study. **J Am Geriatr Soc**, v. 53, n. 3, p. 374-380, 2005.

VAN EYKEN, E.; VAN CAMP, G.; VAN LAER, L. The complexity of age related hearing impairment: contributing environmental and genetic factors. **Audiol Neurotol**, v. 12, p. 345-58, 2007.

VENEMA, T. The NAL-NL1 Fitting Method. **AudiologyOnline**, Feb. 2001. Retrieved from <<http://www.audiologyonline.com>>.

VENEMAN, C.E. et al Age and measurement time-of-day effects on speech recognition in noise. **Ear Hear**, v. 34, n. 3, p. 288-99, 2013

WALSH, T.; DEMKOWICZ, L.; CHARLES, R. Boundary element modeling of the external human auditory system. **J Acoust Soc Am**, v. 115, p. 1033-43, 2004.

WATSON, L.; TOLAN, T. **Hearing Tests and Hearing Instruments**. Baltimore: Williams and Wilkins, 1949.

WILSON, R. H.; MCARDLE, R. A.; SMITH, S. L. An evaluation of the BKB-SIN, HINT, QuickSIN, and WIN materials on listeners with normal hearing and listeners with hearing loss. **J Speech Lang Hear Res**, United States, v. 50, n. 1, p. 15-24, Aug. 2007.

WOODS, D.L. et al. Aided and Unaided Speech Perception by Older Hearing Impaired Listeners. **PLoS One**, v. 10, n. 3, Mar. 2015.

ANEXOS

ANEXO A

FACULDADE DE
ODONTOLOGIA DE BAURU-
USP

PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DA EMENDA

Título da Pesquisa: Estudo comparativo dos métodos prescritivos na programação individualizada do AASI para o idoso

Pesquisador: Marília Cancian Bertozzo

Área Temática:

Versão: 3

CAAE: 55685116.4.0000.5417

Instituição Proponente: Faculdade de Odontologia de Bauru

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 1.821.937

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Todos os termos foram apresentados

Recomendações:

Sem recomendações

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Sem pendências

Considerações Finais a critério do CEP:

As alterações solicitadas pelos pesquisadores, por meio de EMENDA, foram analisadas por um relator e consideradas APROVADAS na reunião ordinária do CEP de 16.11.2016.

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita apreciação da CONEP:

Não

BAURU, 21 de Novembro de 2016

Assinado por:
Ana Lúcia Pompéia Fraga de Almeida
(Coordenador)

Endereço: DOUTOR OCTAVIO PINHEIRO BRISOLLA 75 QUADRA 9

Bairro: VILA NOVA CIDADE UNIVERSITARIA **CEP:** 17.012-901

UF: SP **Município:** BAURU

Telefone: (14)3235-8356 **Fax:** (14)3235-8356 **E-mail:** cep@fob.usp.br

ANEXO B**TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO**

Venho por meio deste documento convidá-lo(a) sob seu consentimento a participar de uma pesquisa com o título: **Estudo comparativo dos métodos prescritivos na programação individualizada do AASI para o idoso**, que tem como objetivo analisar comparativamente dois métodos prescritivos de acordo com programação individualizada do aparelho de amplificação sonora individual para o paciente deficiente auditivo idoso.

O(A) senhor(a) foi comunicado a comparecer à Clínica de Fonoaudiologia da Faculdade de Odontologia de Bauru para realização do teste e adaptação do aparelho de amplificação sonora individual (AASI). Anteriormente a estes procedimentos, serão realizadas outras avaliações, que constam em medidas com microfone sonda, nas quais o(a) senhor(a) deverá somente permanecer em silêncio, sentado(a) e olhando para a frente, além do teste HINT, em que o(a) senhor(a) terá que repetir frases que serão apresentadas nas situações sem ruído e posteriormente com ruído. Este teste poderá causar desconforto em decorrência do tempo levado para a aplicação, porém o ruído e o nível de apresentação das frases não serão desconfortáveis.

A realização dos procedimentos específicos da pesquisa levará em torno de uma hora e serão acompanhados por profissionais capacitados. Estes procedimentos não são invasivos, mas por abordarem diretamente a deficiência auditiva podem causar constrangimento ou lembranças de experiências ou situações vividas que causem sofrimento psíquico, físico, intelectual, social, cultural ou espiritual, além de desconforto pelo tempo exigido. O(A) senhor(a) será orientado(a) a informar ao profissional caso sinta algum incômodo de qualquer natureza para que seja modificada a abordagem, e caso haja desconforto devido a duração dos procedimentos o(a) senhor(a) poderá solicitar um tempo para descanso. Os procedimentos a serem realizados servem para selecionar o aparelho auditivo pertinente a sua perda auditiva, para a adaptação do mesmo. É importante recordar que tais procedimentos são padronizados e fazem parte do protocolo de atendimento do setor de Aparelho de Amplificação Sonora Individual (AASI) da Clínica de Fonoaudiologia da Faculdade de Odontologia de Bauru FOB/USP.

Neste estudo o(a) senhor(a) não pertencerá a nenhum grupo, sendo avaliado de maneira individual, para que os aparelhos auditivos atendam somente às suas necessidades. Seu comparecimento para o estudo não oferece nenhum custo ou risco, mas apenas benefício já que o pesquisador (profissional qualificado) realizará a adaptação dos aparelhos auditivos para suprir sua dificuldade de audição, melhorando sua qualidade de vida. Os custos para o seu transporte até a Clínica de Fonoaudiologia da FOB-USP serão por sua conta e não haverá ressarcimento de qualquer outro tipo de despesa pela sua participação nesta pesquisa. Caso lhe ocorra algum dano decorrente de sua participação nesta pesquisa, o(a) senhor(a) será indenizado. A sua participação na pesquisa não trará nenhum gasto financeiro nem trará riscos à sua dignidade, mas o(a) senhor(a) deverá ficar na clínica aproximadamente uma hora a mais do que precisaria para realizar os testes de rotina da adaptação do aparelho auditivo. Se houver algum dano decorrente de sua participação na pesquisa será garantido o direito à indenização.

Durante ou posteriormente a pesquisa, o(a) senhor(a) tem a garantia de receber resposta a perguntas ou esclarecimento a qualquer dúvida sobre os procedimentos, riscos, benefícios e outros assuntos relacionados à pesquisa, além dos aparelhos auditivos que serão adaptados de acordo com a disponibilidade e a necessidade. Sua participação é voluntária e você pode retirar seu consentimento a qualquer momento, ou deixar de participar do estudo, sem necessidade de expor suas razões.

Toda informação obtida decorrente dessa pesquisa será submetida aos regulamentos da FOB/USP, referentes ao sigilo da informação. O seu nome será preservado nos resultados ou informações que forem utilizados para fins de publicação científica.

Finalmente, este documento será assinado e rubricado em todas as suas páginas, sendo assinadas 2 vias, permanecendo uma com o(a) senhor(a) paciente e uma com o profissional que está realizando a pesquisa.

Para esclarecimentos de possíveis dúvidas sobre os procedimentos e assuntos relacionados ao estudo, o(a) senhor(a) poderá entrar em contato com o Departamento de Fonoaudiologia da Faculdade de Odontologia de Bauru – FOB/USP, por meio do endereço Alameda

Rubrica do Pesquisador Responsável:

Rubrica do Participante da Pesquisa:

Dr. Octávio Pinheiro Brisolla, 9-75, Vila Universitária, telefones (14) 3235-8232 / 3235-8332 ou e-mail: dep-fono@fob.usp.br, ou com a pesquisadora Marília Cancian Bertozzo pelo e-mail marília.bertozzo@usp.br. Caso queira apresentar reclamações/denúncias em relação a sua participação no estudo, poderá entrar em contato com o Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos da FOB/USP, pelo endereço Al. Dr. Octávio Pinheiro Brisolla, 9-75 (Setor de Pós-Graduação, piso superior), pelo telefone (14) 3235-8356 ou pelo 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 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 tornar-se-ão confidenciais e guardadas por força de sigilo profissional (Art. 13º do Código de Ética Fonoaudiológico).

Por fim, como pesquisador(a) responsável pela pesquisa, DECLARO o cumprimento do disposto na Resolução CNS nº 466 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 participante da pesquisa e outra para o pesquisador) que serão rubricadas em todas as suas páginas e assinadas ao seu término, conforme o disposto pela Resolução CNS nº 466 de 2012, itens IV.3.f e IV.5.d.

Bauru, SP, _____ de _____ de _____.

Assinatura do Participante da Pesquisa

Marília Cancian Bertozzo
Pesquisadora Responsável

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 CNS nº 466/12 do Conselho Nacional de Saúde do Ministério da Saúde (publicada no DOU de 13/06/2013), é um Colegiado interdisciplinar e independente, de relevância 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 **14hs 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