

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA MARIA
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM
DISTÚRBIOS DA COMUNICAÇÃO HUMANA**

**COMPRESSÃO DE FREQUÊNCIAS:
RECONHECIMENTO DE FALA EM IDOSOS COM
PERDA AUDITIVA DE CONFIGURAÇÃO
DESCENDENTE**

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO

Amanda Dal Piva Gresele

Santa Maria, RS, Brasil.

2013

COMPRESSÃO DE FREQUÊNCIAS: RECONHECIMENTO DE FALA EM IDOSOS COM PERDA AUDITIVA DE CONFIGURAÇÃO DESCENDENTE

Amanda Dal Piva Gresele

Dissertação apresentada ao Curso de Mestrado do Programa de Pós-Graduação em Distúrbios da Comunicação Humana, Área de Audição e Equilíbrio: diagnóstico, habilitação e reabilitação, da Universidade Federal de Santa Maria (UFSM, RS), como requisito parcial para obtenção do título de **Mestre em Distúrbios da Comunicação Humana.**

Orientadora: Prof^a Dr^a Maristela Julio Costa

Santa Maria, RS, Brasil.

2013

Ficha catalográfica elaborada através do Programa de Geração Automática da Biblioteca Central da UFSM, com os dados fornecidos pelo(a) autor(a).

Dal Piva Gresele, Amanda

Compressão de frequências: reconhecimento de fala em idosos com perda auditiva de configuração descendente / Amanda Dal Piva Gresele.-2013.

135 p.; 30cm

Orientadora: Maristela Julio Costa

Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Santa Maria, Centro de Ciências da Saúde, Programa de Pós-Graduação em Distúrbios da Comunicação Humana, RS, 2013

1. Auxiliares de audição 2. Perda auditiva de alta frequência 3. Idoso 4. Testes de discriminação da fala 5. Percepção da fala I. Julio Costa, Maristela II. Título.

©2013

Todos os direitos autorais reservados a Amanda Dal Piva Gresele. A reprodução de partes ou do todo deste trabalho só poderá ser feita com autorização do autor.

E-mail: amandafonoufsm@hotmail.com

**Universidade Federal de Santa Maria
Centro de Ciências da Saúde
Programa de Pós-Graduação em Distúrbios da
Comunicação Humana**

A Comissão Examinadora, abaixo assinada,
aprova a Dissertação de Mestrado

**COMPRESSÃO DE FREQUÊNCIAS: RECONHECIMENTO DE FALA
EM IDOSOS COM PERDA AUDITIVA DE CONFIGURAÇÃO
DESCENDENTE**

elaborada por
Amanda Dal Piva Gresele

como requisito parcial para obtenção do grau de
Mestre em Distúrbios da Comunicação Humana

COMISSÃO EXAMINADORA

Maristela Julio Costa, Dr^a (UFSM)

Michele Vargas Garcia, Dr^a (UFSM)

Letícia Pimenta Costa Guarisco, Dr^a (UFMG)

Santa Maria, 17 de dezembro de 2013.

AGRADECIMENTOS

Dois anos de estudo e mais de 130 páginas escritas. Inesperadamente, chega o momento em que as palavras simplesmente somem. O nó na garganta e os olhos marejados me fazem entender esse “branco”: palavras não são suficientes.

Indiscutivelmente, começo agradecendo a Deus. Mas seria impossível agradecê-Lo sem agradecer à minha mãe, a “ponte direta” entre mim e Ele.

Mãe, obrigada por todas as orações feitas, pelas velas acesas, pelos conselhos dados, pelo incentivo em fazer o mestrado, por estar ao meu lado em uma das semanas mais tensas de todo esse processo. Obrigada pela célebre frase “reze sempre” que eu escutei todos os dias antes de dormir! Obrigada por ser exatamente do jeitinho que é!

Pai, sei o quanto é doloroso pra ti ter suas filhas distante. Obrigada por dedicar tanto da tua vida a nós! Obrigada por respeitar e apoiar todas as decisões que tomei pra minha vida! Obrigada por ter me feito igualzinha a ti, com as mesmas qualidades e os mesmos defeitos! Nossos corações serão sempre um só!

Mah, minha irmã de sangue, de alma e de coração, você sabe que é a parte mais difícil desse agradecimento. Acho que Deus nos fez tão parecidas e tão diferentes ao mesmo tempo para que a gente se completasse e tivesse justamente essa sensação: é impossível uma viver sem a outra. Você tem meu amor, infinito e incondicional! Obrigada por compartilhar das minhas aflições e minhas alegrias! Obrigada por estar ao meu lado sempre! E, agora, obrigada por compartilhar comigo o teu dia-dia!

Mãe, pai, irmã – NEOQEAV!

Rafael, um anjo sereno que caiu do céu pra acalmar minhas angústias. Obrigada pelo amor, pelo companheirismo, pela compreensão, pela paciência, pelas horas dedicadas à minha dissertação! Obrigada por ser minha paz, meu anjo da

guarda, meu porto seguro! Obrigada por fazer parte da minha vida e me deixar fazer parte da sua!

Tio Sérgio e tia Gema, meus padrinhos e acolhedores em Santa Maria. Sempre foi muito bom saber que, quando o coração apertasse de saudade de casa era só correr para o apartamento de vocês que me sentiria amada! Obrigada pelo carinho de sempre! E meu muito obrigada também a Elminha, que sempre me esperou com uma comida gostosa e um abraço apertado!

Prof^a Maristela, minha orientadora, agradeço a liberdade e confiança que me transmitiu ao me deixar desenvolver este trabalho. Obrigada pelo acolhimento, o respeito, o incentivo, o carinho e os momentos compartilhados ao longo desses anos de tanto aprendizado!

Prof^a Michele e Prof^a Letícia, membros da banca, agradeço por aceitarem fazer parte da minha banca e pelas preciosas contribuições feitas ao meu trabalho com tanta delicadeza.

Alexandre, Ana Valéria, Ângela, Dayane, Enma, Milena, Sinéia e Taís, meus colegas de Laboratório que compartilharam, sem nenhum receio ou egoísmo, todo seu conhecimento comigo. Vocês tem um papel essencial na profissional que me tornei e levarei todos em meu coração sempre!

Josiane, Jayne, Fabieli, Silvaninha, Angélica, Fernanda e Vanessa, minhas queridas amigas e colegas de mestrado, agradeço a Deus por termos embarcado nessa juntas! Durante esses dois anos compartilhamos os mesmos sentimentos, seguramos umas as outras quando alguém queria desistir, rimos e nos desesperamos juntas! Sem vocês essa jornada não teria a menor graça! Contem sempre comigo.

Camila, Ailime, Josi, Jayne, Letícia e Carol, amigas incomparáveis. Peço desculpas por qualquer momento que não pude compartilhar com vocês nesse período e prometo que temos o resto da vida para recompensá-los. Obrigada por me

ouvirem, me apoiarem, me entenderem e por fazerem parte da minha vida sem querer nada em troca!

Tia Emi, Alessandra, Tina, Raquel Meurer, Raquel Godoy, Anelis, Boleta, Allann, enfim, meus tigrinhos! Obrigada por serem minha família durante esse tempo em Santa Maria! Fico encantada como pessoas tão diferentes como nós podem ter momentos tão especiais juntos! Agradeço por ter conhecido vocês e espero que sempre se lembrem da pequena!

Por fim, agradeço aos meus pacientes com os quais pude aprender sobre a fonoaudiologia e sobre a vida. Cada um de vocês me ensinou de alguma forma a ser uma pessoa e uma profissional melhor, muito obrigada!

“May you live all the days of your life”
(Jonathan Swift)

RESUMO

Dissertação de Mestrado
Programa de Pós-Graduação em Distúrbios da Comunicação Humana
Universidade Federal de Santa Maria

COMPRESSÃO DE FREQUÊNCIAS: RECONHECIMENTO DE FALA EM IDOSOS COM PERDA AUDITIVA DE CONFIGURAÇÃO DESCENDENTE

AUTORA: AMANDA DAL PIVA GRESELE
ORIENTADORA: MARISTELA JULIO COSTA
Santa Maria, 17 de dezembro de 2013.

Objetivo: avaliar e comparar o desempenho de idosos com perda auditiva de configuração descendente, considerando ainda a presença ou não de zonas mortas na cóclea (ZMC) em testes de reconhecimento de fala, no silêncio e no ruído, usando próteses auditivas sem e com a ativação do algoritmo de compressão não linear de frequências (CNLF). **Material e método:** o estudo apresenta caráter quantitativo, observacional, descritivo e transversal. Foram avaliados 48 sujeitos, sendo 33 homens e 15 mulheres, com idade entre 61 e 84 anos, perda auditiva de grau leve a moderado e configuração descendente, sem experiência com o uso de próteses auditivas. Para coleta dos dados, foi utilizado o teste Listas de Sentenças em Português (LSP), sendo pesquisados os Limiares de Reconhecimento de Sentenças no Silêncio (LRSS), relações sinal/ruído (S/R) e Índices Percentuais de Reconhecimento de Sentenças no Silêncio (IPRSS) e no ruído (IPRSR). Os sujeitos foram avaliados usando próteses auditivas de forma binaural, as quais tiveram seus ajustes verificados por meio de mensurações com microfone sonda. Todas as medidas foram obtidas com o uso de próteses auditivas sem a ativação da CNLF (SC) e com próteses auditivas com a CNLF ativada (CC). Para análise dos dados, os sujeitos foram distribuídos de duas formas: em um estudo os 48 sujeitos compuseram a amostra; em outro, considerando os resultados obtidos no teste para identificação de ZMC, distribuíram-se os sujeitos em Grupo A (24 idosos sem indícios de ZMC) e Grupo B (14 idosos com indícios de ZMC). **Resultados:** considerando a amostra geral, foi observada diferença estatisticamente significativa entre os LRSS e IPRSS obtidos usando próteses auditivas SC e CC, sendo as últimas as que proporcionaram melhores resultados. Na relação S/R e IPRSR, não foi observada diferença estatisticamente significativa entre o uso de próteses auditivas SC e CC. Analisando-se separadamente os resultados do grupo A e B, em ambos observou-se diferença estatisticamente significativa de desempenho entre os IPRSS obtidos usando próteses auditivas SC e CC, sendo as últimas as que proporcionaram melhores resultados. Não foi observada diferença no IPRSR. Comparando-se os grupos A e B, verificou-se que não houve diferença estatisticamente significativa de desempenho no IPRSS SC, no IPRSS CC e no IPRSR CC. Já o IPRSR SC apresentou diferença estatisticamente significativa entre os grupos, sendo o melhor o desempenho do grupo B. **Conclusão:** Considerando-se a amostra geral, no silêncio, as próteses auditivas CC proporcionaram maiores benefícios do que as SC. No ruído, o reconhecimento de fala foi semelhante com o uso de próteses auditivas SC e CC. Considerando-se a presença de ZMC, no silêncio, tanto no grupo de idosos sem quanto no com ZMC, o uso de próteses auditivas CC apresentou tendência a proporcionar maiores benefícios do que as SC. No ruído, os resultados foram semelhantes nas condições SC e CC em ambos os grupos. Comparando-se os grupos sem e com ZMC, a única medida que apresentou diferença significativa foi a obtida no ruído com próteses auditivas CC, na qual o grupo com ZMC obteve desempenho melhor do que o sem ZMC.

Palavras-chave: Auxiliares de audição. Perda auditiva de alta frequência. Idoso. Testes de discriminação da fala. Percepção da fala.

ABSTRACT

Master's Degree Dissertation
Post Graduation Program in Human Communication Disorders
Federal University of Santa Maria – Rio Grande do Sul

FREQUENCY COMPRESSION: SPEECH RECOGNITION IN ELDERLY PEOPLE WITH DESCENDING CONFIGURATION HEARING LOSS

AUTHOR: AMANDA DAL PIVA GRESELE

ADVISOR: MARISTELA JULIO COSTA

Santa Maria, December 17, 2013.

Purpose: to evaluate and compare the performance of elderly people with descending hearing loss, still considering the presence or absence of dead regions in cochlea (DRs), in speech recognition tests, in silence and in noise, using auditory prostheses with and without the activation of the nonlinear frequency compression (NLFC). **Materials and Methods:** the study presents quantitative, observational, descriptive, and transversal traits. 48 subjects were evaluated: 33 men and 15 women, aged between 61 and 84 years, with mild to moderate hearing loss and descending configuration. In order to collect the data the Lists of Sentences in Portuguese test was used (LSP), seeking the Sentence Recognition Thresholds in Silence (LRSS), the Sentences Recognition Threshold in Noise (LRSR) expressed by the signal/noise relationship (S/R) and Percentage Index Sentence Recognition of Threshold in Silence (IPRSS) and in noise (IPRSR). The subjects were evaluated using binaural auditory prostheses, which had their adjustments verified through measurements with a probe microphone. All measurements were obtained using auditory prostheses both without the activation of the NLFC (SC) and with the activation of the NLFC (CC). For the analysis of collected data, the subjects were distributed in two formats; in one study the 48 subjects comprised a sample, in the other, considering the results obtained in the DRs identification test, the subjects distributed themselves in Group A (24 elderly people without evidence of DRs) and Group B (14 elderly people with evidence of DRs). **Results:** in the first study, a statistically significant difference between LRSS and IPRSS obtained using auditory prostheses SC and CC was observed, the latter being those that provided the better results. In the S/R relationship and in the IPRSR there was no statistically significant difference observed between the use of auditory prostheses SC and CC. In the second study analyzing the results of group A and B separately, in both a statistically significant difference in performance between the IPRSS obtained using auditory prostheses SC and CC, the latter being those that provided the better results. There was no difference observed in IPRSR. Comparing the groups, one verifies that there was no statistically significant difference in performance in IPRSS SC, IPRSS CC, and in IPRSR CC. Yet, the IPRSR SC presented statistically significant difference between the groups, the best being the performance of Group B. **Conclusion:** in the first study, the general sample presented statistically significant improvement in the measurements obtained in silence using auditory prostheses with CNLF if compared to the auditory prostheses without NLFC. In noise, no difference in performance was verified with or without NLFC. In the second study, both the group of subjects without and the group with DRs obtained statistically significant improvement in performance, in silence, using auditory prostheses with NLFC, in noise, however, there was no difference. Comparing the groups with and without DRs, the only measure that presented a significant difference was that obtained in noise with auditory prostheses without NLFC, in which the group with DRs obtained better performance than the group without DRs.

Key-words: Hearing loss. Sensorineural. Hearing aids. Aged. Auditory perception. Audiometry, Speech.

LISTA DE FIGURAS

ARTIGO 1

- Figura 1 – Média e desvio padrão dos limiares tonais das orelhas direita e esquerda dos idosos do estudo52
- Figura 2 – Comparação entre o LRSS de cada indivíduo usando próteses auditivas SC e CC58
- Figura 3 – Comparação entre o IPRSS de cada indivíduo usando próteses auditivas SC e CC59
- Figura 4 – Comparação entre a relação S/R de cada indivíduo usando próteses auditivas SC e CC61
- Figura 5 – Comparação entre o IPRSR de cada indivíduo usando próteses auditivas SC e CC62

ARTIGO 2

- Figura 1 – Fluxograma do estudo.....81
- Figura 2 – Média e desvio padrão dos limiares tonais da melhor orelha dos sujeitos do Grupo A e do Grupo B83
- Figura 3 – Comparação entre o IPRSS de cada indivíduo, do grupo A e B, usando próteses auditivas SC e CC.....90
- Figura 4 – Comparação entre o IPRSR de cada indivíduo, do grupo A e B, usando próteses auditivas SC e CC.....91

LISTA DE TABELAS

ARTIGO 1

- Tabela 1 – Distribuição do grupo de sujeitos quanto aos resultados no LRSS e IPRSS usando próteses auditivas SC e CC.....57
- Tabela 2 – Distribuição do grupo de sujeitos quanto aos resultados no LRSR e IPRSR usando próteses auditivas SC e CC.....60

ARTIGO 2

- Tabela 1 – Distribuição dos indivíduos do grupo A (sem ZMC) quanto aos resultados do IPRSS e IPRSR usando próteses auditivas SC e CC. ...89
- Tabela 2 – Distribuição dos indivíduos do grupo B (com ZMC) quanto aos resultados do IPRSS e IPRSR usando próteses auditivas SC e CC ...89
- Tabela 3 – Comparação dos indivíduos dos grupos A e B quanto aos resultados do IPRSS e IPRSR usando próteses auditivas SC e CC92

LISTA DE REDUÇÕES

cc	– Centímetros cúbicos
CC	– Com compressão não linear de frequências
CD	– <i>Compact Disc</i>
CNLF	– Compressão não linear de frequências
dB NA	– Decibel (s) nível de audição
dB NPS (A)	– Decibel (s) nível de pressão sonora – escala A
dB	– Decibel (s)
FC	– Frequência de corte
Hz	– Hertz
IPRF	– Índice Percentual de Reconhecimento de Fala
IPRSR	– Índice Percentual de Reconhecimento de Sentenças no Ruído
IPRSS	– Índice Percentual de Reconhecimento de Sentenças no Silêncio
KHz	– Quilo-hertz
LPA	– Laboratório de Próteses Auditivas
LRF	– Limiar de Reconhecimento de Fala
LRSR	– Limiar de Reconhecimento de Sentenças no Ruído
LRSS	– Limiar de Reconhecimento de Sentenças no Silêncio
LSP	– Listas de Sentenças em Português
m	– Metro
Máx	– Máximo
MEEM	– Mini Exame do Estado Mental
Mín	– Mínimo
mm	– Milímetros
NAL-NL1	– National Acoustic Laboratories' nonlinear fitting procedures, version 1
NUSEAPA	– Núcleo de Seleção e Adaptação e Próteses Auditivas
OMS	– Organização Mundial da Saúde
RC	– Razão de compressão
REIG	– Ganho de inserção
REOG	– Ganho da oclusão da orelha externa
REUG	– Ganho de ressonância da orelha externa

- S/R** – Sinal/ruído
- SAF** – Serviço de Atendimento Fonoaudiológico
- SC** – Sem compressão não linear de frequências
- TCLE** – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido
- TEN** – Threshold equalizing noise
- UFSM** – Universidade Federal de Santa Maria

LISTA DE ANEXOS

ANEXO A– Carta de Aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa.....	127
ANEXO B – Mini Exame do Estado Mental (MEEM).....	128
ANEXO C – Teste de Listas de Sentenças em Português - LSP.....	129

LISTA DE APÊNDICES

APÊNDICE A – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido	133
APÊNDICE B – Anamnese.....	135

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	27
2	MATERIAL E MÉTODO	35
2.1	Delineamento	35
2.2	Aspectos éticos	35
2.3	Local da Avaliação	35
2.4	Seleção e caracterização da amostra	36
2.5	Procedimentos	37
2.5.1	Programação das próteses auditivas	38
2.5.2	Procedimento de verificação dos ajustes das próteses auditivas.....	39
2.5.3	Procedimentos de coleta de dados	40
2.5.4	Procedimento de classificação da amostra (Artigo 2)	44
2.6	Análise estatística	45
3	ARTIGO - COMPRESSÃO DE FREQUÊNCIAS E RECONHECIMENTO DE FALA EM IDOSOS.....	47
3.1	Resumo	47
3.2	Abstract.....	48
3.3	Introdução.....	49
3.4	Material e métodos	50
3.5	Resultados	57
3.6	Discussão	62
3.7	Conclusão	69
3.8	Referências	70
4	ARTIGO –COMPRESSÃO DE FREQUÊNCIAS NO RECONHECIMENTO DE FALA DE IDOSOS COM POSSÍVEIS ZONAS MORTAS NA CÓCLEA.	75
4.1	Resumo	75
4.2	Abstract.....	76
4.3	Introdução.....	77
4.4	Material e métodos	79
4.5	Resultados	88
4.6	Discussão	92
4.7	Conclusão	101
4.8	Referências	101
5	DISCUSSÃO	107
6	CONCLUSÕES	115
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	117
	ANEXOS	125
	APÊNDICES	131

1 INTRODUÇÃO

Ao longo dos séculos o ser humano criou e desenvolveu uma série de instrumentos a fim de diminuir os efeitos negativos que a perda auditiva traz ao seu cotidiano. Desde a utilização da mão em concha posicionada atrás da orelha e das cornetas acústicas para enfim chegar à criação das próteses auditivas, todos os mecanismos utilizados tinham o mesmo objetivo: amplificar os sons ambientais, de alerta, perigo e, principalmente, permitir a amplificação e reconhecimento dos sons da fala.

A perda de audição decorrente do processo senescente, chamada de presbiacusia, acomete cerca de 30% dos indivíduos entre 65 e 75 anos, 45% entre 75 e 85 anos e 60% das pessoas acima de 85 anos de idade (BARALDI; ALMEIDA; BORGES, 2007). Caracteriza-se pelo rebaixamento dos limiares tonais apenas ou principalmente nas altas frequências (JERGER; JERGER, 1989). As frequências altas, por sua vez, são responsáveis pelo reconhecimento dos sons consonantais, os quais contribuem muito mais para o reconhecimento de fala do que as vogais, que possuem sua energia acústica situada nas baixas frequências (RUSSO; BEHLAU, 1993).

Assim, devido à configuração audiométrica descendente típica da presbiacusia, é comum entre os idosos o relato de dificuldade de compreensão da fala. Nesses casos, observa-se que, além das dificuldades diárias de comunicação, o desempenho em testes de reconhecimento de fala pode ser desproporcionalmente baixo, sendo a dificuldade menos evidente em ambiente silencioso e mais na presença de ruído competitivo, em que o número de pistas cai significativamente. (CAPORALI, SILVA, 2004; ESPMARK *et al.*, 2002; CALAIS, RUSSO, BORGES, 2008; LAUTENSCHLAGER *et al.*, 2008).

Considerando o alto percentual de incidência da presbiacusia em indivíduos acima dos 65 anos (BARALDI; ALMEIDA; BORGES, 2007) e seguindo a tendência mundial de elevação da expectativa de vida, aumento populacional de idosos e conseqüente aumento do número de sujeitos com presbiacusia, há necessidade de estudos focados em formas mais eficazes de intervenção junto a essa população, a

fim de promover melhora da sua comunicação, das relações sociais e da qualidade de vida.

Dentro da perspectiva da reabilitação auditiva, vê-se que, apesar do crescente avanço tecnológico ocorrido desde a introdução da tecnologia digital nas próteses auditivas, mesmo a adaptação das mais sofisticadas apresentam limitação no benefício e satisfação de alguns sujeitos com perdas auditivas de configuração descendente.

Certos casos de insucesso na adaptação podem estar relacionados a limitações das características das próteses auditivas, como as restrições de ganho e saída máxima, principalmente para altas frequências, dos sistemas amplificadores que impedem uma amplificação significativa acima de 3000 ou 4000 Hz (WOLFE *et al.*, 2010), o risco de microfonia e o desconforto devido aos elevados níveis de pressão sonora prescritos (BOHNERT; NYFFELER; KEILMANN, 2010).

Além das limitações técnicas das próteses auditivas, estudos precursores indicaram que sujeitos com limiares tonais superiores a 55dB NA nas altas frequências podem não se beneficiar ou até mesmo ter seu reconhecimento de fala prejudicado com a amplificação dessas frequências (CHING, DILLON, BYRNE, 1998; HOGAN, TURNER, 1998). A dificuldade de sujeitos com essas características audiométricas em beneficiarem-se com a amplificação convencional em altas frequências foi relacionada por Moore (2001), com a possível presença de zonas mortas na cóclea (ZMC).

As ZMC são definidas como regiões onde as células ciliadas internas e/ou neurônios adjacentes encontram-se não funcionais, fazendo com que a informação proveniente da vibração da membrana basilar não chegue ao Sistema Nervoso Central (MOORE; GLASBERG, 1997). Nesses casos, um tom com frequência correspondente à ZMC pode até ser percebido por uma região próxima, onde as células ciliadas ou fibras nervosas ainda estejam funcionais, porém a decodificação da informação acústica estará dificultada (MOORE; GLASBERG, 1997).

A amplificação das frequências correspondentes a ZMC costuma não trazer benefícios ou ainda prejudicar o reconhecimento de fala devido às distorções na região tonotópica de estimulação (HOGAN, TURNER, 1998; VICKERS, MOORE; BAER, 2001). É comum nesses casos os pacientes relatarem ouvir, mas não entender o que lhe dizem (MOMENSOHN-SANTOS; RUSSO; BRUNETTO-BORGIANNI, 2005). Por isso, autores recomendam que a amplificação nesses

casos seja promovida apenas para frequências localizadas até 1,5 a 2 vezes acima daquela identificada com ZMC (VICKERS, MOORE, BAER, 2001; BAER, MOORE, KLUK, 2002).

Antes mesmo do conceito de ZMC ser apresentado, na prática clínica os profissionais que trabalhavam com reabilitação auditiva já percebiam a insatisfação de muitos pacientes com perda auditiva descendente com a adaptação de próteses auditivas convencionais. Pensando nisso, nas últimas décadas, uma série de métodos foi desenvolvida para tentar auxiliar de maneira mais eficaz esses sujeitos, e todos apresentavam a mesma proposta: fazer com que os sons de altas frequências fossem de alguma forma percebidos pelas baixas frequências, onde a audição estava mais preservada. Apesar de apresentarem diferentes formas de manipular os sons para atingir esse objetivo, os recursos desenvolvidos nesse sentido foram denominados genericamente de métodos de rebaixamento de frequências.

Para melhor compreensão dos recursos atualmente disponíveis no mercado e do utilizado na presente pesquisa, considera-se fundamental uma breve apresentação dos métodos de rebaixamento de frequências desenvolvidos e relatados pela literatura da área.

A primeira alternativa que se destacou foi o *slow-playback*, que consistia na reprodução lenta de um som pré-gravado. Os autores ressaltaram que quando um som é reproduzido em uma velocidade menor, cada componente espectral é reduzido às baixas frequências por meio de cálculos realizados para que essa reprodução seja possível (BRAIDA *et al.*, 1979). A vantagem é que esse método consegue manter uma relação harmônica entre os componentes das frequências, mas possui certa limitação para reprodução em tempo real (SIMPSON, 2009). Apesar disso, uma empresa incorporou esse processamento de sinal a alguns modelos de próteses auditivas comercializadas (SIMPSON, 2009).

O desenvolvimento de *vocoders* também foi destacado por autores (BRAIDA *et al.*, 1979), por ter sido um mecanismo que auxiliou a evolução das tecnologias para melhorar o reconhecimento de fala em indivíduos com perda auditiva descendente. De maneira simplificada, esse método consiste na divisão do som em bandas de frequências, as quais são manipuladas, modificadas e filtradas para que o som seja, então, apresentado ao sujeito em frequência mais baixa do que o

original (BRAIDA *et al.*, 1979). Não se tem conhecimento de implantação dessa tecnologia em próteses auditivas (SIMPSON, 2009).

Outra técnica relatada pelos autores (BRAIDA *et al.*, 1979) foi a taxa de cruzamentos por zero, a qual também não foi comercializada. O mecanismo é complexo, consistindo na filtragem da fala em quatro bandas de frequências cujo resultado é processado para produzir uma redução de banda ainda maior, a fim de produzir um sinal que será reprocessado ao receptor, preservando os formantes e frequências fundamentais originais da fala.

Pesquisas foram realizadas com todos os métodos citados. Entretanto, por apresentar certo grau de distorção no sinal de fala que acabava por não auxiliar os sujeitos em tarefas de reconhecimento de fala ou por não serem viáveis para serem aplicados comercialmente em próteses auditivas, eles acabaram caindo em desuso mesmo em pesquisas.

Paralelamente ao desenvolvimento das técnicas anteriormente citadas, ocorria o desenvolvimento de outras duas formas de deslocar a informação acústica contida nas altas frequências para serem percebidas e reconhecidas pelas baixas frequências: a transposição e a compressão de frequências. Apesar de os primeiros estudos com essas técnicas datarem da década de 70, a transposição e compressão de frequências voltaram a aparecer nos últimos anos de forma renovada, como uma aposta de empresas de próteses auditivas para melhorar o reconhecimento de fala de seus clientes.

O algoritmo de transposição linear de frequências, atualmente comercializado, desloca os sons das altas frequências para as baixas frequências por meio de uma quantidade fixa de Hertz (Hz). O primeiro pico sonoro proeminente acima de uma frequência de corte pré-determinada é transposto para uma oitava abaixo desta, sendo que os demais sons podem acabar reproduzidos em outra banda de frequências que não exatamente uma oitava abaixo da sua original (McDERMOTT, 2011). Essa transposição é realizada independentemente do sinal detectado ser de voz ou outro estímulo (KUK *et al.*, 2009) e resulta na interposição dos sons de alta frequência com os sons de baixa frequência (WOLFE *et al.*, 2010).

Os estudos realizados com a transposição de frequências ainda são poucos e alguns não mostram diferença significativa no reconhecimento de fala com ou sem o uso do recurso ou até mesmo precaução do uso em ambiente ruidoso (MCDERMOTT, DEAN, 2000; McDERMOTT, KNIGHT, 2001). Outros mostram

melhora no reconhecimento de fala e preferência de pacientes com uso desse algoritmo, principalmente após passar por um período de experiência (KUK *et al.*, 2006; KORHONEN, KUK, 2008; KUK *et al.*, 2009; AURIEMMO *et al.*, 2009).

Por fim, a compressão de frequências aparece como uma alternativa também disponível pelas empresas nos dias de hoje. A forma mais recente de apresentação dessa tecnologia foi a compressão não linear de frequências (CNLF), um algoritmo que se baseia em dois parâmetros de ajuste pré-determinados pelo profissional: a frequência de corte (FC) e a razão de compressão (RC) (McDERMOTT, 2011).

Todas as frequências abaixo da FC não são afetadas pela compressão, enquanto aquelas acima serão comprimidas. A quantidade de compressão é progressiva, ou seja, as frequências muito acima da de corte serão mais comprimidas do que as mais próximas desta (McDERMOTT, 2011).

O algoritmo atua apenas sobre as altas frequências, preservando os formantes naturais das frequências baixas, mantendo a frequência fundamental da voz humana (GLISTA *et al.*, 2009; WOLFE *et al.*, 2010). Portanto, não há sobreposição entre os sons processados e os sons das frequências baixas. Juntamente com os componentes presentes abaixo da FC, os sinais que foram comprimidos serão amplificados e posteriormente processados de maneira usual (McDERMOTT, 2011).

Nem todas as pesquisas com o recurso de compressão de frequências foram realizadas com o algoritmo atualmente disponível no mercado, mas a maioria apresentou resultados positivos na detecção e reconhecimento de fala de sujeitos com perda auditiva descendente, principalmente após treinamento ou período de experiência (SIMPSON, HERSBACK, MCDERMOTT, 2005; GLISTA *et al.*, 2009; BOHNERT, NYFFELER, KEILMANN, 2010; WOLFE *et al.*, 2010; WOLFE *et al.*, 2011). Ainda assim, alguns estudos não encontraram diferença significativa com o uso do algoritmo e mostraram preferência dos pacientes pela qualidade sonora da prótese auditiva convencional (SIMPSON; HERSBACK; McDERMOTT, 2006).

No Brasil, foi realizado um estudo (PRATES; SILVA; IÓRIO, 2009) com indivíduos normo-ouvintes, utilizando compressão de frequências em três razões diferentes. Como resultado, as autoras relataram que quanto maior a razão de compressão pior o desempenho dos sujeitos avaliados.

Nos estudos nacionais, ainda destaca-se o desenvolvimento de um novo algoritmo de compressão de frequências que não atua sobre todos os sons de altas

frequências, mas apenas sobre as consoantes fricativas (BALHESTER; FRAGA, 2010).

Relacionando os estudos de compressão de frequências com a presença de ZMC, o algoritmo supracitado desenvolvido no Brasil (BALHESTER; FRAGA, 2010) foi testado em indivíduos normo-ouvintes com ZMC simuladas e proporcionou melhora na identificação de fricativas na posição inicial das sílabas (FRAGA; PRATES; IORIO, 2008).

Outros estudos internacionais também avaliaram indivíduos com audição normal e simulação de ZMC, porém com o uso do algoritmo de transposição de frequências. Os resultados evidenciaram melhora na informação acústica transmitida ao paciente e redução na frequência de erros após período de treinamento, contudo as mudanças no reconhecimento de fala não foram significantes (BASKENT, SHANNON, 2006; FULLGRABE, BAER, MOORE, 2010).

Em sujeitos com perda auditiva descendente e ZMC em altas frequências, um estudo apontou melhora na identificação de fricativas (ROBINSON; BAER; MOORE, 2007). Outro não encontrou diferença significativa nas tarefas de identificação de consoantes, detecção de fricativas e limiar de reconhecimento de fala no ruído. Ainda, subjetivamente, os sujeitos preferiram usar as próteses auditivas convencionais (ROBINSON *et al.*, 2009).

Explica-se que o presente estudo foi realizado apenas com o algoritmo de CNLF por ser o único algoritmo de rebaixamento de frequências presente nas próteses auditivas disponíveis no Núcleo de Seleção e Adaptação e Próteses Auditivas (NUSEAPA), local da coleta dos dados, no período de realização da pesquisa.

Considerando o exposto, esta pesquisa visa ao enriquecimento da literatura quanto aos efeitos da CNLF na população idosa e/ou com ZMC, para possível inferência das situações indicadas para uso desse algoritmo e auxílio aos profissionais para definir a conduta perante cada caso. Este estudo tem objetivo de avaliar e comparar o desempenho de idosos com perda auditiva de configuração descendente, considerando ainda a presença ou não de ZMC em testes de reconhecimento de fala, no silêncio e no ruído, usando próteses auditivas sem e com a ativação do algoritmo de compressão não linear de frequências.

Esta dissertação apresenta-se no Modelo Alternativo, constituindo-se dos capítulos de Introdução, Material e Método, Artigo de Pesquisa 1, Artigo de Pesquisa 2, Discussão Geral, Conclusões, Referências Bibliográficas, Anexos e Apêndices.

Os artigos de pesquisa serão enviados a periódicos científicos da área.

2 MATERIAL E MÉTODO

2.1 Delineamento

O presente estudo tem caráter quantitativo, do tipo observacional descritivo e de corte transversal.

2.2 Aspectos éticos

Esta pesquisa foi aprovada pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Santa Maria (UFSM), sob o nº 05765712.3.0000.5346 (ANEXO A), registrado no Gabinete de Projetos com o nº 032630. Os indivíduos que se adequaram aos critérios de inclusão receberam uma explicação completa sobre a natureza da pesquisa, seus objetivos, procedimentos, riscos e benefícios previstos, bem como sigilo quanto à identificação. Aqueles que aceitaram participar voluntariamente da pesquisa assinaram ao Termo de Consentimento Livre e esclarecido (TCLE) (APÊNDICE A).

2.3 Local da avaliação

A coleta de dados foi realizada no Laboratório de Próteses Auditivas (LPA), localizado no Serviço de Atendimento Fonoaudiológico (SAF) da Universidade Federal de Santa Maria (UFSM), no período compreendido entre outubro de 2012 e março de 2013. Todos os procedimentos foram realizados em uma única sessão de avaliação.

2.4 Seleção e caracterização da amostra

Para seleção da amostra, foram analisados todos os prontuários, contendo dados pessoais e avaliações audiológicas dos sujeitos que chegaram ao Núcleo de Seleção e Adaptação de Próteses Auditivas (NUSEAPA), para dar início ao processo de seleção e adaptação de próteses auditivas no período de agosto de 2012 a janeiro de 2013. Foram levantadas as informações de um total de 275 sujeitos.

Foram considerados como critérios de inclusão na amostra: ter idade acima de 60 anos, considerados idosos de acordo com a classificação da Organização Mundial de Saúde (OMS, 2012); apresentar perda auditiva do tipo neurosensorial de grau leve a moderado (LLOYD; KAPLAN, 1978) e configuração descendente (SILMAN; SILVERMANN, 1997) adquirida no período pós-lingual; apresentar Índice Percentual de Reconhecimento de Fala (IPRF) sem próteses auditivas de, no mínimo, 60%, visando eliminar perdas sugestivas de lesão retrococlear (KATZ, 1972) e nunca ter usado próteses auditivas.

Com base nesses critérios, 49 sujeitos foram contatados por telefone para participar da pesquisa e agendar a consulta para as avaliações.

Foram adotados como critérios de exclusão: apresentar histórico de alteração neurológica, fatores cognitivos e/ou articulatorios que interferissem na avaliação; excesso de cerúmen ou outras alterações observadas durante a inspeção visual do meato acústico externo.

Dos 49 idosos avaliados, um foi excluído da amostra por ter pontuação abaixo do ponto de corte no Mini Exame do Estado Mental (MEEM) (FOLSTEIN; FOLSTEIN; MCHUGH, 1975) (ANEXO B), indicando uma possível alteração a nível cognitivo.

Por fim, a amostra do primeiro estudo foi constituída por 48 idosos, com idades entre 61 e 84 anos, sendo 15 do gênero feminino e 33 do masculino. Assim, o primeiro estudo foi composto por apenas um grupo que incluiu todos os 48 sujeitos que passaram pelos critérios de inclusão e exclusão.

Já para o segundo estudo, os sujeitos foram distribuídos em dois grupos, conforme a presença ou não de indícios de ZMC, detectados por meio da técnica de mascaramento com ruído branco (EGUTI, 2002). Nesse caso, um critério de

exclusão adicional foi adotado. Foram excluídos da amostra indivíduos que apresentaram resultados indicativos de ZMC em apenas uma orelha, uma vez que estudos indicam que, em casos de ZMC unilateral, as respostas são específicas de cada orelha, ou seja, diferentes entre as orelhas com e sem ZMC (MOORE, VINAY, 2009). Visto que os testes do presente estudo foram realizados de forma binaural, optou-se por adotar esse critério de exclusão.

Dessa forma, no segundo estudo, foram excluídos 11 idosos, e os grupos ficaram compostos da seguinte forma:

Grupo A: 24 idosos sem indícios de ZMC, com idade entre 61 e 83 anos, sendo sete do gênero feminino e 17 do masculino;

Grupo B: 14 idosos com indícios de ZMC, com idade entre 69 e 84 anos, sendo cinco do gênero feminino e nove do masculino.

2.5 Procedimentos

Inicialmente, todos os sujeitos foram submetidos à anamnese (APÊNDICE B), buscando complementar as informações já contidas no prontuário do paciente, como queixas auditivas, hábitos de vida, histórico de doenças e uso prévio de próteses auditivas. Além disso, foram observadas possíveis alterações articulatórias que pudessem dificultar a aplicação dos testes. A seguir, realizou-se a aplicação do MEEM para detecção de possíveis alterações a nível cognitivo. A escolha do referido exame justifica-se por ser considerado um instrumento de rastreamento da função cognitiva de fácil e rápida aplicação, não sendo necessário nenhum material específico. Além de fornecer informações sobre diferentes parâmetros cognitivos, é um dos poucos testes validados e adaptados para a população brasileira.

Ainda foi realizada a inspeção visual do meato acústico externo utilizando o otoscópio clínico da marca *Klinik Welch-Allyn* para, então, passar aos procedimentos de classificação da amostra, utilizado na distribuição dos sujeitos para o segundo estudo, verificação dos ajustes das próteses auditivas e coleta de dados.

2.5.1 Programação das próteses auditivas

Todos os pacientes foram avaliados usando próteses auditivas de forma binaural, da mesma marca e modelo. Tais próteses se caracterizaram por ser do tipo retroauricular, de tecnologia digital com 6 canais de ajuste, com saída e ganho máximo de 128 dB e 58 dB (acoplador de 2 cc), respectivamente. Possuem recurso de ativação ou desativação da CNLF e disponibilizam dois parâmetros para ajuste, regulados conjuntamente: a frequência de corte (FC), que pode ser escolhida de 1,5 a 6 KHz, e a razão de compressão (RC), a qual varia de 1,5:1 a 4:1.

Para programação das próteses auditivas, inicialmente os dados pessoais (nome, idade e sexo) e audiológicos (limiars auditivos de via aérea, via óssea e desconforto) do paciente foram inseridos no gerenciador de programas e softwares. Considerando o fato de todos os participantes da pesquisa apresentarem perda auditiva descendente bilateral, foram reguladas para cada paciente duas próteses auditivas sem a ativação do algoritmo de CNLF e duas com a ativação desse recurso. Optou-se pela regulagem de duas próteses auditivas para cada condição a fim de evitar qualquer confusão de manuseio por parte do examinador ou do paciente, a qual poderia acontecer se fosse utilizado apenas um par de próteses auditivas com opção de mudança de programa para sem CNLF ou com CNLF.

Todas as próteses auditivas foram programadas antes da chegada do paciente para atendimento por meio do acesso ao software da empresa responsável pela fabricação das próteses auditivas utilizadas no estudo. Os ajustes de ganho e saída máxima por frequência foram realizados por meio do ajuste rápido do software, que supõe as melhores regulagens possíveis para as características do paciente em questão. Quanto à CNLF, o ajuste da FC e da RC também foi realizado pelo software. Apenas o recurso de cancelamento de microfonia foi mantido, sendo os demais algoritmos, como controle de oclusão e seleção automática de programas, desativados. Assim que ligadas, as próteses auditivas foram ajustadas para funcionar em programa de silêncio e com microfone omnidirecional.

Para padronização do estudo, nenhum tipo de ajuste fino ou complementar foi realizado após a programação executada pelo ajuste rápido do software, sendo esses feitos na consulta de adaptação definitiva das próteses auditivas, a qual ocorreu cerca de 15 dias após a participação na pesquisa. Ressalta-se ainda que o

único diferencial entre os dois pares de próteses auditivas utilizadas neste estudo foi a ativação ou não da CNLF.

Para a programação das próteses auditivas, foi utilizado o método prescritivo NAL-NL1. Esse método baseia-se na equalização das diferentes faixas de frequências, buscando uma resposta de ganho que forneça a melhor inteligibilidade possível mantendo a sensação de intensidade em um nível próximo aquele de uma pessoa com audição normal (MENEGOTTO; IORIO *in* ALMEIDA; IORIO, 2003). Além disso, apesar de nenhum procedimento de prescrição de ganho garantir uma adaptação perfeita a todos os indivíduos, baseado no conceito de audibilidade efetiva, autores sugerem o uso da NAL-NL1 principalmente para casos de perda auditiva com configuração descendente excessivamente acentuada nas frequências altas (CHING *et al.*, 2001; BYRNE *et al.*, 2001).

Em todos os casos, a adaptação das próteses auditivas foi realizada com moldes auriculares do tipo invisível simples de acrílico. A ventilação dos moldes foi selecionada de acordo com a configuração audiométrica de cada paciente.

2.5.2 Procedimento de verificação dos ajustes das próteses auditivas

Mensurações com microfone sonda

As mensurações com microfone sonda foram realizadas antes do início da coleta dos dados com o objetivo de verificar os ajustes das próteses auditivas e a desativação/ativação do algoritmo de CNLF. As medidas foram realizadas em ambiente silencioso, utilizando o equipamento Aurical Plus, da marca Otometrics.

Para cada paciente, inicialmente realizou-se a calibração do microfone sonda, com o propósito de tornar o tubo sonda acusticamente invisível, para que a medida fosse registrada como se o microfone estivesse localizado próximo à membrana timpânica (COUTO; COSTA; ALMEIDA *in* ALMEIDA, 2003). A ponta do tubo sonda foi colocada próximo ao microfone de referência, estando esta unidade posicionada a 50 cm da fonte sonora. Essa calibração possibilitou ao equipamento realizar uma correção automática para todas as medidas que foram tomadas.

O paciente foi posicionado a 1m de distância da fonte sonora, num ângulo de incidência de 0°, 0° azimute nos planos horizontal e vertical. O paciente ficou sentado, com os braços dispostos ao longo do corpo, mãos apoiadas nas coxas e pés apoiados no chão, sendo a posição mantida em todas as medidas realizadas. Após o posicionamento, o paciente foi instruído quanto aos procedimentos a serem realizados e solicitou-se que ele não se movesse durante a realização das medidas.

O tubo sonda foi posicionado aproximadamente a 5 mm da membrana timpânica, sendo a localização realizada por meio da utilização do anel marcador presente no tubo sonda, tomando-se como referência o trágus da orelha do paciente. Dessa forma, o anel marcador foi posicionado a aproximadamente 30 mm da ponta do tubo sonda, conforme indicado por Burkhard e Sachs (1975).

Utilizou-se como estímulo de teste o tom *Warble* a uma intensidade de 65 dB NPS. Essa intensidade foi escolhida em função de ser frequentemente utilizada pelas pessoas em situações habituais de conversação. Primeiro, foram pesquisadas as medidas de ganho de ressonância da orelha externa (REUG) e ganho da oclusão da orelha externa (REOG). Após, conectou-se a prótese auditiva sem a ativação da CNLF ao molde e obteve-se o ganho de inserção (REIG), sendo a mesma medida realizada com a prótese auditiva com a ativação da CNLF. Todas as medidas foram realizadas primeiramente na orelha direita, seguida da orelha esquerda.

Assim, o ganho prescrito e a desativação/ativação do algoritmo de CNLF foram confirmados e mantidos. Ressalta-se que as mensurações com microfone sonda foram realizadas exclusivamente para verificação dos ajustes das próteses auditivas, não sendo utilizadas como resultados do estudo.

2.5.3 Procedimentos de coleta de dados

Teste Listas de Sentenças em Português

O teste Listas de Sentenças em Português (LSP) (ANEXO C) é composto por um livro e um *compact disc* (CD) (COSTA, 1998) com uma lista de 25 sentenças (COSTA; IORIO; MANGABEIRA-ALBERNAZ, 1997), sete listas de dez sentenças (COSTA; IORIO; MANGABEIRA-ALBERNAZ, 2000) e um ruído com espectro de fala

(COSTA *et al.*, 1998). O LSP permite a pesquisa do reconhecimento de sentenças no silêncio e no ruído, por meio da obtenção do Limiar de Reconhecimento de Sentença no Silêncio (LRSS), do Índice Percentual de Reconhecimento de Sentença no Silêncio (IPRSS), do Limiar de Reconhecimento de Sentença no Ruído (LRSR) e do Índice Percentual de Reconhecimento de Sentença no Ruído (IPRSR).

As medidas foram realizadas em campo livre, em cabine acusticamente tratada, utilizando um audiômetro digital de dois canais, marca *Fonix Hearing Evaluator*, modelo FA 12 tipo I. As sentenças foram apresentadas utilizando-se um *Compact Disc Player Digital Toshiba*, modelo 4149, acoplado ao audiômetro.

Com o intuito de que as condições de apresentação fossem mantidas constantes, antes de iniciar o teste realizou-se a calibração da saída de cada canal do VU-meter do audiômetro, utilizando-se como referência o tom puro presente na primeira faixa do CD. Para calibração do ruído, tanto o tom puro presente no canal um, quanto o ruído presente no canal dois, foram colocados no nível zero.

Para pesquisa do LRSS e do LRSR, a aplicação do material foi realizada por meio do procedimento denominado “estratégia sequencial, adaptativa ou ascendente-descendente” (LEVITT; RABINER, 1967), que permite determinar o limiar de reconhecimento de fala, ou seja, o nível necessário para o indivíduo identificar corretamente em torno de 50% dos estímulos de fala apresentados em uma determinada condição. Seguindo essa estratégia, quando o indivíduo é capaz de reconhecer corretamente o estímulo de fala apresentado, a intensidade do estímulo é diminuída, caso contrário, sua intensidade é aumentada. Uma resposta só é considerada correta quando o indivíduo repetir, sem nenhum erro ou omissão, toda a sentença apresentada.

Os intervalos de apresentação das sentenças recomendados na literatura (LEVITT; RABINER, 1967) são de 4 dB nas primeiras frases, até a primeira mudança no tipo de resposta, posteriormente são de 2dB. Entretanto, o equipamento utilizado para esta pesquisa não apresentava a possibilidade de intervalos de 4 e 2 dB, portanto, foram utilizados intervalos de 5 e 2,5 dB respectivamente. Dessa forma, por exemplo, se a primeira frase era apresentada na intensidade de 50 dB, e a resposta fosse correta, diminuía-se (5 dB) a intensidade de apresentação da próxima para 45 dB e, se na sequência a resposta fosse incorreta, aumentava-se a intensidade (2,5 dB) para 47,5 dB. Os valores de apresentação de cada frase foram anotados no protocolo de exame, para, então, serem calculadas as médias com

base nas intensidades de apresentação das sentenças a partir da primeira mudança no tipo de resposta.

Esse procedimento foi utilizado tanto para a pesquisa dos limiares no silêncio como no ruído. No teste com ruído competitivo, esse foi mantido constante em 65 dB NPS (A).

Como foi observada pela autora do material a existência de uma diferença de 7 dB entre a fala e o ruído (CÓSER *et al.*, 2000), adotou-se como procedimento para o cálculo do LRSS e LRSR a subtração de 7 dB dos valores de fala registrados e observados no dial do equipamento. Dessa forma, obteve-se o LRSS e o LRSR, sendo o último expresso por meio da relação sinal/ruído (S/R), que é a diferença entre a intensidade média de apresentação das sentenças e o ruído.

Portanto, para o cálculo da relação S/R, a intensidade média calculada da fala apresentada foi subtraída da intensidade do ruído (65 dB NPS (A)). Nesse sentido, sempre que a fala for menor que o ruído, o resultado será negativo e sempre que a fala for maior do que o ruído será positivo. Assim, quanto mais negativa for a relação S/R, mais desfavorável será a condição de escuta e melhor a habilidade do paciente para reconhecer a fala na presença do ruído. Por outro lado, quanto mais positiva for a relação S/R, mais favorável será a condição de escuta e, por conseguinte, pior a habilidade do indivíduo para reconhecer a fala no ruído.

É importante salientar que os LRSS e LRSR foram pesquisados para servir como parte dos resultados do primeiro estudo. Para o segundo estudo, serviu apenas como referência para determinar a intensidade na qual seriam pesquisados os IPRSS e IPRSR.

Para obtenção dos IPRSS e IPRSR, a intensidade de apresentação das sentenças foi mantida fixa no limiar encontrado na pesquisa do LRSS e do LRSR.

Esta estratégia se justifica, uma vez que o objetivo do teste LSP é avaliar o IPRS, em uma determinada condição de escuta, que mostre a dificuldade de comunicação referida pelo paciente para que, após a intervenção, a mesma medida seja obtida. Desta forma, pode-se ter uma dimensão mais precisa do efeito da intervenção na comunicação do indivíduo (SANTOS; PETRY; COSTA, 2010).

Uma lista de sentenças foi apresentada em cada condição e durante a aplicação do teste, as respostas dos indivíduos foram anotadas em um protocolo que permitiu a análise dos Índices, considerando como erro somente a(s) palavra(s) omitida(s) ou repetida(s) de maneira incorreta. Assim, uma vez que cada palavra

dentro de cada lista corresponde a uma porcentagem de acerto, totalizando 100% em cada lista, os resultados dos índices são expostos em termos percentuais (COSTA *et al.*, no prelo).

Todas as medidas do teste LSP foram realizadas com uso de próteses auditivas, e cada sujeito foi submetido à pesquisa do LRSS, LRSR, IPRSS e IPRSR duas vezes: usando as próteses auditivas sem a ativação da CNLF e usando as próteses auditivas com a ativação da CNLF. Para maior esclarecimento, as medidas que se referem àquelas realizadas com as próteses auditivas sem a ativação da CNLF serão seguidas das iniciais SC, já as realizadas com próteses auditivas com a ativação do algoritmo serão representadas pelas letras CC.

Inicialmente os sujeitos foram avaliados com as próteses auditivas sem a ativação da CNLF. Antes de dar início à avaliação propriamente dita, o paciente foi treinado para familiarização com o teste por meio das cinco primeiras sentenças da lista 7B sem a presença de ruído competitivo. Para facilitar o reconhecimento da primeira sentença de cada lista, a fim de garantir a compreensão do teste, a intensidade inicial de apresentação das sentenças no silêncio para treinamento foi de 10 a 20 dB acima do Limiar de Reconhecimento de Fala (LRF) (HENRIQUES; MIRANDA; COSTA, 2008). A seguir, as dez primeiras sentenças da lista 1A foram utilizadas para a pesquisa do LRSS SC. Com a intensidade fixa no valor encontrado no LRSS SC, foi procedida a pesquisa do IPRSS SC por meio da lista 1B.

Ainda usando as próteses auditivas sem a ativação da CNLF, foram obtidas as medidas na presença de ruído competitivo. As cinco últimas sentenças da lista 7B foram aplicadas como treinamento com a presença de ruído competitivo. A intensidade inicial de apresentação das sentenças, nesse caso, foi de 10 a 20 dB acima do ruído. Após o treinamento, a lista 2B foi apresentada para pesquisa do LRSR SC. Com a intensidade fixa no valor encontrado no LRSR SC, o IPRSR SC foi pesquisado por meio da lista 3B.

Em seguida, as medidas foram realizadas, seguindo os mesmos parâmetros para avaliação com as próteses auditivas com a ativação da CNLF. O treinamento foi realizado com as mesmas sentenças, tanto no silêncio quanto no ruído, já que, por tratar-se de um treinamento, a repetição das sentenças não influenciaria nos resultados. Dessa forma, após o treinamento no silêncio, as sentenças de 11 a 20 da lista 1A foram utilizadas para obtenção dos LRSS CC.

A fim de manter a mesma intensidade de teste da condição sem a ativação da CNLF e posterior comparação entre resultados, o IPRSS CC foi pesquisado na intensidade encontrada na pesquisa do LRSS SC utilizando a lista 4B. A seguir foi realizado o treinamento na condição de ruído para, então, obter-se o LRSR CC aplicando-se a lista 5B. Da mesma forma que no silêncio, para obtenção do IPRSR CC, a intensidade foi fixada no valor encontrado no LRSR SC e foi utilizada a lista 6B.

A fim de evitar efeitos de rotulação semelhantes aos efeitos placebo, realizou-se cegamento da amostra quanto às próteses auditivas que estavam sendo avaliadas em cada momento, ou seja, o paciente não sabia se estava sendo avaliado com próteses auditivas sem ou com a ativação da CNLF.

2.5.4 Procedimento de classificação da amostra (Artigo 2)

Para identificação das zonas mortas na cóclea, utilizou-se a técnica de mascaramento com ruído branco. Com base na análise dos resultados dos exames audiométricos contidos no prontuário do paciente e a confirmação dos limiares tonais de via aérea, foram identificados os sujeitos que apresentaram indícios de possível presença de ZMC.

Para tal finalidade, utilizaram-se os critérios estabelecidos por Moore (2001):

- perda auditiva neurossensorial com limiares maiores que 90dB nas frequências altas;
- perda auditiva neurossensorial descendente com diferença entre limiares maior que 50 dB por oitava.

Os indivíduos que apresentaram pelo menos uma dessas características foram submetidos à técnica de mascaramento com ruído branco para identificar possível presença de ZMC. Essa técnica, desenvolvida e testada por Eguti (2002), apresentou concordância muito forte com os critérios estabelecidos por Moore (2001) e mostrou que o ruído branco tem efeito similar ao ruído de equalização do limiar (TEN), o qual foi proposto por Moore *et al.* (2000) e é reconhecido internacionalmente como um método simples e eficaz na identificação de possíveis

ZMC. Por isso, o teste de mascaramento com ruído branco é considerado uma alternativa confiável para a identificação de possível presença de ZMC.

As medidas foram realizadas em cabine acusticamente tratada, utilizando um audiômetro digital de dois canais, marca *Fonix Hearing Evaluator*, modelo FA 12 tipo I e fones auriculares tipo TDH-39P, marca *Telephonics*.

O teste consiste na apresentação simultânea e ipsilateralmente de ruído branco ao tom puro, ou seja, os dois sons foram apresentados à mesma orelha, enquanto eram pesquisados os limiares mascarados nas frequências que apresentaram os critérios de indicação de possíveis ZMC.

Apesar de estudos realizarem o teste em três níveis de apresentação de ruído diferentes (30, 50 e 70 dB NA) (MOORE *et al.*, 2000; OLSEN, 2000; MOORE, 2001), a autora do teste utilizado neste estudo indica que, para tornar o teste mais curto e menos cansativo, pode ser utilizado apenas o nível de 70dB NA, sem que ocorra modificação dos resultados (EGUTI, 2002). Logo, esse foi o nível de apresentação do ruído adotado na presente pesquisa.

Quando os limiares mascarados obtidos foram, no mínimo, 10 dB acima do limiar absoluto e do nível de mascaramento utilizado, o resultado foi considerado indicativo de presença de ZMC (MOORE *et al.*, 2000).

2.6 Análise estatística

Os dados coletados foram tabelados e passaram por análise descritiva e estatística, a qual foi realizada por meio do programa *Statistica* versão 9.0. Para verificar a normalidade das variáveis, foi aplicado o teste Shapiro Wilk.

Quanto às variáveis analisadas no artigo I da dissertação, intitulado “Compressão de frequências e reconhecimento de fala em idosos”, foi verificado que as variáveis LRSS, IPRSS e IPRSR apresentaram distribuição normal, sendo que a relação S/R mostrou-se com distribuição não normal. Assim, para as variáveis com distribuição normal, foi utilizado o Teste t pareado para duas amostras dependentes e, para a não normal, utilizou-se o teste não paramétrico de Wilcoxon.

No artigo II, intitulado “Efeitos da compressão de frequências no reconhecimento de fala de idosos com possíveis zonas mortas na cóclea”, foram

realizadas dois tipos de análises: dos grupos separadamente e comparando-se os grupos. Para a primeira situação, um dos grupos estudo apresentou o IPRSS com distribuição normal e o IPRSR com distribuição não normal, utilizando-se o Teste t pareado para duas amostras dependentes e o teste não paramétrico de Wilcoxon, respectivamente.

O outro grupo apresentou todas as variáveis com distribuição normal, utilizando-se, nesse caso, apenas o Teste t pareado para duas amostras dependentes. Para comparação dos grupos, todas as variáveis apresentaram distribuição normal, utilizando-se, portanto, o Teste t para variáveis independentes.

Foi adotado nível de significância estatística de $p < 0,05$ (5%). Para enriquecimento da discussão do estudo, níveis de significância de $0,5 < p < 0,1$ (10%) foram tratados como tendência estatística.

3 ARTIGO – COMPRESSÃO DE FREQUÊNCIAS E RECONHECIMENTO DE FALA EM IDOSOS.

3.1 Resumo

Objetivo: avaliar e comparar o desempenho de idosos em testes de reconhecimento de fala, no silêncio e no ruído, usando próteses auditivas sem e com a ativação do algoritmo de compressão não linear de frequências (CNLF). **Material e Método:** avaliaram-se 48 sujeitos, 33 do gênero masculino e 15 do feminino, com idades entre 61 e 84 anos, com perda auditiva de grau leve a moderado e configuração descendente. Aplicou-se o teste Listas de Sentenças em Português (LSP), sendo pesquisados os Limiares de Reconhecimento de Sentenças no Silêncio (LRSS) e no Ruído (LRSR), sendo os últimos expressos pelas Relações sinal/ruído (S/R) e os Índices Percentuais de Reconhecimento de Sentenças no Silêncio (IPRSS) e no Ruído (IPRSR). Todas as medidas foram obtidas duas vezes: com o uso de próteses auditivas, sem a ativação da CNLF (SC) e com a ativação da CNLF (CC). **Resultados:** observou-se diferença estatisticamente significativa entre os LRSS e IPRSS obtidos usando próteses auditivas SC e CC, sendo as últimas as que proporcionaram melhores resultados. Na relação S/R e IPRSR, não foi observada diferença estatisticamente significativa entre o uso de próteses auditivas SC e CC. **Conclusão:** nas medidas obtidas no silêncio, as próteses auditivas CC apresentaram resultados estatisticamente melhores do que as SC. Nas medidas com ruído competitivo, não foi verificada diferença estatisticamente significativa entre os resultados obtidos com o uso de próteses auditivas SC e CC. Sugere-se que idosos com perda auditiva de configuração descendente podem beneficiar-se do uso de próteses auditivas com CNLF, especialmente no silêncio.

Descritores: Auxiliares de audição. Perda auditiva de alta frequência. Idoso. Testes de discriminação da fala. Percepção da fala.

3 ARTICLE – FREQUENCY COMPRESSION AND SPEECH RECOGNITION IN ELDERLY PEOPLE

3.2 Abstract

Purpose: evaluate and compare the performance of elderly people in speech recognition tests, in silence and in noise, using auditory prostheses with and without the activation of the nonlinear compression algorithm (NLFC). **Material and Methods:** 48 subjects were evaluated, 33 of the masculine gender and 15 of the feminine, aged 61 to 84 years, with mild to moderate hearing loss of descending configuration. The Lists of Sentences in Portuguese (LSP) test was applied, seeking the Sentence Recognition Threshold in Silence (LRSS), the Sentence Recognition Threshold in Noise (LSRS), expressed by the signal/noise relationship (S/R) and the Percentage Index of Sentence Recognition in Silence (IPRSS) and in noise (IPRSR). All of the measurements were obtained twice: with the use of auditory prostheses without the activation of the NLFC (SC) and with the activation of the NLFC (CC). **Results:** a statistically significant difference between the LRSS and IPRSS obtained using auditory prostheses SC and CC, the latter being those that provided the better results. In the S/R relationship and IPRSR a statistically significant difference between the use of auditory prostheses SC and CC was not observed. **Conclusion:** in the measurements obtained in silence, the auditory prostheses CC presented statistically better results than those SC. In the measurements with competitive noise, a statistically significant difference between the results obtained with the use of auditory prostheses SC and CC was not verified. This suggests that elderly people with hearing loss of descending configuration could benefit from using auditory prostheses with NLFC, especially in silence.

Keywords: Hearing aids. High-frequency hearing loss. Elderly person. Speech discrimination tests. Speech Perception

3.3 Introdução

Ao longo da vida, uma série de fatores pode levar a cóclea a sofrer danos, os quais provocam a perda de audição. Os efeitos cumulativos destes fatores podem gerar presbiacusia, uma perda auditiva associada ao processo de envelhecimento que, devido às características cocleares, é inicialmente maior nas altas do que nas baixas frequências, resultando em uma curva audiométrica de configuração descendente (JERGER; JERGER, 1989).

Os efeitos da presbiacusia causam impacto no reconhecimento de fala, que pode piorar até 35% (GONÇALVES, MOTA, 2002), uma vez que a percepção de mais de 25% das pistas de fala é proporcionada pelas frequências a partir de 3000Hz (*American National Standards Institute [ANSI], 2007*). Essa dificuldade pode estar especialmente acentuada em situações de ruído, em que o número de pistas cai significativamente (CAPORALI; SILVA, 2004).

A amplificação das altas frequências com o intuito de aumentar a informação acústica transmitida ao indivíduo e, conseqüentemente melhorar sua comunicação, tem sido proporcionada aos sujeitos com perda auditiva descendente por meio da adaptação de próteses auditivas. Nesses casos, entretanto, o processo de adaptação tende a ser mais complexo se comparado a indivíduos com outras configurações audiométricas.

Essa dificuldade pode estar relacionada a uma série de fatores, como as limitações de ganho e saída máxima, principalmente para altas frequências, dos sistemas amplificadores das próteses auditivas e o risco de ocorrer microfonia ou desconforto devido aos elevados níveis de pressão sonora prescritos, principalmente para frequências acima de 3000Hz (BOHNERT, NYFFELER, KEILMANN, 2010; WOLFE *et al.*, 2010).

As limitações técnicas apresentadas pelas próteses auditivas convencionais acabam se refletindo em restrições no benefício e satisfação de sujeitos com perda auditiva descendente usuários de próteses auditivas, o que levou pesquisadores a desenvolver uma série de novas tecnologias baseadas na mesma ideia central: mover a informação auditiva das altas frequências para serem percebidas pelas baixas frequências. Apesar de os recursos desenvolvidos inicialmente não atingirem o objetivo de melhorar o reconhecimento de fala dos sujeitos, os resultados

promissores encontrados nos últimos anos levaram empresas de próteses auditivas a investir na aplicação dessas tecnologias em seus produtos.

Um dos recursos disponíveis em próteses auditivas comercializadas na atualidade é a compressão não linear de frequências (CNLF). É um algoritmo que se baseia em dois parâmetros de ajuste pré-determinados pelo profissional: a frequência de corte (FC) e a razão de compressão (RC) (McDERMOTT, 2011).

A FC consiste na frequência a partir da qual a CNLF começará a ocorrer. Logo, o algoritmo atua apenas sobre as altas frequências, preservando todas aquelas abaixo da FC, evitando a sobreposição da onda comprimida com os sons das frequências baixas. A quantidade de compressão é progressiva, ou seja, as frequências muito acima da FC serão mais comprimidas do que as mais próximas desta (McDERMOTT, 2011).

Ainda que pesquisas tenham sido realizadas com o uso da compressão de frequências em populações como crianças e adultos já usuários de próteses auditivas convencionais (SIMPSON, HERBACH, MCDERMOTT, 2005; SIMPSON, HERBACH, MCDERMOTT, 2006; GLISTA *et al.*, 2009; SAKAMOTO *et al.*, 2009; BOHNERT, NYFFELER, KEILMANN, 2010; WOLFE *et al.*, 2010), os benefícios trazidos por esse algoritmo ainda não estão completamente esclarecidos, especialmente tratando-se de idosos sem nenhuma experiência prévia com o uso de próteses auditivas.

Visando ao enriquecimento da literatura e definição de melhores condutas para atuação junto a idosos com perda auditiva descendente, privilegiando sua qualidade de vida e comunicação, este estudo teve por objetivo avaliar e comparar o desempenho de idosos em testes de reconhecimento de fala, no silêncio e no ruído, usando próteses auditivas sem e com a ativação do algoritmo de compressão não linear de frequências.

3.4 Material e métodos

Esta pesquisa foi aprovada pelo Comitê de Ética e Pesquisa em Seres Humanos da Instituição de origem, sob o nº 05765712.3.0000.5346, fazendo parte de um projeto registrado no Gabinete de Projetos com o nº 032630. Após

esclarecimento quanto aos objetivos e procedimentos envolvidos no estudo, todos os sujeitos que concordaram em participar assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE).

Trata-se de um estudo de caráter quantitativo, do tipo observacional descritivo e de corte transversal. Para seleção da amostra, foram analisados os dados pessoais e avaliações audiológicas contidos nos prontuários de todos os sujeitos que chegaram ao Núcleo de Seleção e Adaptação de Próteses Auditivas (NUSEAPA) para dar início ao processo de seleção e adaptação de próteses auditivas no período de agosto de 2012 a janeiro de 2013.

Um total de 275 prontuários foram analisados. Como critérios de inclusão na amostra, foram considerados: ter idade acima de 60 anos, considerados idosos de acordo com a classificação da Organização Mundial de Saúde (OMS, 2012); apresentar perda auditiva do tipo neurosensorial de grau leve a moderado (LLOYD, KAPLAN, 1978) e configuração descendente (SILMAN, SILVERMANN, 1997) adquirida no período pós-lingual; apresentar Índice Percentual de Reconhecimento de Fala (IPRF) sem próteses auditivas de, no mínimo, 60% e nunca ter usado próteses auditivas.

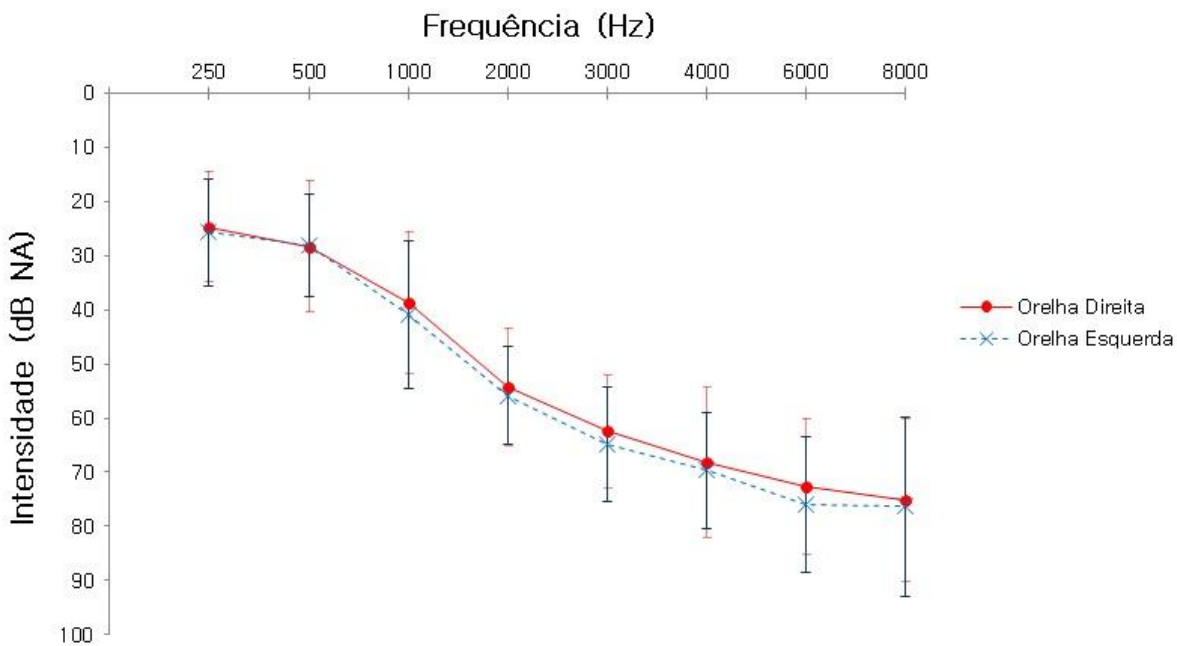
Com base nesses critérios, 49 sujeitos foram contatados por telefone para participar da pesquisa e agendar a consulta para as avaliações.

Foram adotados como critérios de exclusão: apresentar histórico de alteração neurológica, fatores cognitivos e/ou articulatorios que interferissem na avaliação ou excesso de cerúmen ou outras alterações no meato acústico externo observado durante a inspeção visual do meato acústico.

Dos 49 sujeitos avaliados, um foi excluído da amostra por ter pontuação abaixo do ponto de corte no Mini Exame do Estado Mental (MEEM) (FOLSTEIN, FOLSTEIN, MCHUGH, 1975), indicando uma possível alteração a nível cognitivo.

Por fim, a amostra ficou constituída por 48 sujeitos, sendo 33 do gênero masculino e 15 do feminino, com idades entre 61 e 84 anos e perda auditiva de configuração descendente (Figura 1).

Figura 1. Média e desvio padrão dos limiares tonais das orelhas direita e esquerda dos idosos do estudo.



A coleta de dados foi realizada entre outubro de 2012 e março de 2013 no Laboratório de Próteses Auditivas (LPA) de uma Instituição de ensino superior, em uma única sessão de avaliação. Os sujeitos foram submetidos à anamnese, aplicação do MEEM e inspeção visual do meato acústico externo antes de iniciar os procedimentos com o uso das próteses auditivas.

Todos foram avaliados usando próteses auditivas de forma binaural, da mesma marca e modelo. Essas se caracterizaram por ser do tipo retroauricular, de tecnologia digital com 6 canais de ajuste, saída e ganho máximo de 128 dB e 58 dB (acoplador de 2 cc), respectivamente. Tais próteses auditivas possuíam recurso de ativação ou desativação da CNLF e disponibilizavam dois parâmetros para ajuste desse algoritmo, regulados conjuntamente: a FC, escolhida de 1,5 a 6 KHz e a RC, variando de 1,5:1 a 4:1.

A programação de todas as próteses auditivas foi realizada antes da chegada do sujeito para atendimento por meio do acesso ao *software* da empresa responsável pela fabricação das próteses auditivas utilizadas no estudo. Considerando o fato de todos os participantes da pesquisa apresentarem perda auditiva descendente bilateral, foram programadas para cada paciente duas

próteses auditivas sem a ativação do algoritmo de CNLF e duas com a ativação desse recurso.

Os ajustes de ganho e saída máxima por frequência foram realizados por meio do ajuste rápido do *software*, que supõe as melhores regulagens possíveis para as características do paciente em questão. Do mesmo modo, foi realizado o ajuste da FC e da RC referentes à CNLF. Apenas o recurso de cancelamento de microfonia foi mantido, sendo os demais algoritmos, como controle de oclusão e seleção automática de programas, desativados. Assim que ligadas as próteses auditivas, foram programadas para funcionar em programa de silêncio e com microfone omnidirecional. Ressalta-se que o único diferencial entre os dois pares de próteses auditivas utilizadas neste estudo foi a ativação ou não da CNLF.

A adaptação das próteses auditivas foi realizada com moldes auriculares do tipo invisível simples de acrílico e o tamanho da ventilação determinado conforme a configuração audiométrica de cada sujeito. Para a programação das próteses auditivas, foi utilizado o método prescritivo NAL-NL1. Mensurações com microfone sonda foram realizadas antes do início dos testes, com o intuito de verificar os ajustes das próteses auditivas e a desativação/ativação do algoritmo de CNLF.

A coleta dos dados deste estudo foi realizada por meio do teste Listas de Sentenças em Português (LSP) (COSTA, 1998), que permitiu a obtenção do Limiar de Reconhecimento de Sentença no Silêncio (LRSS), do Índice Percentual de Reconhecimento de Sentença no Silêncio (IPRSS), do Limiar de Reconhecimento de Sentença no Ruído (LRSR) e do Índice Percentual de Reconhecimento de Sentença no Ruído (IPRSR). O LSP é constituído por uma lista de 25 sentenças, sete listas de dez sentenças e um ruído com espectro de fala, estando as sentenças e o ruído gravados em *CD*, em canais independentes, permitindo sua apresentação tanto no silêncio quanto no ruído.

As medidas foram realizadas em campo livre, em cabine acusticamente tratada, utilizando um audiômetro digital de dois canais, marca *Fonix Hearing Evaluator*, modelo FA 12 tipo I. As sentenças foram apresentadas utilizando-se um *Compact Disc Player Digital Toshiba*, modelo 4149, acoplado ao audiômetro.

Com o intuito de que as condições de apresentação fossem mantidas constantes, antes de iniciar o teste realizou-se a calibração da saída de cada canal do VU-meter do audiômetro, colocando tanto o tom puro presente na primeira faixa do canal um quanto o ruído presente no canal dois, no nível zero. Considerando que

o estímulo de fala não é um som constante, para a calibração, foi utilizado como referência o tom puro presente na primeira faixa do CD.

Para pesquisa do LRSS e do LRSR, a aplicação do material foi realizada por meio do procedimento denominado “estratégia sequencial, adaptativa ou ascendente-descendente” (LEVITT; RABINER, 1967), que permite determinar o limiar de reconhecimento de fala, ou seja, o nível necessário para o sujeito identificar corretamente em torno de 50% dos estímulos de fala apresentados em uma determinada condição. Seguindo essa estratégia, quando o sujeito é capaz de reconhecer corretamente o estímulo de fala apresentado, a intensidade desse é diminuída, caso contrário, sua intensidade é aumentada. Uma resposta só é considerada correta quando o sujeito repetir, sem nenhum erro ou omissão, toda a sentença apresentada.

Os intervalos de apresentação das sentenças recomendados na literatura (LEVITT; RABINER, 1967) são de 4 dB nas primeiras frases, até a primeira mudança no tipo de resposta, posteriormente são de 2 dB. Contudo, o equipamento utilizado para esta pesquisa não apresentava a possibilidade de intervalos de 4 e 2 dB, portanto, foram utilizados intervalos de 5 e 2,5 dB respectivamente. Os valores de apresentação de cada frase foram anotados no protocolo de exame, para, então, serem calculadas as médias com base nas intensidades de apresentação das sentenças, a partir da primeira mudança no tipo de resposta.

Esse procedimento foi utilizado tanto para a pesquisa dos limiares no silêncio como no ruído. No teste com ruído competitivo, esse foi mantido constante em 65 dB NPS (A).

Como foi observada pela autora do material a existência de uma diferença de 7 dB no volume de gravação entre a fala e o ruído (fala abaixo do ruído) (CÓSER *et al.*, 2000) adotou-se, como procedimento para o cálculo do LRSS e LRSR, a subtração de 7 dB dos valores de fala registrados e observados no dial do equipamento.

Desse modo, obteve-se o LRSS e o LRSR, sendo o último expresso por meio da relação sinal/ruído (S/R), que é a diferença entre o nível de apresentação das sentenças e o ruído.

Portanto, para o cálculo da relação S/R, foi subtraído o valor médio calculado dos níveis de apresentação da fala, do nível do ruído. Nesse sentido, sempre que a fala for apresentada em nível abaixo do ruído, o resultado será negativo e, sempre

que a fala for apresentada acima do ruído, será positivo. Assim, quanto mais negativa for a relação S/R, mais desfavorável será a condição de escuta e melhor a habilidade do paciente para reconhecer a fala na presença do ruído. Por outro lado, quanto mais positiva for a relação S/R, mais favorável será a condição de escuta e, por conseguinte, pior a habilidade do indivíduo para reconhecer a fala no ruído.

Para obtenção dos IPRSS e IPRSR, a intensidade de apresentação das sentenças foi mantida fixa no limiar encontrado na pesquisa do LRSS e do LRSR de cada sujeito quando esse estava usando as próteses auditivas sem a ativação do algoritmo de CNLF. Uma lista de sentenças foi apresentada em cada condição e durante a aplicação do teste. As respostas dos sujeitos foram anotadas em um protocolo que permitiu a análise dos índices considerando como erro somente a(s) palavra(s) omitida(s) ou repetida(s) de maneira incorreta. Dessa forma, cada palavra dentro de cada lista corresponde a uma porcentagem de acerto, totalizando 100% em cada lista (COSTA *et al.*, no prelo).

Todas as medidas do teste LSP foram realizadas com uso de próteses auditivas, e cada sujeito foi submetido à pesquisa do LRSS, LRSR, IPRSS e IPRSR duas vezes: usando as próteses auditivas sem a ativação da CNLF e usando as próteses auditivas com a ativação da CNLF. Para maior esclarecimento, as medidas que se referem àquelas realizadas com as próteses auditivas sem a ativação da CNLF serão seguidas das iniciais SC, sendo as realizadas com próteses auditivas com a ativação do algoritmo representadas pelas letras CC.

Inicialmente os sujeitos foram avaliados com as próteses auditivas sem a ativação da CNLF. Antes de dar início à avaliação propriamente, foi realizado treinamento para familiarização com o teste por meio da apresentação das cinco primeiras sentenças da lista 7B sem a presença de ruído competitivo. Para facilitar o reconhecimento da primeira sentença de cada lista a fim de garantir a compreensão do teste, a intensidade inicial de apresentação das sentenças no silêncio para treinamento foi de 10 a 20 dB acima do Limiar de Reconhecimento de Fala (LRF) (HENRIQUES, MIRANDA, COSTA, 2008). A seguir, as dez primeiras sentenças da lista 1A foram utilizadas para a pesquisa do LRSS SC. Com o nível de apresentação fixo no valor encontrado no LRSS SC, foi procedida a pesquisa do IPRSS SC com a aplicação da lista 1B.

Ainda usando as próteses auditivas sem a ativação da CNLF, foram obtidas as medidas na presença de ruído competitivo a um nível constante de 65dB NPS

(A). As cinco últimas sentenças da lista 7B foram aplicadas como treinamento com a presença de ruído competitivo. A intensidade inicial de apresentação das sentenças nesse caso foi de 10 a 20 dB acima do ruído. Após o treinamento, a lista 2B foi apresentada para pesquisa do LRSR SC. Com a intensidade fixa no valor encontrado no LRSR SC, o IPRSR SC foi pesquisado por meio da lista 3B.

Em seguida, as medidas foram realizadas, seguindo os mesmos parâmetros para avaliação com as próteses auditivas com a ativação da CNLF. O treinamento foi realizado com as mesmas sentenças, tanto no silêncio, quanto no ruído já que, por tratar-se de um treinamento, a repetição das sentenças não influenciará nos resultados.

Portanto, após o treinamento no silêncio, as sentenças de 11 a 20 da lista 1A foram utilizadas para obtenção dos LRSS CC. A fim de manter a mesma intensidade de teste da condição sem a ativação da CNLF e posterior comparação entre resultados, o IPRSS CC foi pesquisado na intensidade encontrada na pesquisa do LRSS SC. A lista utilizada para pesquisa do IPRSS CC foi a 4B. A seguir, foi realizado o treinamento na condição de ruído para, então, obter-se o LRSR CC aplicando-se a lista 5B. Da mesma forma que no silêncio, para obtenção do IPRSR CC a intensidade foi fixada no valor encontrado no LRSR SC e foi utilizada a lista 6B.

A fim de evitar efeitos de rotulação semelhantes ao efeito placebo, realizou-se cegamento da amostra quanto às próteses auditivas que estavam sendo avaliadas em cada momento, ou seja, o paciente não sabia se estava sendo avaliado com próteses auditivas sem ou com a ativação da CNLF.

Os dados foram analisados descritivamente e receberam tratamento estatístico, utilizando o programa *Statistica* versão 9.0. Para verificar a normalidade das variáveis, foi aplicado o teste *Shapiro Wilk*. Por apresentarem distribuição normal, as variáveis LRSS, IPRSS e IPRSR foram analisadas por meio do teste T pareado para duas amostras dependentes. Já o teste não paramétrico de *Wilcoxon* foi utilizado para analisar a variável relação S/R, a qual apresentou distribuição não normal.

Adotou-se como nível de confiança 95% ($p < 0,05$), e os resultados que mostraram significância foram assinalados por um asterisco (*).

3.5 Resultados

Na tabela 1, são expostas as medidas descritivas e testes comparativos dos resultados do LRSS e IPRSS dos sujeitos usando próteses auditivas SC e CC.

Tabela 1. Distribuição do grupo de sujeitos quanto aos resultados no LRSS e IPRSS usando próteses auditivas SC e CC.

		Mín	Máx	Média	Valor de <i>p</i>
LRSS	SC	23,37	54,66	36,21	0,004*
(dB NPS (A))	CC	21,21	55,00	34,53	
IPRSS	SC	25,53	95,46	59,76	0,001*
(%)	CC	37,12	100	67,40	

Teste T pareado para duas amostras dependentes; (*) valor estatisticamente significativo ($p < 0,05$).

Legenda: LRSS– Limiar de reconhecimento de sentenças no silêncio; IPRSS– Índice percentual de reconhecimento de sentenças no silêncio; SC- sem compressão não linear de frequências; CC-com compressão não linear de frequências.

Foi observada diferença estatisticamente significativa entre os LRSS obtidos usando próteses auditivas SC e CC. Comparando-se os IPRSS obtidos usando próteses auditivas SC e CC, também foi observada diferença estatisticamente significativa. Nas duas medidas, as próteses auditivas CC foram as que proporcionaram melhores resultados.

As figuras 2 e 3 ilustram os resultados do LRSS e IPRSS de cada indivíduo usando próteses auditivas SC e CC.

Figura 2. Comparação entre o LRSS de cada indivíduo usando próteses auditivas SC e CC.

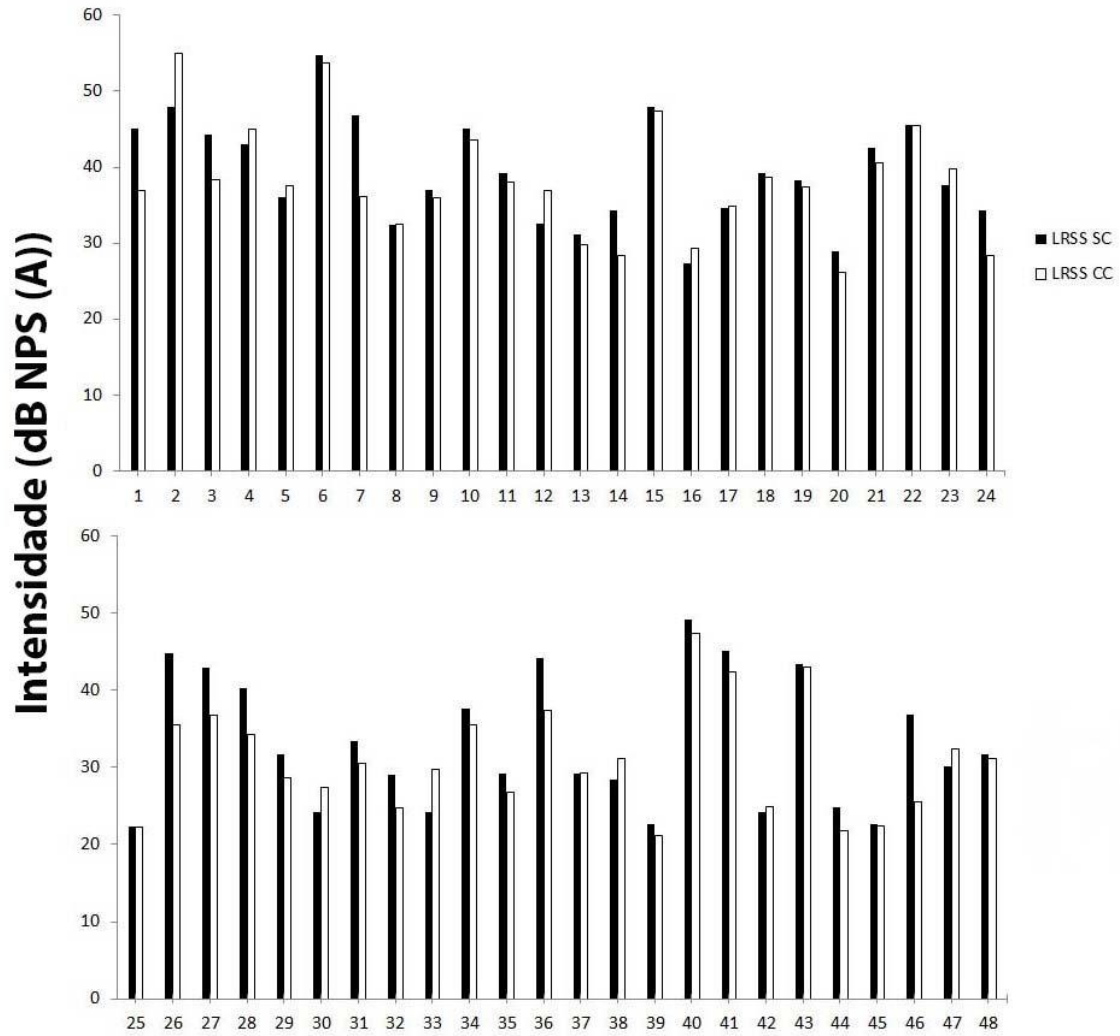
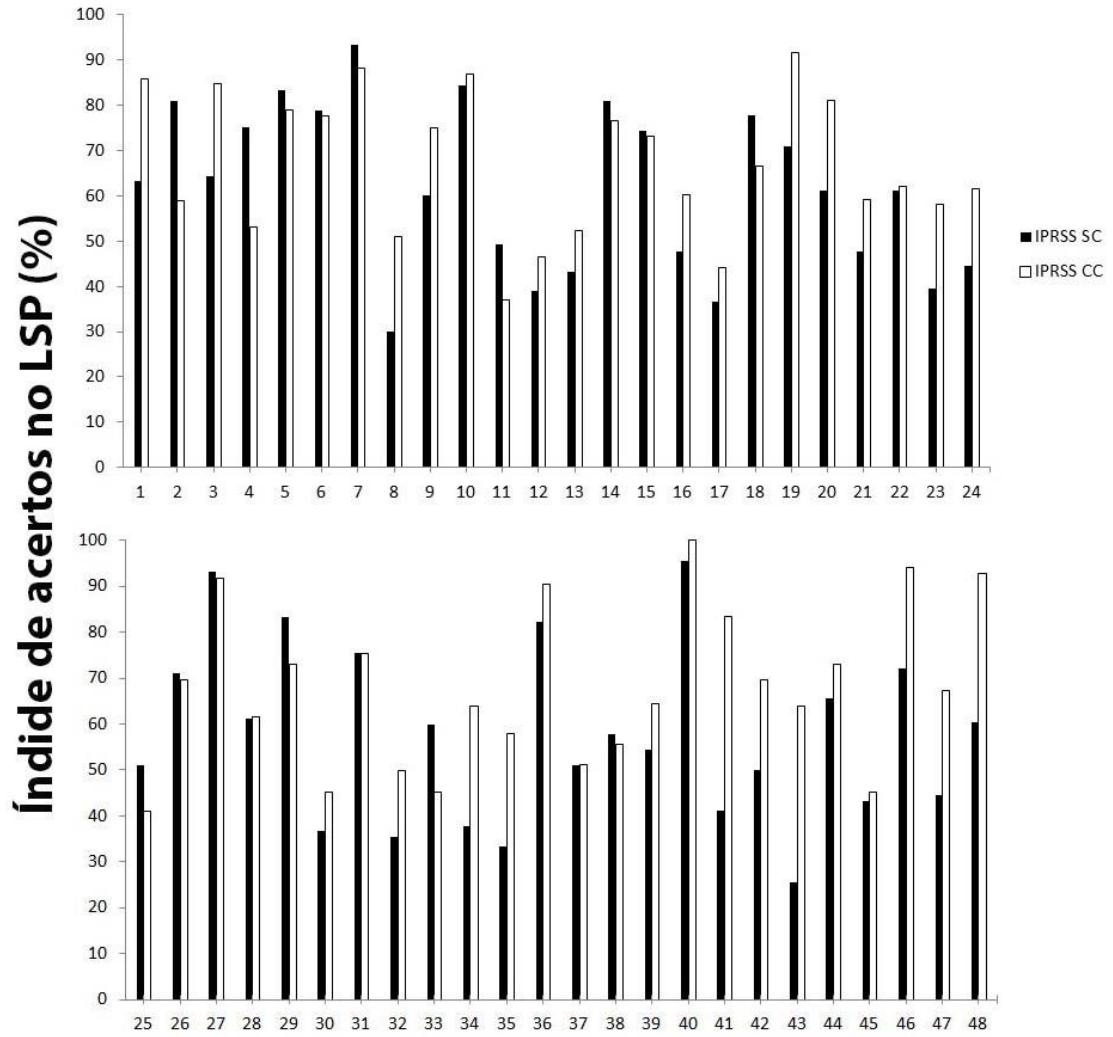


Figura 3. Comparação entre o IPRSS de cada indivíduo usando próteses auditivas SC e CC.



Na tabela 2, são apresentadas as medidas descritivas e testes comparativos dos LRSR, expresso por meio da relação S/R e IPRSR dos sujeitos usando próteses auditivas SC e CC.

Tabela 2. Distribuição do grupo de sujeitos quanto aos resultados no LRSR e IPRSR usando próteses auditivas SC e CC.

		Mín	Máx	Média	Valor de <i>p</i>
REL S/R	SC	-8,12	6,88	-2,53	0,163
(dB NPS (A))	CC	-9,80	6,00	-3,16	
IPRSR	SC	3,57	90,09	60,12	0,302
(%)	CC	7,77	97,68	62,32	

Teste Wilcoxon (Rel S/R); Teste T pareado para duas amostras dependentes (IPRSR).

Legenda: REL S/R – Relação sinal- ruído; IPRSR- Índice percentual de reconhecimento de sentenças no ruído; SC- sem compressão não linear de frequências; CC-com compressão não linear de frequências.

Não foi observada diferença estatisticamente significativa entre as relações S/R obtidas usando próteses auditivas SC e CC. Comparando-se os IPRSR obtidos usando próteses auditivas SC e CC, também não foi observada diferença estatisticamente significativa.

As figuras 4 e 5 apresentam a relação S/R e IPRSR de cada indivíduo usando próteses auditivas SC e CC.

Figura 4. Comparação entre a relação S/R de cada indivíduo usando próteses auditivas SC e CC.

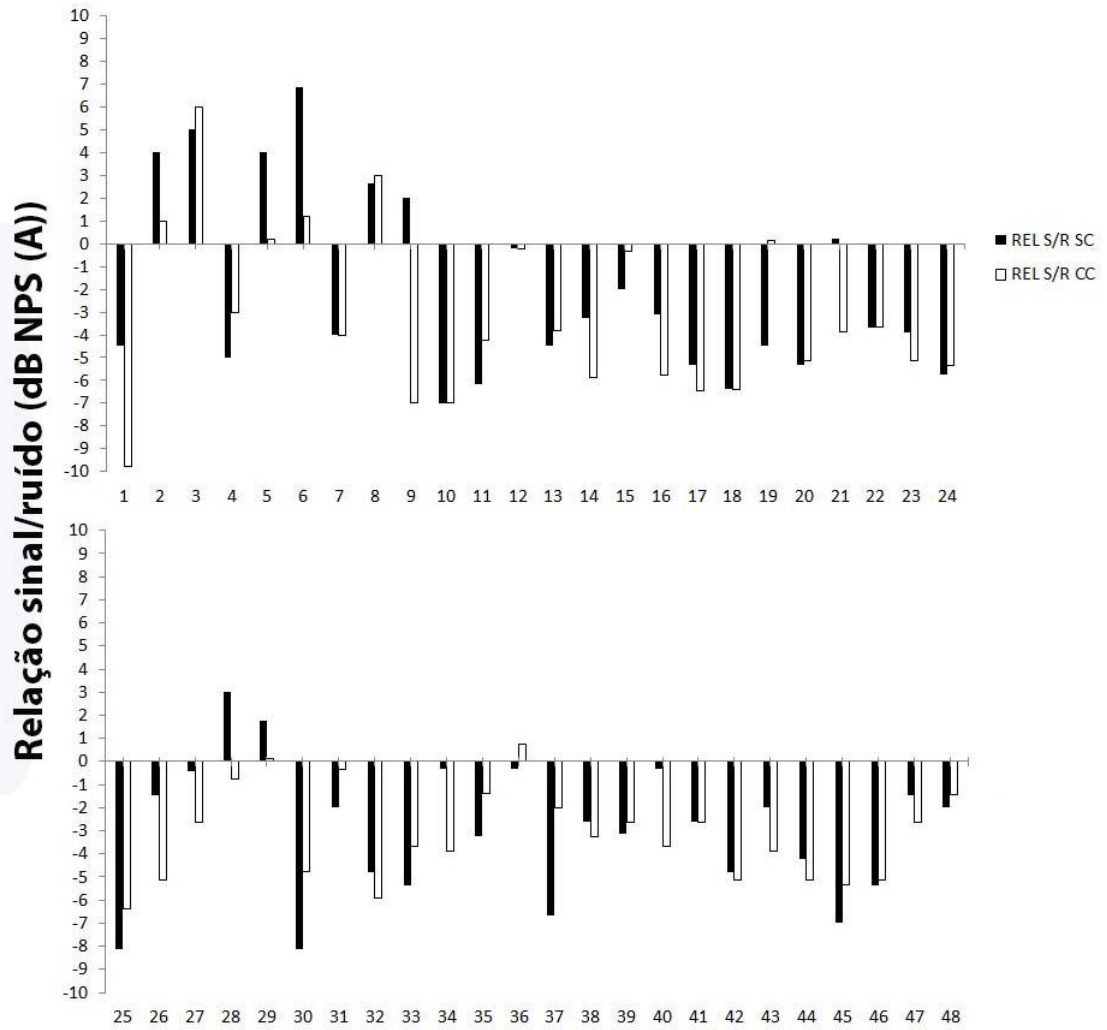
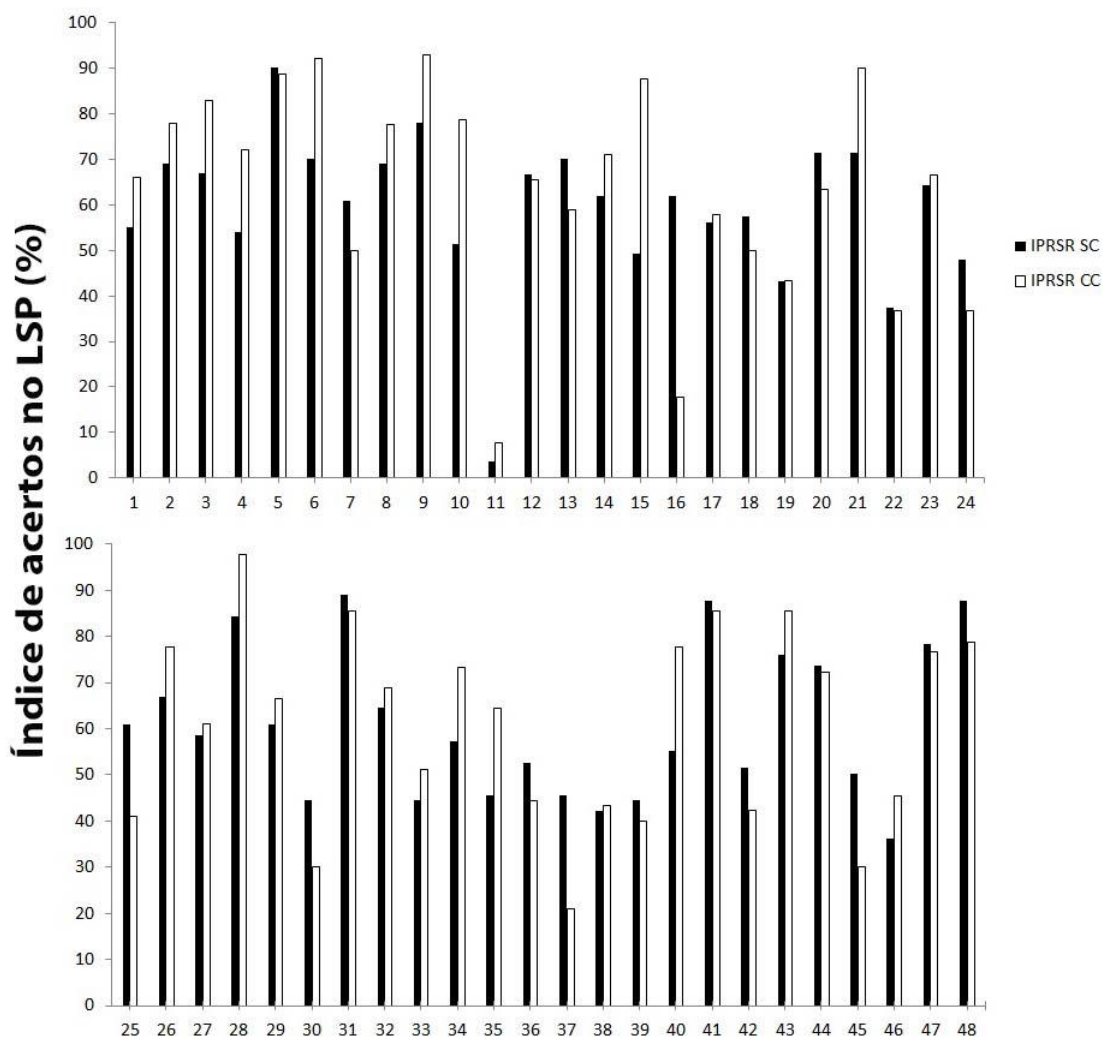


Figura 5. Comparação entre o IPRSR de cada indivíduo usando próteses auditivas SC e CC.



3.6 Discussão

Apesar de o presente estudo não ter como objetivo comparar o desempenho de idosos com adultos ou crianças, considerando a escassez de literatura que relacione o algoritmo e faixa etária abordados, a relação entre os achados será realizada com estudos envolvendo outras faixas etárias e recursos de rebaixamento de frequências semelhantes.

Os resultados obtidos na condição de silêncio do presente estudo (Tabela 1) foram estatisticamente melhores para o uso de próteses auditivas com CNLF do que sem a ativação do algoritmo.

Esses achados vão ao encontro de estudos realizados com crianças e adultos, em que a CNLF proporcionou melhora na audibilidade de tons nas frequências de 4, 6 e 8KHz (WOLFE *et al.*, 2010), na habilidade de detecção dos fonemas /s/ e /sh/, no reconhecimento de monossílabos, consoantes e plural (SIMPSON, HERBACH, MCDERMOTT, 2005; GLISTA *et al.*, 2009).

Por outro lado, o presente estudo discorda de uma pesquisa realizada com adultos que avaliou o reconhecimento de monossílabos e consoantes no silêncio, comparando-se a amplificação convencional com aquela em que a CNLF estava ativada, o qual não encontrou diferença estatisticamente significativa em seus resultados (SIMPSON; HERBACH; MCDERMOTT, 2006).

Outros métodos de rebaixamento de frequências, como a transposição, apresentaram bons resultados no silêncio em pesquisas realizadas com adultos e idosos, com melhora na detecção e reconhecimento de fricativas e outros sons consonantais (ROBINSON, BAER, MOORE, 2007; ROBINSON *et al.*, 2009; KUK *et al.*, 2009).

Deve-se destacar que a maioria dos estudos citados foi realizada com sujeitos que já tinham alguma experiência prévia com o uso de próteses auditivas, geralmente usuários de amplificação convencional. Além disso, as pesquisas tinham caráter longitudinal, visto que os sujeitos passaram por experiência domiciliar com o uso da CNLF, facilitando a adaptação ao novo sinal comprimido, sendo as avaliações realizadas ao longo desse período.

De qualquer maneira, compilando os resultados encontrados no presente estudo com os já realizados, vê-se que o algoritmo tem apresentado bons resultados no silêncio. Nota-se, então, que os artefatos que surgem decorrentes do novo processamento do sinal e o fato de o som não se apresentar de forma tão natural é superado pelo uso mais efetivo da audição residual. Além disso, por tornar audíveis sons de frequências ainda mais altas, as quais não se encontram dentro da faixa de frequência de adaptação da prótese auditiva convencional, a CNLF proporciona um aumento da transmissão de informação acústica das altas frequências para serem percebidas pelas baixas frequências. Assim, além da restauração da audibilidade

das altas frequências ou por conta dessa, há uma melhora também no reconhecimento de fala, como o encontrado neste estudo.

Por conta de o IPRSS ter sido pesquisado com o valor fixo em que o LRSS foi encontrado, o qual corresponde a aproximadamente 50% de acertos das sentenças, pode-se dizer que a percepção do sujeito avaliado em relação à intensidade de apresentação das sentenças era de que estava relativamente fraca. Dessa forma, os resultados positivos encontrados nessa medida com o uso da CNLF, se comparado à amplificação convencional, reforça a ideia de que a CNLF pode ser um recurso utilizado para melhorar a audibilidade de sons fracos nos casos em que outros ajustes, devido a limitações de ganho ou ocorrência de microfonia, por exemplo, não foram eficientes. A resposta positiva a sons de entrada de fraca intensidade já havia sido relatada por outros estudos (KUK *et al.*, 2007; KUK *et al.*, 2009; AURIEMMO *et al.*, 2009).

Considerando os resultados individuais no LRSS (Figura 2), 13 sujeitos apresentaram resultados semelhantes entre as condições testadas, 25 pacientes melhoraram e dez pioraram com o uso das próteses auditivas com CNLF.

A análise dos IPRSS (Figura 3) torna o benefício da CNLF ainda mais nítido, visto que quatro sujeitos apresentaram resultados semelhantes usando próteses auditivas sem e com a ativação do recurso; 29 sujeitos melhoraram e 15 pioraram com o uso das próteses auditivas com CNLF, sendo a melhora máxima observada de 43% e a piora de 22%.

Assim sendo, pode-se observar que o número de sujeitos que obteve melhores resultados com o uso da CNLF é quase o dobro daqueles que o tiveram com a amplificação convencional. Além disso, em alguns casos, a extensão do benefício proporcionado pelo uso do algoritmo foi indiscutível, evidenciando que os efeitos positivos atingidos com a CNLF não poderiam ser obtidos apenas com a amplificação convencional de altas frequências por conta das limitações já conhecidas.

Enquanto no presente estudo mais de 60% dos sujeitos avaliados apresentaram algum nível de melhora no reconhecimento de fala com o uso de próteses auditivas com CNLF, em pesquisa realizada com 17 sujeitos utilizando o mesmo recurso, oito sujeitos que correspondem a 47% da amostra apresentaram melhora significativa no reconhecimento de fonemas com o uso do algoritmo (SIMPSON, HERBACH, MCDERMOTT, 2005). Em outro estudo, o percentual de

melhora apresentado correspondeu à metade do observado na corrente pesquisa, uma vez que, dos 22 sujeitos avaliados na detecção do /s/ e /sh/, apenas sete, ou seja, 30% melhoraram. Ainda, no reconhecimento de plural o percentual subiu para 35% de sujeitos que apresentaram melhora, caindo para 19% na avaliação do reconhecimento de consoantes (GLISTA *et al.*, 2009).

A diferença entre os percentuais de melhora individuais já relatados aumenta ao verificarem-se pesquisas realizadas com cinco e sete sujeitos, em que apenas 20% e 14% dos sujeitos, respectivamente, melhoraram seu reconhecimento de monossílabos e consoantes ao experimentarem métodos de rebaixamento de frequências (SIMPSON, HERSBACH, MCDERMOTT, 2006; ROBINSON *et al.*, 2009).

O tipo de estímulo usado para obtenção dos dados da presente pesquisa pode justificar o maior número de sujeitos que se beneficiaram da CNLF se comparado aos demais estudos. O relato de distorções de sons consonantais, principalmente fricativas, e confusão entre os fonemas descrita por outros estudos (NYFFELER, 2008; SIMPSON, HERSBACH, MCDERMOTT, 2006; ROBINSON, BAER, MOORE, 2007; ROBINSON *et al.*, 2009) não foi comum nesta pesquisa. À medida que os pacientes foram avaliados usando sentenças, o contexto linguístico em que o fonema estava inserido pode ter facilitado a distinção de outros que poderiam tornar-se semelhantes após a compressão. Um exemplo típico dessa confusão ocorre entre /sh/ e /s/, em que o primeiro fonema possui sua energia dominante entre 2000 e 4000Hz, a qual, por sua vez, corresponde à faixa de frequência em que o fonema /s/ será audível após o rebaixamento de frequências acontecer (KUK *et al.*, 2009).

Apesar disso, acredita-se que o tipo de estímulo aplicado não invalida os resultados encontrados favoráveis à CNLF, pelo contrário, valoriza-os na medida em que as sentenças simulam melhor as situações de comunicação diária as quais o paciente estará exposto.

Ainda quanto aos dados que se referem ao reconhecimento de sentenças no silêncio, deve-se lembrar de que os resultados foram obtidos no primeiro contato dos pacientes com o uso de próteses auditivas. Alguns autores ressaltam que, devido às alterações espectrais causadas pela CNLF, o período de aclimatização pode ser maior que o de próteses auditivas convencionais. Esses encontraram em seus estudos melhora dos aspectos avaliados após o uso do algoritmo por alguns meses

(KUK *et al.*, 2009; GLISTA *et al.*, 2009; WOLFE *et al.*, 2011). Além disso, indicam que, em alguns casos, é importante a realização de treinamento para facilitar a habituação ao novo sinal de fala (TURNER, HURTIG, 1999; BASKENT, SHANNON, 2006; ROBINSON, BAER, MOORE, 2007; KUK *et al.*, 2009). Assim, acredita-se que, passado o período de aclimatização, os resultados poderiam ser ainda melhores.

Analisando-se os dados obtidos nas condições com ruído competitivo (Tabela 2), não houve diferença estatisticamente significativa de desempenho entre o uso de próteses auditivas sem e com a ativação da CNLF.

Esses resultados concordam com os achados de estudos anteriores nos quais o desempenho de próteses auditivas com rebaixamento de frequências foi similar às convencionais, sendo que, no ruído, vários dos testes aplicados também utilizaram sentenças como estímulo (SIMPSON, HERSBACH, McDERMOTT, 2006; KUK *et al.*, 2009; ROBINSON *et al.*, 2009; WOLFE *et al.*, 2010).

Ainda assim, destaca-se que autores já relataram que o recurso de rebaixamento de frequências pode degradar o reconhecimento de fala no ruído (MCDERMOTT, KNIGHT, 2001). Nesse sentido, algumas hipóteses foram lançadas quanto aos possíveis ônus do uso dessa tecnologia nessas situações, sendo uma delas a de que o ruído de altas frequências que antes não era audível passaria a sê-lo. Isso faria com que a nova relação S/R ainda não fosse suficiente para melhorar o reconhecimento de fala dos sujeitos (WOLFE *et al.*, 2010).

Uma das alternativas para superar tais aspectos seria o uso de recursos de transposição/compressão de frequências desenvolvidos para atuar especificamente sobre as consoantes fricativas e/ou africadas (ROBINSON, BAER, MOORE, 2007; FRAGA, MAROTTA, 2004). Apesar de um dos estudos ter resultado em maior confusão de fonemas após a aplicação desse recurso (ROBINSON, BAER, MOORE, 2007), o outro trabalho desenvolvido por pesquisadores brasileiros já foi testado e obteve bons resultados em sujeitos com audição normal e simulação de zonas mortas na cóclea em altas frequências (FRAGA, PRATES, IÓRIO, 2008).

Todavia, a CNLF não deixa de ser uma alternativa que, após um período de aclimatização, pode trazer maior satisfação e benefícios no reconhecimento de fala de sujeitos com perda auditiva descendente mesmo em ambientes acusticamente desfavoráveis. Essa afirmação é reforçada ao verificar-se que estudos anteriores revelaram que a exposição diária ao sinal comprimido, na qual pacientes usuários de próteses auditivas com rebaixamento de frequências estão expostos, leva-os a

reconhecer o sinal alterado em meio ao ruído com maior facilidade (NYFFELLER, 2008; KUK *et al.*, 2009; BOHNERT, NYFFELLER, KEILMANN, 2010; WOLFE *et al.*, 2011).

Além disso, como bem exposto por pesquisadores, o fato do recurso não apresentar efeitos negativos no reconhecimento de fala no ruído pode ser considerado um achado importante e positivo para o uso deste em situações em que a fala é apresentada concomitantemente a um sinal competitivo (KUK *et al.*, 2009). Acredita-se que, com a ativação de algoritmos como redutores de ruído e microfones direcional, os quais foram desativados na presente pesquisa, os benefícios da CNLF nessa condição poderiam ser maiores principalmente após, como citado, os pacientes passarem por um período de aclimatização.

Em relação à análise dos resultados de cada indivíduo (Figura 4), percebeu-se que 16 sujeitos apresentaram relação S/R semelhantes usando próteses auditivas sem e com CNLF, 19 sujeitos melhoraram sua relação S/R com o uso da CNLF e 13 pioraram.

No IPRSR (Figura 5), dois sujeitos apresentaram resultados semelhantes sem ou com o uso do algoritmo, 26 melhoraram e 20 pioraram com a ativação da CNLF, sendo a melhora máxima observada de 39% e a piora máxima de 44%. Notou-se que, assim como no silêncio, o número de sujeitos beneficiados pelo uso da CNLF foi maior do que os prejudicados. Contudo, a extensão do benefício proporcionado pelo uso do algoritmo não foi tão acentuada como a observada no silêncio, condizente com o fato de não ter sido observada diferença estatisticamente significativa na análise do grupo na condição de ruído.

A proporção de melhora encontrada no presente estudo é semelhante à relatada em pesquisa realizada com 11 adultos e idosos, em que sete deles melhoraram seu desempenho no reconhecimento de sentenças no ruído com o uso da CNLF (BOHNERT; NYFFELLER; KEILMANN, 2010). Já pesquisas realizadas com amostras menores apresentaram menores proporções de sujeitos que se beneficiaram do uso do algoritmo quando expostos a sinais competitivos (SIMPSON, HERBACH, MCDERMOTT, 2006; ROBINSON *et al.*, 2009).

Deve-se lembrar que, se para indivíduos jovens normo-ouvintes o reconhecimento de fala em ambientes com ruído competitivo já demanda maior esforço do que em silenciosos, nos idosos com perda auditiva essa dificuldade está ainda mais proeminente.

Para muitos autores, a perda auditiva não seria o fator preponderantemente responsável pelas diferenças nas habilidades auditivas de adultos e idosos (LIPORACI, FROTA, 2010; FOGERTY, HUMES, KEWLEY-PORT, 2010; FREIGANG *et al.*, 2011), mas sim o efeito difuso do envelhecimento que afeta o sistema nervoso central e o processamento cortical (FREIGANG *et al.*, 2011).

Apesar de nenhum teste específico de avaliação do processamento auditivo ter sido aplicado na presente pesquisa, sabe-se que nos idosos há uma dificuldade no processamento auditivo de sinais de fala que se encontram distorcidos e/ou em meio ao ruído (PINHEIRO, PEREIRA, 2004; JANSE, 2009). Os resultados do presente estudo concordam com a afirmação supracitada, visto que no silêncio os sujeitos puderam beneficiar-se do aumento da informação acústica transmitida com o uso da CNLF, mesmo estando o sinal distorcido. Já quando avaliado em situação de ruído, as dificuldades de processamento auditivo decorrentes do processo senescente ficaram mais evidentes, uma vez que nessa condição haviam dois fatores negativos atuando: o ruído e a distorção decorrente do novo processamento do sinal.

As mudanças ocorridas com o passar da idade também levam a uma redução na relação S/R funcional, necessitando-se ajustes dessa relação com maior sinal de fala para reconhecimento da mensagem em meio ao ruído competitivo. Os resultados obtidos no presente estudo vão ao encontro do descrito, uma vez que tal ajuste na relação S/R pode ser proporcionado pelo algoritmo de CNLF, o que foi verificado em mais de 40% dos idosos que obtiveram algum grau de melhora com o uso do algoritmo em situação de ruído. Acredita-se que os idosos que apresentaram esse benefício possivelmente apresentariam melhores resultados em tarefas de processamento auditivo do que os 30% que tiveram seu desempenho deteriorado na mesma situação.

Além disso, sabe-se que a compreensão da fala nessas situações envolve habilidades não auditivas, como a atenção (focar em determinado som), o controle inibitório (ignorar o estímulo não relevante) e a memória (recordar a informação de fala). Essas habilidades, por sua vez, também podem sofrer defasagens com o avanço da idade e podem ter influenciado negativamente os resultados obtidos no ruído (MURPHY, DANEMAN, SCHNEIDER, 2006; GLISKY, 2007; SCHNEIDER, PICHORA-FULLER, DANEMAN, 2010).

Considerando o relatado, acredita-se que a realização de treinamento auditivo pode auxiliar a habituação dos idosos às distorções causadas pela ativação da CNLF, além de estimular suas habilidades auditivas e não auditivas, proporcionando a maximização das vantagens já apresentadas por alguns com o uso da CNLF e até mesmo proporcionando benefício aos que ainda não o apresentaram no primeiro momento (TURNER, HURTIG, 1999; BASKENT, SHANNON, 2006; ROBINSON, BAER, MOORE, 2007; KUK *et al.*, 2009).

Analisando-se o desempenho de cada sujeito comparando-se os resultados obtidos nas condições de silêncio (IPRSS) e ruído (IPRSR) com a ativação da CNLF, verificou-se que 14 idosos apresentaram melhora com o uso da CNLF em ambas as condições, e apenas quatro idosos apresentaram piora nas duas situações. O que chama a atenção, entretanto, é o fato de que 14 sujeitos apresentaram piora no silêncio e melhora no ruído, e 11 sujeitos apresentaram desempenho contrário a este, com melhora no silêncio e piora no ruído. Pelo descrito, observou-se que mais de 50% dos sujeitos da amostra demonstraram melhora no reconhecimento de fala com o uso do algoritmo em uma condição e piora em outra. Esse fato sugere que, em alguns casos, seja interessante o uso de diferentes programas para as mais diversas situações as quais o paciente será exposto, podendo ora ativar-se a CNLF e ora não.

Considerando o exposto, pode-se afirmar que os achados do presente estudo evidenciaram que os sujeitos idosos são aptos a lidar com as modificações no processamento do sinal e distorções causadas pela CNLF, podendo, inclusive, beneficiar-se mesmo em um primeiro contato da maior audibilidade promovida pelo uso desse algoritmo. De qualquer forma, destaca-se que aspectos individuais, como atividades de vida diária, ocupação, escolaridade, habilidades auditivas, cognição, devem ser levados em consideração ao optar-se ou não pelo uso desse algoritmo.

3.7 Conclusão

No silêncio, o uso de próteses auditivas com CNLF proporcionou maiores benefícios ao reconhecimento de fala de idosos do que o uso de próteses auditivas

sem a ativação da CNLF. No ruído o reconhecimento de fala dos idosos foi semelhante com o uso de próteses auditivas sem ou com a ativação da CNLF.

Com base neste estudo, pode-se sugerir que idosos com perda auditiva de configuração descendente podem beneficiar-se do uso de próteses auditivas com CNLF, especialmente em situações de silêncio.

3.8 Referências

1. JERGER, S.; JERGER, J. Presbiacusia. In: JERGER, S. & JERGER, J. **Alterações auditivas: um manual para avaliação clínica**. São Paulo: Atheneu, 1989.
2. GONÇALVES, C. G. O.; MOTA, P. H. M. Saúde auditiva para a terceira idade – comentários sobre um programa de atenção à saúde auditiva. **Distúrbios da Comunicação**, v. 13, n. 2, p. 335-49. 2002.
3. AMERICAN NATIONAL STANDARDS INSTITUTE (ANSI). **Methods for the calculation of the speech intelligibility index**. New York: American National Standards Institute. 2007. 5p.
4. 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.
5. BOHNERT, A.; NYFFELER, M.; KELMANN, A. Advantages of a non-linear frequency compression algorithm in noise. **Eur. Arc. Otorhinolaryngol.**, v. 267, n. 7, p. 1045-53. 2010.
6. WOLFE, J. *et al.* Evaluation of nonlinear frequency compression for school-age children with moderate to moderately severe hearing loss. **J Am Acad Audiol**, v. 21, n. 10, p. 618-28. 2010.
7. MCDERMOTT, H. J. A technical comparison of digital frequency-lowering algorithms available in two current hearing aids. **Plos one**, v. 6, n. 7, p. 1-6. 2011.

8. SIMPSON, A.; HERBACH, A.A.; McDERMOTT, H.J. Improvements in speech perception with an experimental nonlinear frequency compression hearing device. **Int J Audiol**, v. 44, n. 5, p. 281-92. 2005.
9. SIMPSON, A.; HERBACH, A. A.; McDERMOTT, H. J. Frequency-compression outcomes in listeners with steeply sloping audiograms. **Int J Audiol**, v. 45, n. 11, p. 619-29. 2006.
10. GLISTA, D. *et al.* Evaluation of nonlinear frequency compression: clinical outcomes. **Int Jour Audiol**, v. 48, n. 9, p. 632-44. 2009.
11. SAKAMOTO, S. *et al.* Frequency compression hearing aid for severe-to-profound hearing impairments. **Auris Nasus Larynx**, v. 27, n. 4, p. 327-34. 2000.
12. ORGANIZAÇÃO MUNDIAL DA SAÚDE (OMS/WHO). [Site da Internet]. Disponível em: <http://www.who.int/en/>. Acesso em: 11 de junho de 2012.
13. LLOYD, L. L.; KAPLAN, H. **Audiometric interpretation**: a manual of basic audiometry. Baltimore: University Park Press, 1978. 326 p.
14. SILMAN, S.; SILVERMAN, C. A. **Auditory diagnostics**: principles and applications. San Diego: Singular, 1997. 430p.
15. FOLSTEIN, M. F.; FOLSTEIN, S. E.; MCHUGH, P. R. Mini-mental state. A practical method for grading the cognitive state of patients for the clinician. **J Psychiatr Res**. v. 12, n. 3, p. 189-98. 1975.
16. COSTA, M.J. **Listas de sentenças em português**: apresentação de estratégias de aplicação na audiolgia. Santa Maria: Pallotti. p. 26-36.1998.
17. LEVITT, H.; RABINER, L. R. Use of a sequential strategy in intelligibility testing. **J Acoust Soc Am**, v. 42, n. 3, p. 609-12.1967.
18. CÔSER, P. L.; COSTA, M. J.; COSER, M. J.; FUKUDA, Y. Reconhecimento de sentenças no silêncio e no ruído em portadores de perda auditiva induzida pelo ruído. **Rev. Bras. Otorrinolaringol.**, v. 55, n. 4, p. 362-70, 2000.
19. COSTA, M. J. *et al.* Nova proposta de cálculo do índice percentual de reconhecimento de sentenças. **CoDAS**, No prelo. 2013.

20. HENRIQUES, M.O.; MIRANDA, E.C.; COSTA, M.J. Limiares de reconhecimento de sentenças no ruído, em campo livre: valores de referência para adultos normo-ouvintes. **Rev Bras Otorrinolaringol**, v. 74, n. 2, p. 188-92. 2008.
21. ROBINSON, J. D.; BAER, T.; MOORE, B. C. J. Using transposition to improve consonant discrimination and detection for listeners with severe high frequency hearing loss. **Int Journ Audiol**, v. 46, n. 6, p. 293-308, 2007.
22. ROBINSON, J. D. *et al.* Evaluation of a frequency transposition algorithm using wearable hearing aids. **Int Journ Audiol**, v. 48, n. 6, p. 384-93, 2009.
- 23 KUK, F. *et al.* Efficacy of linear frequency transposition on consonant identification in quiet and in noise. **J Am Acad Audiol**, v. 20, n. 8, p. 465-79. 2009.
24. KUK, F *et al.* Critical factors in ensuring efficacy of frequency transposition part I: individualizing the start frequency. **Hear Rev**, v. 14, n. 3, p. 60-67. 2007.
25. AURIEMMO, J. *et al.* Effect of linear frequency transposition on speech recognition and production of school-age children. **J Am Acad Audiol**, v. 20, n. 5, p. 289-305. 2009.
26. NYFFELER, M. Study finds non-linear frequency compression boosts speech intelligibility. **Hearing Journ**, v. 61, n. 12, p. 22-26, 2008.
27. WOLFE, J. *et al.* Long-term effects of non-linear frequency compression for children with moderate hearing loss. **Int J Audiol**, v. 50, n. 6, p. 396-404. 2011.
28. TURNER, C. W.; HURTIG, R. R. Proportional frequency compression of speech for listeners with sensorineural hearing loss. **J Acoust Soc Am**, v. 106, n. 2, p. 877-86.1999.
29. BASKENT, D.; SHANNON, R. V. Frequency transposition around dead regions simulated with a noiseband vocoder. **J Acoust Soc Am**, v. 119, n. 2, p. 1156-63, 2006.
30. MCDERMOTT, H. J.; KNIGHT, M. R. Preliminary results with the AVR impact frequency-transposing hearing aid. **J Am Acad Audiol**, v. 12, n. 3, p. 121-27. 2001.

31. FRAGA, F. J., MAROTTA, A. M., “Frequency compression and frequency shifting for the hearing impaired”, Proceedings of the IASTED International Conference on Biomedical Engineering, Innsbruck, Áustria, CD-ROM, paper 417-808, 2004.
32. FRAGA, F. J.; PRATES, L. P. C. S.; IORIO, M. C. M. Frequency Compression/Transposition of Fricative Consonants for the Hearing Impaired with High-Frequency Dead Regions. **Interspeech** 2008, Brisbane, Australia, v. 01. p. 2238-2241, 2008.
33. LIPORACI, F. D.; FROTA, S. M. M. C. Resolução temporal auditiva em idosos. **Rev Soc Bras Fonoaudiol**, v. 15, n. 4, p. 533-39. 2010.
34. FOGERTY, D.; HUMES, L. E.; KEWLEY-PORT, D. Auditory temporal-order processing of vowel sequences by young and elderly listeners. **J Acoust Soc Am**, v. 127, n. 4, p. 2509-20. 2010.
35. FREIGANG, C. *et al.* Evaluation of central auditory discrimination abilities in older adults. **Frontier in Aging Neuroscience**, v. 3, n. 6, p. 1-11. 2011.
36. PINHEIRO, M. M. C.; PEREIRA L. D. Processamento auditivo em idosos: estudo da interação por meio de testes com estímulos verbais e não verbais. **Rev Bras Otorrinolaringol**, v. 70, n. 2, p. 209-214. 2004.
37. JANSE, E. Processing of fast speech by elderly listeners. **J Acoust Soc Am**, v. 125, n. 4, p. 2361-73, 2009.
38. MURPHY, D. R.; DANEMAN, M.; SCHNEIDER, B.A. Why do older adults have difficulty following conversations? **Psychology & Aging**, v. 21, n. 1, p. 49-61, 2006.
39. GLISKY, E. Changes in cognitive function in human aging. In: R. David (Ed). **Brain aging: models, methods and mechanisms**. Boca Raton: CRC Press, 2007.
40. SCHNEIDER, B. A.; PICHORA-FULLER, M. K.; DANEMAN, M. Effects of senescent changes in audition on cognition on spoken language comprehension. In: GORDON-SALANT, R. *et al.* (Ed). **The Aging Auditory System** – Springer Handbook of Auditory Research. London: Springer, 2010. p. 167-209.

4 ARTIGO – COMPRESSÃO DE FREQUÊNCIAS NO RECONHECIMENTO DE FALA DE IDOSOS COM POSSÍVEIS ZONAS MORTAS NA CÓCLEA.

4.1 Resumo

Objetivo: avaliar e comparar o desempenho de idosos sem e com zonas mortas na cóclea (ZMC) em testes de reconhecimento de fala, no silêncio e no ruído, usando próteses auditivas sem e com a ativação do algoritmo de compressão não linear de frequências (CNLF). **Material e Método:** participaram 38 idosos com perda auditiva de grau leve a moderado e configuração descendente, distribuídos, com base nos resultados da técnica de mascaramento com ruído branco, em: Grupo A – 24 idosos sem indícios de ZMC; Grupo B – 14 idosos com indícios de ZMC. Aplicou-se o teste Listas de Sentenças em Português (LSP), sendo pesquisados os Índices Percentuais de Reconhecimento de Sentenças no Silêncio (IPRSS) e no Ruído (IPRSR). As medidas foram obtidas com o uso de próteses auditivas, sem CNLF (SC) e com CNLF (CC). **Resultados:** tanto o grupo A quanto o B apresentaram melhora estatisticamente significativa no IPRSS com as próteses auditivas CC; no IPRSR nenhum grupo apresentou diferença significativa SC e CC. Comparando-se os grupos, não houve diferença significativa no IPRSS SC e CC. No IPRSR SC houve diferença significativa, sendo melhor o desempenho do grupo B. No IPRSR CC não houve diferença significativa. **Conclusão:** no silêncio, ambos os grupos apresentaram melhora significativa de desempenho usando próteses auditivas CC. No ruído, não houve diferença entre os resultados com próteses auditivas SC e CC. Comparando-se os grupos, a medida obtida no ruído com próteses auditivas SC foi a única que apresentou diferença significativa, na qual o grupo com ZMC apresentou melhor desempenho.

Descritores: Auxiliares de audição. Perda auditiva de alta frequência. Idoso. Testes de discriminação da fala. Percepção da fala.

4 ARTICLE – FREQUENCY COMPRESSION ON SPEECH RECOGNITION IN ELDERLY PEOPLE WITH POSSIBLE COCHLEAR DEAD REGIONS.

4.2 Abstract

Purpose: to evaluate and compare the performance of elderly people with and without cochlear dead regions (DRs) in speech recognition tests, in silence and in noise, using auditory prostheses with and without the activation of the nonlinear frequency compression algorithm (NLFC). **Material and Methods:** 38 elderly people with mild to moderate hearing loss and descending configuration, distributed based on the results of the white noise masking technique, in: Group A – 24 elderly people without evidence of DRs; Group B – 14 elderly people with evidence of DRs. The Lists of Sentences in Portuguese (LSP) test was applied, seeking the Percentage Index of Sentence Recognition in Silence (IPRSS) and in noise (IPRSR). The measurements were obtained using the auditory prostheses without NLFC (SC) and with NLFC (CC). **Results:** Both Group A and Group B showed statistically significant improvement in IPRSS with the auditory prostheses CC; in IPRSRS no group presented significant difference SC and CC. Comparing the groups, there was no significant difference in IPRSS SC and CC. In IPRSRS SC there was significant difference, Group B being the better of the two. In IPRSRS CC there was no significant difference. **Conclusion:** in silence, both groups presented significant improvement in performance using auditory prostheses CC. in noise, there was no difference between the results com auditory prostheses SC and CC. Comparing the groups, the measurement obtained in noise with auditory prostheses SC was the only one that presented significant difference, in which the group with DRs presented better performance.

Keywords: Hearing aids. High-frequency hearing loss. Elderly person. Speech discrimination tests. Speech Perception.

4.3 Introdução

Considerando-se que a organização tonotópica coclear está disposta de forma que as frequências altas sejam identificadas na região basal da cóclea e as baixas no ápice (VON BEKÉSI, 1961), é natural e frequente que a perda auditiva afete inicialmente as células responsáveis por detectar as frequências altas, caracterizando-se por uma configuração descendente no audiograma. Sujeitos com essa configuração audiométrica costumam ter seu reconhecimento de fala claramente prejudicado, uma vez que a transmissão de energia acústica dos sons consonantais, relacionados às altas frequências e fundamentais para o reconhecimento de fala (RUSSO, BEHLAU, 1993), está prejudicada.

Em alguns casos, a perda auditiva decorre não apenas de uma diminuição da atividade funcional das células ciliadas internas e/ou neurônios adjacentes da cóclea, mas da não funcionalidade dessas estruturas que levam à ruptura de transmissão da informação gerada na membrana basilar para o Sistema Nervoso Central. Regiões com essas características são chamadas de zonas mortas na cóclea (ZMC) (MOORE, GLASBERG, 1997) e quando presentes acabam por defasar ainda mais o reconhecimento de fala dos sujeitos.

Nessas condições, a detecção do som com frequência correspondente à ZMC só poderá ocorrer se for suficientemente intenso para gerar uma vibração na membrana basilar que se propague a regiões vizinhas a ela, onde as células ciliadas permanecem funcionais. Assim, o estímulo acústico correspondente à frequência da ZMC será percebido, ainda que com a ativação de uma região tonotópica diferente (SMITH, FAULKNER, 2006).

Estudos têm indicado que a reorganização tonotópica em casos de ZMC pode não se restringir ao nível coclear, levando também à plasticidade cortical. Pesquisas indicaram que uma lesão na região basal da cóclea, causando ZMC nas altas frequências, pode levar a região cortical correspondente à ZMC a se ajustar para responder àquela frequência adjacente que irá ser responsável por sua detecção (VESTERGAARD, 2003; MOORE, VINAY, 2009).

A prevalência de sujeitos com perda auditiva que possuem ZMC ainda não apresenta valores consistentes, variando de 29% a 84% nos diversos estudos realizados (PREMINGER, CARPENTER, ZIEGLER, 2005; VINAY, MOORE, 2007;

HORSNBY, DUNDAS, 2009; COX *et al.*; 2011). Esses dados somados ao fato de que pacientes com ZMC, especialmente nas altas frequências, apresentam baixo índice de aceitação ao uso de próteses auditivas (EGUTI, 2002; PREMINGER; CARPENTER; ZIEGLER, 2005) levou pesquisadores e clínicos a pensar em diferentes condutas a serem adotadas para estes casos.

Alguns autores ressaltam que é necessário cautela na amplificação de altas frequências em sujeitos com limiares auditivos superiores a 55dB NA (CHING, DILLON, BYRNE, 1998; BAER, MOORE, KLUK, 2002), uma vez que a amplificação excessiva de sons que não podem ser detectados por suas fibras auditivas correspondentes pode provocar a distorção da informação acústica. Em casos de possíveis ZMC, a indicação é de que a amplificação seja promovida apenas para frequências localizadas até 1,5 a 2 vezes acima daquela identificada com ZMC, caso contrário, o reconhecimento de fala dos sujeitos poderia ser prejudicado (VICKERS, MOORE, BAER, 2001; BAER, MOORE, KLUK, 2002).

As limitações na amplificação das altas frequências e a sugestão de que, devido à neuroplasticidade, sujeitos com ZMC fariam uso mais efetivo da informação de baixas frequências no reconhecimento de fala (VESTEGAARD, 2003; MOORE, VINAY, 2009), faz pensar que próteses auditivas capazes de mover as informações acústicas de altas frequências para serem percebidas pelas baixas frequências tragam maior benefício à comunicação desses sujeitos.

Nesse contexto, inserem-se as próteses auditivas com compressão não linear de frequências (CNLF), uma tecnologia desenvolvida após vários outros métodos de rebaixamento de frequências que acabavam por causar distorções consideráveis do sinal de fala. Por permitir a escolha de uma frequência de corte (FC), a partir da qual a CNLF começará a atuar, essa tecnologia permite a preservação dos formantes naturais das baixas frequências, as quais não são afetadas pela compressão, mantendo a frequência fundamental da voz humana e causando menor distorção dos sons (GLISTA *et al.*, 2009; WOLFE *et al.*, 2010).

O benefício proporcionado pela CNLF em pacientes com ZMC ainda não está esclarecido. Estudos com tecnologias que seguem o mesmo princípio da CNLF, como a transposição de frequências e a compressão de frequências de sons fricativos, mostram resultados discrepantes. Ora há melhora da identificação de fricativas, diminuição de erros frequentes e aumento da informação acústica transmitida ao paciente (BASKENT, SHANNON, 2006; ROBINSON, BAER, MOORE,

2007; FRAGA, PRATES, IÓRIO, 2008; FULLGRABE, BAER, MOORE, 2010), ora nenhuma melhora no reconhecimento de fala é observado (BASKENT, SHANNON, 2006; ROBINSON *et al.*, 2009).

Por todo exposto, tendo em vista o estabelecimento de melhores práticas nos ajustes de próteses auditivas para sujeitos com ZMC, este estudo tem o objetivo de avaliar e comparar o desempenho de idosos sem e com ZMC em testes de reconhecimento de fala, no silêncio e no ruído, usando próteses auditivas sem e com a ativação do algoritmo de compressão não linear de frequências.

4.4 Material e métodos

A presente pesquisa tem caráter quantitativo, do tipo observacional descritivo e de corte transversal. Foi realizada no Laboratório de Próteses Auditivas (LPA) da Instituição de origem, registrada no Gabinete de Projetos com o nº 032630 e aprovada pelo Comitê de Ética em Pesquisa da instituição com certificado nº 05765712.3.0000.5346. Todos os participantes do estudo receberam uma explicação completa sobre a natureza, objetivo e procedimentos e assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE).

Foi realizado um levantamento de dados pessoais e audiológicos de 275 prontuários de sujeitos que chegaram ao Núcleo de Seleção e Adaptação de Próteses Auditivas (NUSEAPA) para dar início ao processo de seleção e adaptação de próteses auditivas no período de agosto de 2012 a janeiro de 2013.

Dos 275 prontuários, 49 foram selecionados inicialmente para participação no estudo por cumprirem os seguintes critérios de inclusão estabelecidos: ter idade acima de 60 anos, considerados idosos de acordo com a classificação da Organização Mundial de Saúde (OMS, 2012); apresentar perda auditiva do tipo neurosensorial, de grau leve a moderado (LLOYD, KAPLAN, 1978) e configuração descendente (SILMAN, SILVERMANN, 1997) adquirida no período pós-lingual; apresentar Índice Percentual de Reconhecimento de Fala (IPRF) sem próteses auditivas de, no mínimo, 60%, visando eliminar perdas sugestivas de lesão retrococlear (KATZ, 1972) e nunca ter usado próteses auditivas.

Foi realizado contato telefônico com os 49 sujeitos, para convidá-los a participar do estudo e agendar consulta para as avaliações. A coleta de dados ocorreu no período de outubro de 2012 a março de 2013.

Os sujeitos foram submetidos à aplicação do Mini Exame do Estado Mental (MEEM), com o intuito de detectar possíveis alterações cognitivas que pudessem influenciar nos resultados dos exames. (FOLSTEIN; FOLSTEIN; MCHUGH, 1975). A escolha do referido exame justifica-se por ser considerado um instrumento de rastreamento da função cognitiva de fácil e rápida aplicação, não sendo necessário nenhum material específico. Além de fornecer informações sobre diferentes parâmetros cognitivos, é um dos poucos testes validados e adaptados para a população brasileira.

Além disso, todos passaram por anamnese e inspeção visual do meato acústico externo e, ainda, sujeitos que apresentaram perda auditiva neurossensorial com limiares maiores que 90dB NA nas frequências altas e/ou perda auditiva descendente, com diferença entre limiares maior que 50dB por oitava. Critérios estabelecidos por Moore (2001) como indícios de possíveis ZMC foram avaliados para identificação de ZMC por meio da técnica de mascaramento com ruído branco (EGUTI, 2002).

Após essa fase, foram iniciados os procedimentos com o uso das próteses auditivas, que consistiram na verificação dos ajustes das próteses auditivas por meio das mensurações com microfone sonda e aplicação do teste Listas de Sentenças em Português (LSP) (COSTA, 1998).

Considerando a afirmação de que orelhas sem e com ZMC apresentam diferentes respostas a testes de fala (MOORE; VINAY, 2009), uma vez que o LSP foi realizado de forma binaural, optou-se por excluir da amostra sujeitos idosos que apresentaram indícios de ZMC em apenas uma orelha. Assim, os critérios de exclusão deste estudo foram: apresentar histórico de alteração neurológica, fatores cognitivos e/ou articulatórios que interferissem na avaliação, excesso de cerúmen ou outras alterações no meato acústico externo observado durante a inspeção visual do meato acústico e indícios de presença de ZMC em apenas uma orelha.

A figura 1 ilustra o fluxograma do estudo:

Figura 1. Fluxograma do estudo.

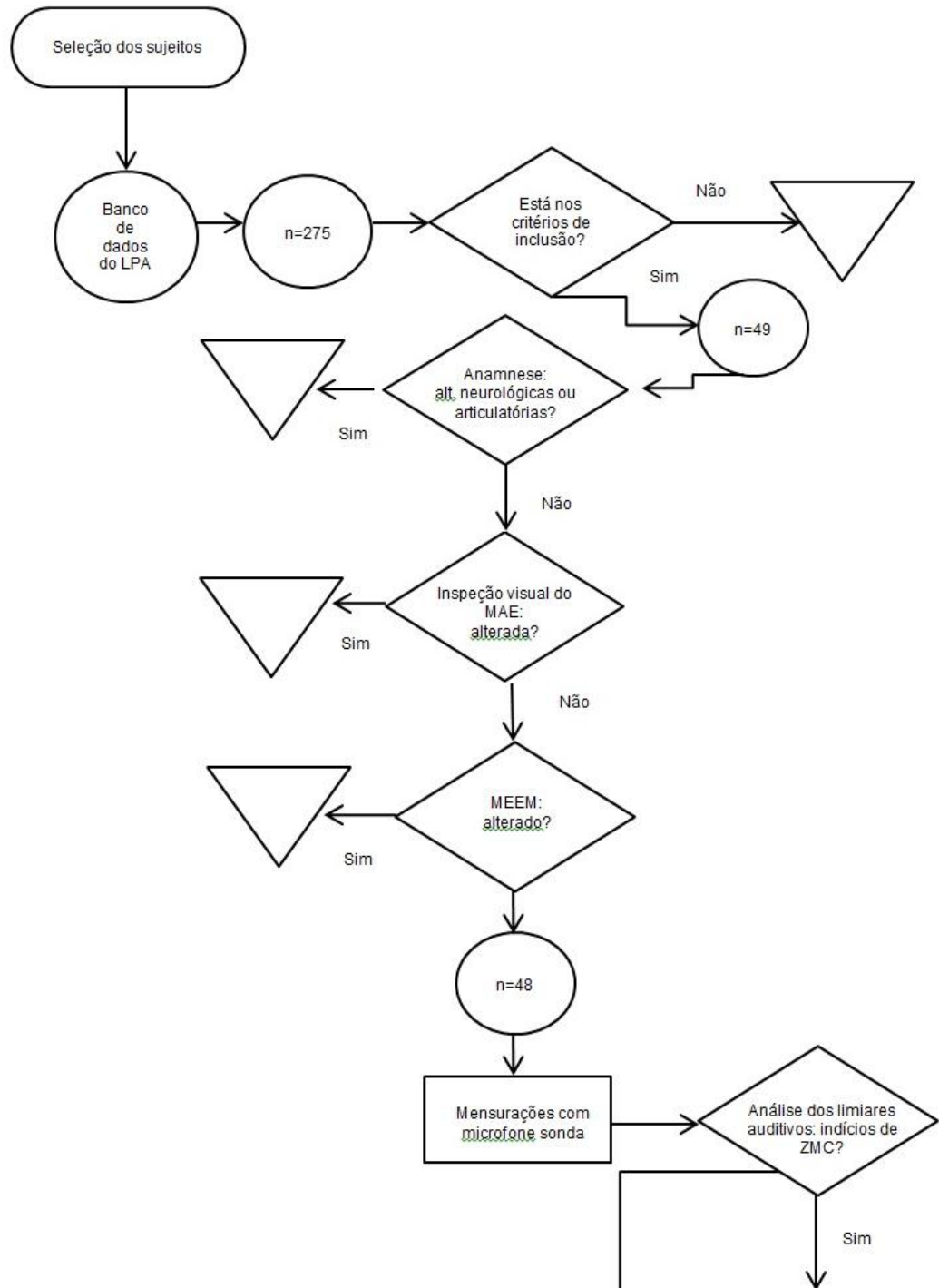
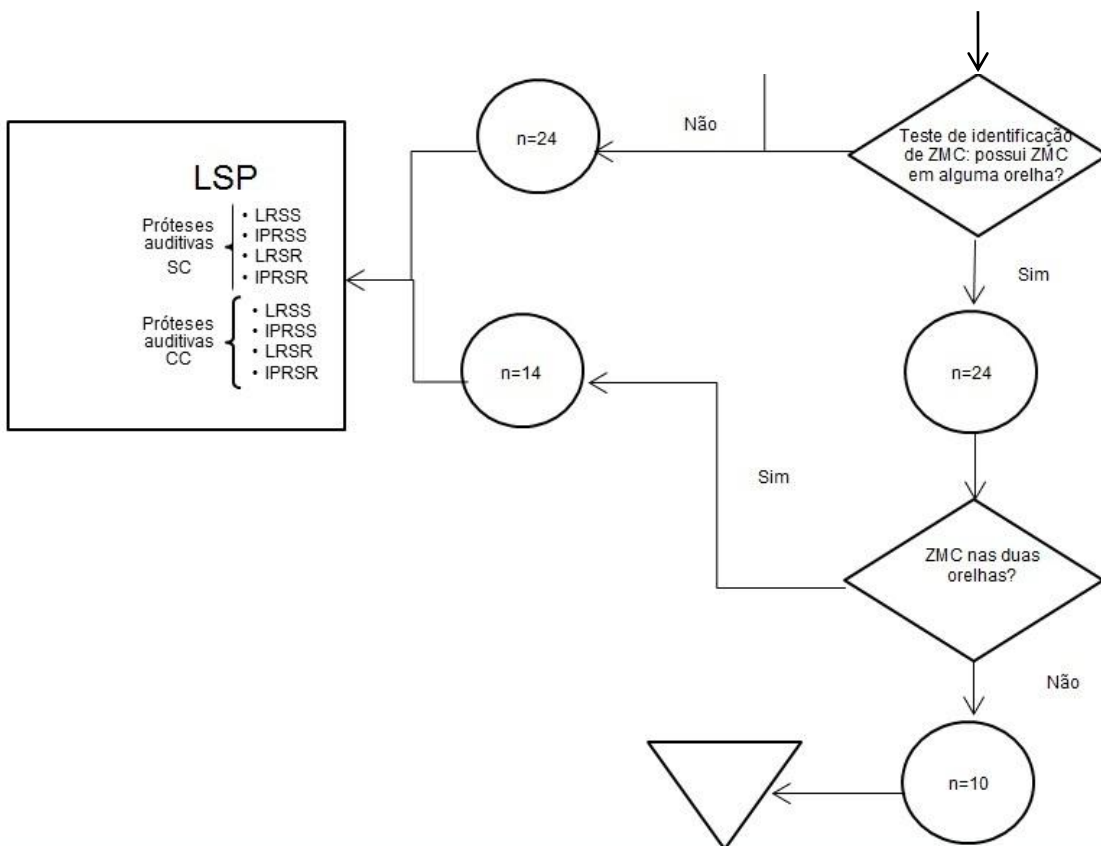


Figura 1. Fluxograma do estudo (conclusão).

Simbologia do Fluxograma Padrão ANSI.

Legenda: alt – Alterações; MAE – Meato acústico externo; MEEM – Mini exame do estado mental; ZMC – Zonas mortas na cóclea; LSP – Listas de sentenças em português; LRSS – Limiar de reconhecimento de sentenças no silêncio; LRSR – Limiar de reconhecimento de sentenças no ruído; IPRSS– Índice percentual de reconhecimento de sentenças no silêncio; IPRSR- Índice percentual de reconhecimento de sentenças no ruído; SC- sem compressão não linear de frequências; CC-com compressão não linear de frequências

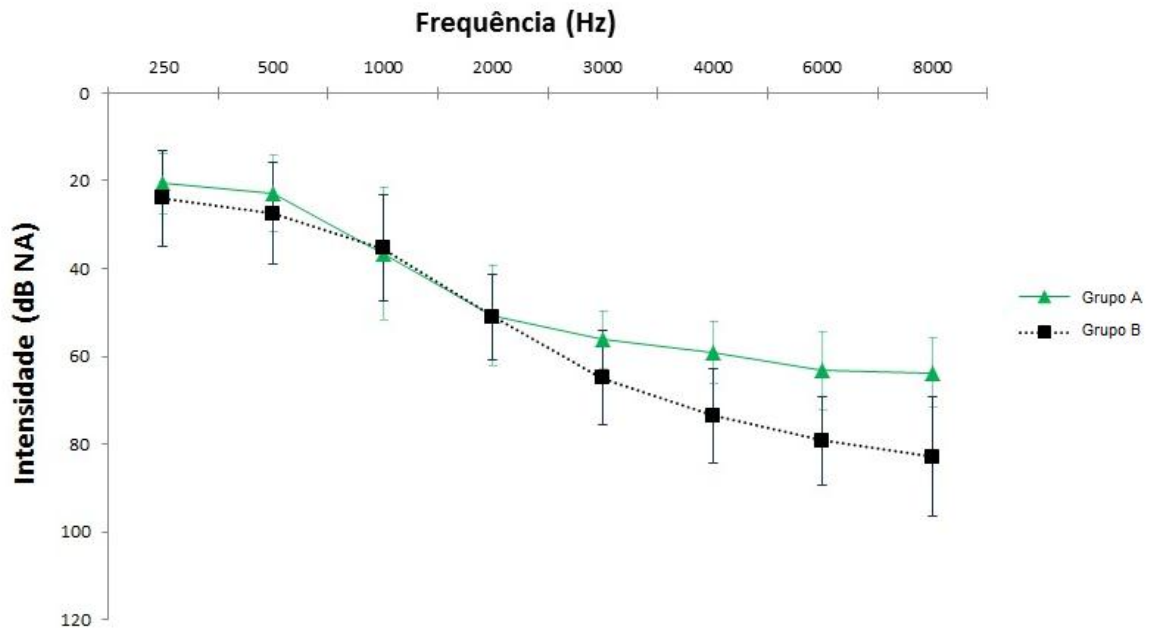
Seguindo os critérios estabelecidos e após a identificação de sujeitos com possíveis ZMC, eles foram distribuídos em dois grupos da seguinte forma:

Grupo A: 24 sujeitos sem indícios de ZMC, com idade entre 61 e 83 anos, sendo sete do gênero feminino e 17 do masculino;

Grupo B: 14 sujeitos com indícios de ZMC, com idade entre 69 e 84 anos, sendo cinco do gênero feminino e nove do masculino.

Como estabelecido nos critérios de inclusão, todos os sujeitos apresentaram perda auditiva de configuração descendente (Figura 2).

Figura 2. Média e desvio padrão dos limiares tonais da melhor orelha dos sujeitos do Grupo A e do Grupo B.



A seguir, serão descritos os procedimentos de classificação dos grupos com a identificação de zonas mortas na cóclea por meio da técnica de mascaramento com ruído branco, a programação das próteses auditivas e a coleta dos dados com a aplicação do teste LSP.

Classificação dos sujeitos nos grupos: identificação das zonas mortas na cóclea utilizando a técnica de mascaramento com ruído branco

Essa técnica, desenvolvida e testada por Eguti (2002), apresentou concordância muito forte com os critérios supracitados indicativos de possíveis ZMC (MOORE, 2001) e mostrou que o ruído branco tem efeito similar ao ruído de equalização do limiar (TEN), o qual foi proposto por Moore *et al.* (2000) e é reconhecido internacionalmente como um método simples e eficaz na identificação de possíveis ZMC. Por isso, o teste de mascaramento com ruído branco é considerado uma alternativa confiável para a identificação de possível presença de ZMC.

As medidas foram realizadas em cabine acusticamente tratada, utilizando um audiômetro digital de dois canais, marca *Fonix Hearing Evaluator*, modelo FA 12 tipo I e fones auriculares tipo TDH-39P, marca *Telephonics*.

O teste consiste na apresentação simultânea e ipsilateral de ruído branco ao tom puro, ou seja, os dois sons foram apresentados à mesma orelha, enquanto eram pesquisados os limiares mascarados nas frequências que apresentaram os critérios de indicação de possíveis ZMC. Como indicado pela autora do teste, para torná-lo mais curto e menos cansativo, optou-se por utilizar o nível de apresentação do ruído apenas a 70dB NA (EGUTI, 2002).

Quando os limiares mascarados obtidos foram, no mínimo, 10dB acima do limiar absoluto e do nível de mascaramento utilizado, o resultado foi considerado indicativo de presença de ZMC (MOORE *et al.*, 2000).

Programação das próteses auditivas

Considerando o fato de todos os participantes da pesquisa apresentarem perda auditiva descendente bilateral, foram programadas, para cada paciente, duas próteses auditivas sem a ativação do algoritmo de CNLF e duas com a ativação desse recurso. As próteses auditivas utilizadas eram da mesma marca e modelo e se caracterizaram por ser do tipo retroauricular, de tecnologia digital com 6 canais de ajuste, com saída e ganho máximo de 128 dB e 58 dB (acoplador de 2 cc), respectivamente. Essas próteses auditivas possuem recurso de ativação ou desativação da CNLF e disponibilizam dois parâmetros para ajuste, regulados conjuntamente, desse algoritmo: a FC, que pode ser escolhida de 1,5 a 6 KHz e a razão de compressão (RC), a qual varia de 1,5:1 a 4:1.

A programação foi realizada antes da chegada do sujeito para atendimento por meio do acesso ao *software* da empresa responsável pela fabricação das próteses auditivas utilizadas no estudo. Adotou-se a regra prescritiva NAL-NL1 para definição dos ajustes das próteses auditivas. As regulagens de ganho e saída máxima por frequência, bem como o ajuste da FC e RC referentes à CNLF, foram realizados por meio do ajuste rápido do *software*, que supõe as melhores regulagens possíveis para as características audiológicas do sujeito em questão. Apenas o recurso de cancelamento de microfonia foi mantido, sendo os demais algoritmos

desativados. Assim que ligadas as próteses auditivas foram programadas para funcionar em programa de silêncio e com microfone omnidirecional. Ressalta-se que o único diferencial entre os dois pares de próteses auditivas utilizadas neste estudo foi a ativação ou não da CNLF.

A fim de verificar os ajustes das próteses auditivas e a desativação/ativação do algoritmo de CNLF, foram realizadas mensurações com microfone sonda antes do início dos testes. Além disso, em todos os casos, a adaptação das próteses auditivas foi realizada com moldes auriculares do tipo invisível simples de acrílico e o tamanho da ventilação determinado conforme a configuração audiométrica de cada sujeito.

Teste Listas de Sentenças em Português (LSP)

O LSP (COSTA, 1998) é constituído por uma lista de 25 sentenças, sete listas de dez sentenças e um ruído com espectro de fala, estando as sentenças e o ruído gravados em *CD*, em canais independentes, permitindo sua apresentação tanto no silêncio quanto no ruído. O teste permite a obtenção do Limiar de Reconhecimento de Sentenças no Silêncio (LRSS), do Índice Percentual de Reconhecimento de Sentenças no Silêncio (IPRSS), do Limiar de Reconhecimento de Sentenças no Ruído (LRSR) e do Índice Percentual de Reconhecimento de Sentenças no Ruído (IPRSR).

As medidas foram realizadas em campo livre, em cabine acusticamente tratada, utilizando audiômetro da mesma marca e modelo supracitados. As sentenças foram apresentadas utilizando-se um *Compact Disc Player Digital Toshiba*, modelo 4149, acoplado ao audiômetro.

Com o intuito de que as condições de apresentação fossem mantidas constantes, antes de iniciar o teste realizou-se a calibração da saída de cada canal do VU-meter do audiômetro, utilizando-se como referência o tom puro presente na primeira faixa do *CD*. Para calibração do ruído, tanto o tom puro presente no canal um, quanto o ruído presente no canal dois, foram colocados no nível zero.

Para pesquisa do LRSS e do LRSR, a aplicação do material foi realizada por meio do procedimento denominado “estratégia sequencial, adaptativa ou ascendente-descendente” (LEVITT; RABINER, 1967), que permite determinar o

limiar de reconhecimento de fala, ou seja, o nível necessário para o sujeito identificar corretamente em torno de 50% dos estímulos de fala apresentados em uma determinada condição. Seguindo essa estratégia, quando o sujeito é capaz de reconhecer corretamente o estímulo de fala apresentado, a intensidade desse é diminuída, caso contrário, sua intensidade é aumentada. Uma resposta só é considerada correta quando o sujeito repetir, sem nenhum erro ou omissão, toda a sentença apresentada.

Os intervalos de apresentação das sentenças recomendados na literatura (LEVITT; RABINER, 1967) são de 4 dB nas primeiras frases, até a primeira mudança no tipo de resposta, posteriormente são de 2 dB. Contudo, o equipamento utilizado para esta pesquisa não apresentava a possibilidade de intervalos de 4 e 2 dB, portanto, foram utilizados intervalos de 5 e 2,5 dB respectivamente. Os valores de apresentação de cada frase foram anotados no protocolo de exame, para, então, serem calculadas as médias com base nas intensidades de apresentação das sentenças a partir da primeira mudança no tipo de resposta.

Como foi observada pela autora do material a existência de uma diferença de 7 dB entre a fala e o ruído (fala abaixo do ruído) (CÓSER *et al.*, 2000), adotou-se, como procedimento para o cálculo do LRSS e LRSR, a subtração de 7 dB dos valores de fala registrados e observados no dial do equipamento.

Esse procedimento foi utilizado tanto para a pesquisa dos limiares no silêncio como no ruído. No teste com ruído competitivo, esse foi mantido constante em 65 dB NPS (A).

É importante salientar que os LRSS e LRSR foram pesquisados apenas para servir de referência para determinar a intensidade na qual seriam pesquisados os IPRSS e IPRSR.

Para obtenção dos IPRSS e IPRSR, a intensidade de apresentação das sentenças foi mantida fixa no limiar encontrado na pesquisa do LRSS e do LRSR de cada indivíduo quando esse estava usando as próteses auditivas sem a ativação do algoritmo de CNLF. Uma lista de sentenças foi apresentada em cada condição e, durante a aplicação do teste, as respostas dos indivíduos foram anotadas em um protocolo que permitiu a análise dos índices considerando como erro somente a(s) palavra(s) omitida(s) ou repetida(s) de maneira incorreta. Dessa forma, uma vez que cada palavra dentro de cada lista corresponde a uma porcentagem de acerto,

totalizando 100% em cada lista, os resultados dos índices são expostos em termos percentuais (COSTA *et al.*, no prelo).

Todas as medidas do teste LSP foram realizadas com uso de próteses auditivas, sendo pesquisado o LRSS, LRSR, IPRSS, IPRSS primeiro com as próteses auditivas sem CNLF e, após, pesquisados o IPRSS e IPRSR com as próteses com CNLF. Para maior esclarecimento, as medidas que se referem àquelas realizadas com as próteses auditivas sem a ativação da CNLF serão seguidas das iniciais SC, sendo as realizadas com próteses auditivas com a ativação do algoritmo representadas pelas letras CC.

Inicialmente os sujeitos foram avaliados com as próteses auditivas sem a ativação da CNLF. Antes de dar início à avaliação propriamente dita, foi realizado treinamento para familiarização com o teste por meio das cinco primeiras sentenças da lista 7B sem a presença de ruído competitivo. Para facilitar o reconhecimento da primeira sentença de cada lista, a fim de garantir a compreensão do teste, a intensidade inicial de apresentação das sentenças no silêncio para treinamento foi de 10 a 20 dB acima do Limiar de Reconhecimento de Fala (LRF) (HENRIQUES, MIRANDA, COSTA, 2008). A seguir, as dez primeiras sentenças da lista 1A foram utilizadas para a pesquisa do LRSS SC. Com a intensidade fixa no valor encontrado no LRSS SC, foi procedida a pesquisa do IPRSS SC com a aplicação da lista 1B.

Ainda usando as próteses auditivas sem a ativação da CNLF, foram obtidas as medidas na presença de ruído competitivo a uma intensidade constante de 65dB NPS (A). As cinco últimas sentenças da lista 7B foram aplicadas como treinamento com a presença de ruído competitivo. A intensidade inicial de apresentação das sentenças nesse caso foi de 10 a 20 dB acima do ruído. Após o treinamento, a lista 2B foi apresentada para a pesquisa do LRSR SC. Com a intensidade fixa no valor encontrado no LRSR SC, o IPRSR SC foi pesquisado por meio da lista 3B.

Em seguida, as medidas foram realizadas, seguindo os mesmos parâmetros para avaliação com as próteses auditivas com a ativação da CNLF. O treinamento foi realizado com as mesmas sentenças, tanto no silêncio quanto no ruído já que, por tratar-se de um treinamento, a repetição das sentenças não influenciaria nos resultados. Portanto, após o treinamento no silêncio, procedeu-se a pesquisa do IPRSS CC, utilizando-se a lista 4B. A fim de manter a mesma intensidade de teste da condição sem a ativação da CNLF e posterior comparação entre resultados, o IPRSS CC foi pesquisado na intensidade encontrada na pesquisa do LRSS SC. A

seguir, foi realizado o treinamento na condição de ruído para, então, obter-se o IPRSR CC por meio da apresentação da lista 6B. Da mesma forma que no silêncio, para obtenção do IPRSR CC, a intensidade foi fixada no valor encontrado no LRSR SC.

A fim de evitar efeitos de rotulação semelhantes aos efeitos placebo, realizou-se cegamento da amostra quanto às próteses auditivas que estavam sendo avaliadas em cada momento, ou seja, o sujeito não sabia se estava sendo avaliado com próteses auditivas com ou sem a ativação da CNLF, apesar de o examinador ter conhecimento dessas informações.

Análise dos dados

Os dados foram analisados descritivamente e receberam tratamento estatístico, utilizando o programa *Statistica* versão 9.0. Para verificar a normalidade das variáveis, foi aplicado o teste *Shapiro-Wilk*.

Dois tipos de análises foram realizadas: comparação entre os grupos A e B, separadamente e entre si nas condições CC e SC. Para análise dos grupos separadamente, foram utilizados os testes T pareado para duas amostras dependentes ou *Wilcoxon*, de acordo com a normalidade apresentada pela variável. Já para a análise entre os grupos, utilizou-se o Teste t para variáveis independentes.

Considerou-se nível de significância estatística de $p < 0,05$ (5%), sendo os resultados que mostraram significância assinalados por um (*) asterisco. Para enriquecimento da discussão do estudo, níveis de significância de $0,5 < p < 0,1$ (10%) foram tratados como tendência estatística, tendo sido destacados com dois (**) asteriscos.

4.5 Resultados

Na tabela 1, são apresentadas as medidas descritivas e testes comparativos dos IPRSS e IPRSR dos sujeitos do grupo A usando próteses auditivas SC e CC.

Tabela 1. Distribuição dos indivíduos do grupo A (sem ZMC) quanto aos resultados do IPRSS e IPRSR usando próteses auditivas SC e CC.

GRUPO A				
(n=24)				
	Min	Máx	Média	Valor de p
IPRSS SC	35,52	95,46	61,24	0,079**
IPRSS CC	37,12	100	65,44	
IPRSR SC	3,57	90,09	55,99	0,230
IPRSR CC	7,77	92,15	56,29	

Teste T pareado para duas amostras dependentes (IPRSS), Teste Wilcoxon (IPRSR); (**) valor com tendência estatisticamente significativa ($0,05 < p < 0,1$).

Legenda: IPRSS– Índice percentual de reconhecimento de sentenças no silêncio; IPRSR- Índice percentual de reconhecimento de sentenças no ruído; SC- sem compressão não linear de frequências; CC-com compressão não linear de frequências.

O grupo A (sem ZMC) apresentou tendência estatística de diferença no desempenho entre os IPRSS obtidos usando próteses auditivas SC e CC, sendo as últimas as que proporcionaram melhores resultados. No entanto, não houve diferença estatisticamente significativa entre o uso de próteses auditivas SC e CC na tarefa de reconhecimento de fala no ruído.

Na tabela 2, são apresentadas as medidas descritivas e testes comparativos dos IPRSS e IPRSR de sujeitos do grupo B usando próteses auditivas SC e CC.

Tabela 2. Distribuição dos indivíduos do grupo B (com ZMC) quanto aos resultados do IPRSS e IPRSR usando próteses auditivas SC e CC.

GRUPO B				
(n=14)				
	Min	Máx	Média	Valor de p
IPRSS SC	29,97	81,00	55,27	0,097**
IPRSS CC	46,40	92,80	64,34	
IPRSR SC	44,46	88,92	67,12	0,936
IPRSR CC	17,76	97,68	67,48	

Teste T pareado para duas amostras dependentes; (**) valor com tendência estatisticamente significativa ($0,05 < p < 0,1$).

Legenda: IPRSS– Índice percentual de reconhecimento de sentenças no silêncio; IPRSR- Índice percentual de reconhecimento de sentenças no ruído; SC- sem compressão não linear de frequências; CC-com compressão não linear de frequências.

O grupo B (com ZMC) apresentou tendência estatística de diferença no desempenho entre os IPRSS obtidos usando próteses auditivas SC e CC, sendo as últimas as que proporcionaram melhores resultados. No entanto, não houve diferença estatisticamente significativa entre o uso de próteses auditivas SC e CC na tarefa de reconhecimento de fala no ruído.

As figuras 3 e 4 apresentam os IPRSS e IPRSR de cada indivíduo, do grupo A e do grupo B, usando próteses auditivas SC e CC.

Figura 3. Comparação entre o IPRSS de cada indivíduo, do grupo A e B, usando próteses auditivas SC e CC.

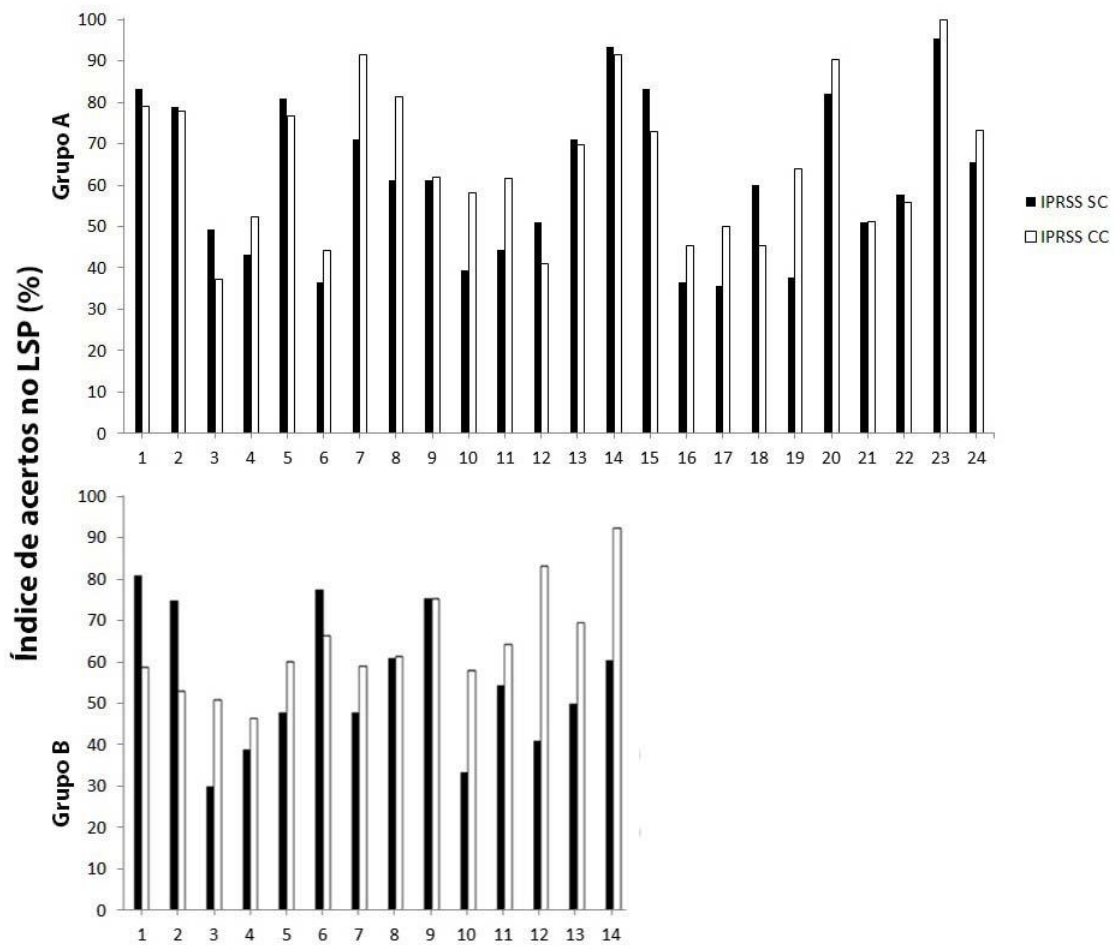
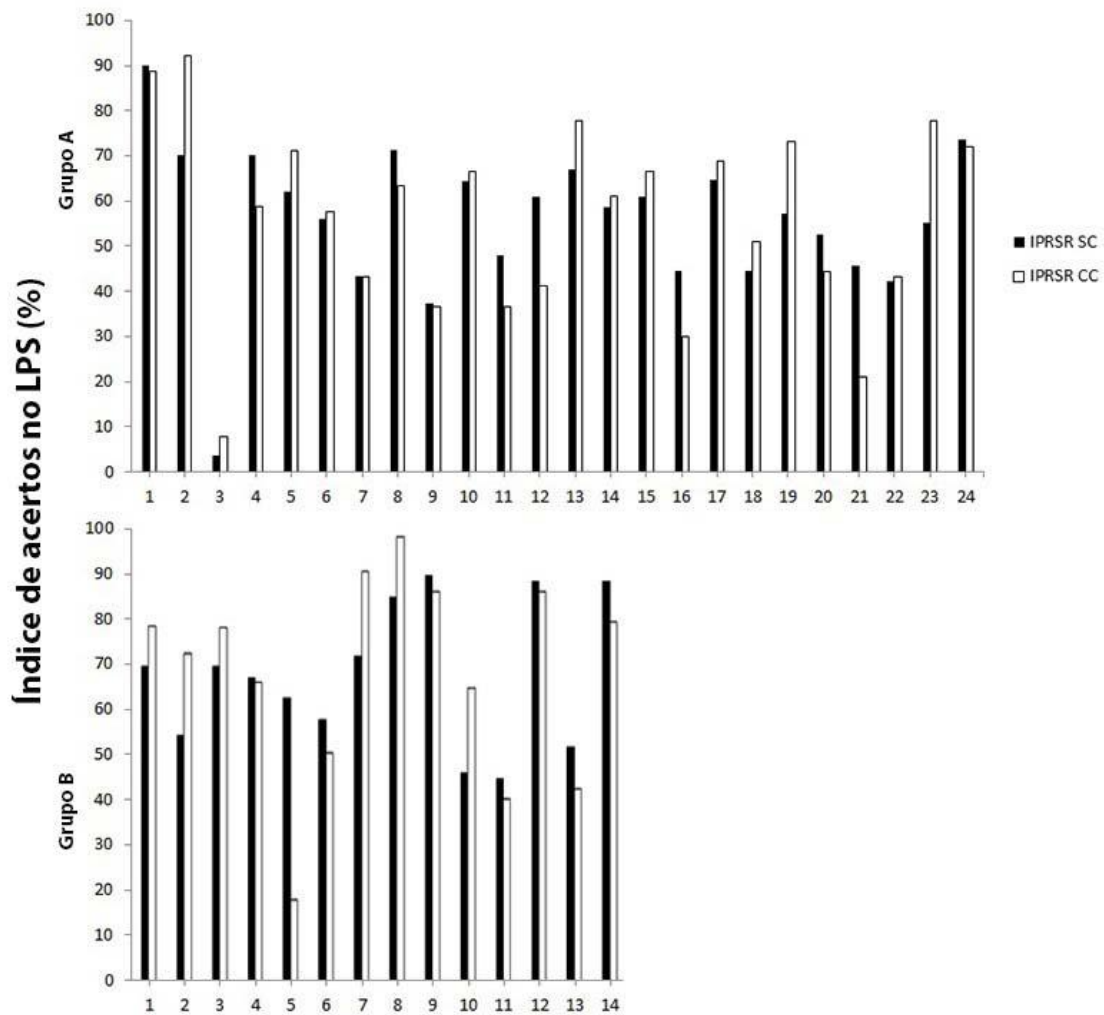


Figura 4. Comparação entre o IPRSR de cada indivíduo, do grupo A e B, usando próteses auditivas SC e CC.



Na tabela 3, são apresentadas as medidas descritivas dos IPRSS e IPRSR, obtidas usando próteses auditivas SC e CC, dos grupos A e B, bem como os resultados dos testes comparativos entre os grupos em cada medida.

Tabela 3. Comparação dos indivíduos dos grupos A e B quanto aos resultados do IPRSS e IPRSR usando próteses auditivas SC e CC.

	GRUPO A (n=24)			GRUPO B (n=14)			Valor de <i>p</i>
	Mín	Máx	Média	Mín	Máx	Média	
IPRSS SC	35,52	95,46	61,24	29,97	81,00	55,27	0,340
IPRSS CC	37,12	100	65,44	46,40	92,80	64,34	0,841
IPRSR SC	3,57	90,09	55,99	44,46	88,92	67,12	0,049*
IPRSR CC	7,77	92,15	56,29	17,76	97,68	67,48	0,133

Teste t para variáveis independentes; (*) valor estatisticamente significativo ($p < 0,05$).

Legenda: IPRSS– Índice percentual de reconhecimento de sentenças no silêncio; IPRSR- Índice percentual de reconhecimento de sentenças no ruído; SC- sem compressão não linear de frequências; CC-com compressão não linear de frequências.

Comparando-se os resultados do grupo A (sem ZMC) e B (com ZMC) nas medidas obtidas por meio do LSP realizadas usando próteses auditivas SC e CC, observou-se que não houve diferença estatisticamente significativa de desempenho entre os grupos no IPRSS SC e no IPRSS CC. Já o IPRSR SC apresentou diferença estatisticamente significativa entre os grupos, sendo o desempenho do grupo B (com ZMC) melhor do que do grupo A (sem ZMC). Os resultados do IPRSR CC não apresentaram diferença estatisticamente significativa entre os grupos.

4.6 Discussão

Sabe-se que, no cotidiano da prática clínica de audiologistas, os testes para identificação de ZMC não fazem parte da bateria clássica de procedimentos a serem realizados. Ainda assim, muitos desses profissionais atentam para as características do audiograma de seus pacientes que, se apresentarem indícios de possíveis ZMC, como limiares auditivos acima de 90 dB NA, podem interferir na escolha das regulagens das próteses auditivas a serem adaptadas. Nesse sentido, um estudo verificou que a maioria dos audiologistas não recomendaria amplificação nas frequências que possuem limiares indicativos de ZMC (SUMMERS, 2004).

Desse modo, para que não ocorra simplesmente a perda das informações acústicas de altas frequências, pela não amplificação dessa região, nos casos de

sujeitos com ZMC, pode ser considerada a utilização de métodos de rebaixamento de frequências para que o sinal de altas frequências seja percebido por aquelas com melhores limiares auditivos.

No presente estudo, verificou-se que, em situação de silêncio, a CNLF apresentou tendência estatística para favorecer o reconhecimento de fala em sujeitos com perda auditiva de configuração descendente de forma geral, independentemente de eles apresentarem ou não ZMC (Tabela 1 e 2). Esses resultados concordam com estudos realizados em sujeitos sem e com ZMC, nos quais a audibilidade e o reconhecimento de monossílabos, consoantes, plural e/ou fricativos no silêncio apresentaram melhores resultados com o uso de técnicas de rebaixamento de frequências (SIMPSON, HERBACH, MCDERMOTT, 2005; ROBINSON, BAER, MOORE, 2007; FRAGA, PRATES, IÓRIO, 2008; ROBINSON *et al.*, 2009; KUK *et al.*, 2009; GLISTA *et al.*, 2009; WOLFE *et al.*, 2010).

Em relação a esses resultados, o que se constatou foi que a maior audibilidade proporcionada pelo aumento da informação acústica transmitida ao paciente, decorrente da compressão das altas frequências para serem percebidas pelas baixas frequências, fez com que os sujeitos, sem e com ZMC, tivessem percentuais mais altos no reconhecimento de fala do que os obtidos com a amplificação convencional.

No caso dos pacientes sem ZMC, essa vantagem observada com o uso do algoritmo pode estar relacionada a uma série de limitações apresentadas pelas próteses auditivas convencionais, como a restrita largura na banda de frequências possíveis de serem amplificadas, limitações de ganho e saída máxima, além do risco de microfonia ou relato de desconforto (WOLFE *et al.*, 2010; BOHNERT, NYFFELER, KEILMANN, 2010). Com o uso da CNLF, esses aspectos são superados, e os sinais de altas frequências tornam-se audíveis, apesar do algoritmo provocar o surgimento de certos artefatos que levam à distorção de determinados sons (NYFFELER, 2008; SIMPSON, HERBACH, MCDERMOTT, 2006; ROBINSON, BAER, MOORE, 2007, ROBINSON *et al.*, 2009). Ainda assim, no silêncio essas distorções parecem não influenciar no benefício proporcionado pelo algoritmo.

No caso dos pacientes com ZMC, alguns autores afirmam que a amplificação convencional de altas frequências pode não trazer benefícios ou até mesmo prejudicar seu reconhecimento de fala (VICKERS, MOORE, BAER, 2001; BAER,

MOORE, KLUK, 2002; PREMINGER, CARPENTER, ZIEGLER, 2005). Como o presente estudo não realizou medidas sem o uso de próteses auditivas, não se pode assegurar que os efeitos proporcionados por esse tipo de amplificação foram benéficos ou maléficos aos sujeitos com ZMC. De qualquer forma, analisando-se os achados, acredita-se que, na maioria dos casos, tanto a amplificação convencional quanto a com CNLF forneceram algum grau de melhora no reconhecimento de fala dos sujeitos, sendo esse maior com o uso do algoritmo.

Os resultados obtidos são coerentes com a afirmação de que, para pacientes com ZMC, a amplificação deve ser promovida preferencialmente para frequências localizadas até 1,5 a 2 vezes acima da primeira frequência identificada com ZMC (VICKERS, MOORE, BAER, 2001; BAER, MOORE, KLUK, 2002). É nessa faixa de frequências que o sinal acústico passa a ser detectado após ser comprimido, promovendo, no silêncio, bons resultados para o reconhecimento de fala.

No ruído (Tabela 1 e 2), os achados indicaram que não houve diferença estatisticamente significativa de desempenho usando próteses auditivas sem e com CNLF, tanto no grupo A (sem ZMC) quanto no grupo B (com ZMC), concordando com a literatura da área (SIMPSON, HERBACH, McDERMOTT, 2006; KUK *et al.*, 2009; ROBINSON *et al.*, 2009; WOLFE *et al.*, 2010). Nessa condição, os resultados obtidos com o uso da CNLF podem ter sido limitados pelo fato de o algoritmo não tornar audível apenas os sinais de fala, mas também o ruído de altas frequências (WOLFE *et al.*, 2010). Com isso, pode-se pensar que a relação S/R promovida ainda não é suficiente para melhorar o reconhecimento de fala desses sujeitos. Com base nos resultados, acredita-se que esses efeitos afetem igualmente sujeitos sem e com ZMC.

Analisando-se a figura 3, que representa os resultados individualmente obtidos no silêncio, considerando inicialmente os sujeitos sem ZMC, dois idosos tiveram desempenho semelhante usando próteses auditivas sem ou com a ativação da CNLF, 12 idosos melhoraram e dez pioraram com a ativação da CNLF. Os dados obtidos com os 14 sujeitos com ZMC no mesmo teste tiveram a mesma proporção de indivíduos (dois) que apresentaram desempenho semelhante sem ou com a ativação da CNLF, nove idosos melhoraram e três pioraram com o uso do algoritmo.

Em ambos os grupos, 50% ou mais dos sujeitos melhoraram seu reconhecimento de fala em algum nível com o uso de próteses auditivas com CNLF e em nenhum caso a piora ultrapassou 20%. No caso de pacientes com ZMC, a

extensão da melhora observada foi considerável para alguns sujeitos, estando os achados compatíveis com a ideia de que pacientes com essas características tendem a habituar-se à CNLF mais rapidamente do que os sujeitos sem ZMC (ROBINSON *et al.*, 2009). Os resultados e a afirmação acima se explicam pelo fato de que sujeitos com ZMC já estão diariamente expostos a um rebaixamento de frequências natural, uma vez que a detecção de sinais de entrada com frequência correspondente às ZMC é realizada por regiões vizinhas, enquanto o grupo sem ZMC teria de se acostumar com o novo processamento do sinal.

Além disso, considerando o fato da melhora já ser percebida em metade dos sujeitos de forma imediata, acredita-se que o percentual de idosos beneficiados com o uso da CNLF no presente estudo possa, após algum tempo de aclimatização, ser ainda maior, conforme já observado em estudos anteriores (KUK *et al.*, 2009; GLISTA *et al.*, 2009; WOLFE *et al.*, 2011).

Na situação de ruído (Figura 4), dos 24 sujeitos do grupo A (sem ZMC), dois apresentaram resultados semelhantes com a amplificação convencional e com CNLF, 13 melhoraram e nove pioraram com a ativação do recurso. Considerando os sujeitos do grupo B (com ZMC), seis melhoraram e oito pioraram com o uso de CNLF.

O percentual de sujeitos que apresentaram algum grau de melhora no IPRSR se manteve semelhante ao verificado no IPRSS, cerca de 50%, mas o que se observou foi que a extensão de melhora foi menor do que a observada no silêncio, especialmente no grupo B (com ZMC), em que um sujeito teve percentual relevante de piora.

Deve-se destacar que, além da questão previamente comentada quanto ao aumento da audibilidade tanto dos sinais de fala quanto do ruído após o uso da CNLF, neste estudo deve-se levar em consideração o fato de a amostra ser composta exclusivamente de idosos. Indivíduos dessa faixa etária apresentam naturalmente maior dificuldade no reconhecimento de sinais distorcidos e/ou em meio a ruído de fundo, decorrente de modificações no processamento auditivo das informações (JANSE; 2009; GONÇALES; CURY, 2011). Os achados do presente estudo concordam com a consideração acima exposta, visto que, mesmo com o sinal distorcido, os idosos conseguiram beneficiar-se do aumento da informação acústica transmitida pelo uso da CNLF no silêncio, mas isso não ocorreu no ruído.

Assim, a soma da distorção do sinal de fala, do ruído competitivo e da maior dificuldade de idosos em reconhecer o sinal de fala nessas situações pode ter limitado o benefício da CNLF no reconhecimento de fala no ruído dos idosos deste estudo. Por isso, deve ser levada em consideração no momento da escolha pela amplificação convencional ou com CNLF, a qual deve ser realizada cuidadosamente.

Ressalta-se ainda que o p-valor encontrado nas análises ($p < 0,1$) e a variabilidade de resultados apresentados entre os sujeitos sugerem a necessidade de realização de novos estudos para que possa ocorrer uma possível inferência e generalização de resultados.

Partindo para a comparação dos resultados do grupo A com o grupo B (Tabela 3), observou-se que não houve diferença estatisticamente significativa entre o desempenho dos grupos na condição IPRSS SC, ou seja, ambos os grupos apresentaram resultados semelhantes usando próteses auditivas sem CNLF. Esses resultados vão ao encontro de estudos que afirmam que a amplificação convencional de altas frequências pode trazer benefícios tanto para sujeitos sem, quanto para sujeitos com ZMC, apesar desses benefícios serem mais evidentes para os do primeiro grupo (MACKERSIE, CROCKER, DAVIS, 2004; COX *et al.*, 2011).

Um dos fatores que pode ter contribuído para o resultado positivo apresentado, principalmente pelo grupo de sujeitos com ZMC, pode estar relacionado à regra prescritiva utilizada no presente estudo. Pensando-se na adaptação de próteses auditivas em pacientes com perda auditiva de configuração descendente acentuada, a NAL-NL1 é uma regra que se difere das outras por prescrever mínima amplificação às altas frequências (MARTIN, 2001), baseada em achados de estudos que indicaram que a amplificação excessiva de altas frequências não contribui para o reconhecimento de fala de sujeitos com tais configurações audiométricas (CHING, DILON, BYRNE, 1998; BAER, MOORE, KLUK, 2002).

Dessa forma, a NAL-NL1 prescreve amplificação àquelas frequências que ainda podem auxiliar no reconhecimento de fala, ou seja, às frequências sem indícios de ZMC e, ao mesmo tempo, não fornece amplificação excessiva às frequências com possíveis ZMC, o que poderia prejudicar o reconhecimento de fala dos sujeitos.

Quanto às medidas obtidas no silêncio com os sujeitos usando próteses auditivas com CNLF (IPRSS CC), como ambos os grupos beneficiaram-se significativamente do uso do algoritmo quando comparado à amplificação convencional, não foi observada diferença estatisticamente significativa entre os grupos. No silêncio, ao que tudo indica, de forma geral, a aplicação da CNLF não é indicada somente aos sujeitos com ZMC, mas também pode trazer benefícios aos sujeitos sem ZMC (KUK *et al.*, 2009).

Levando-se em consideração o relato de que sujeitos que não obtêm bons resultados em testes de reconhecimento de monossílabos, com o sinal convencional, tendem a mostrar melhor desempenho quando o estímulo encontra-se comprimido (TURNER, HURTIG, 1999), pode-se pensar que a adaptação de próteses auditivas com algoritmos de rebaixamento de frequências deve ser considerada uma alternativa a pacientes com perda auditiva de configuração descendente que não apresentaram benefício satisfatório com a amplificação convencional. Assim, o aumento da transmissão da informação acústica promovido pelo algoritmo poderá proporcionar maior audibilidade e reconhecimento de fala a esses sujeitos, especialmente em situações de silêncio.

Comparando-se os resultados de ambos os grupos nas medidas obtidas na presença de ruído competitivo, observou-se diferença estatisticamente significativa de desempenho no IPRSR SC, ou seja, os sujeitos do grupo B (com ZMC) apresentaram melhores resultados com a amplificação convencional de altas frequências do que o grupo A (sem ZMC).

Os resultados do presente estudo contradizem o relato de pesquisas anteriores que indicam que a amplificação de altas frequências em sujeitos com ZMC pode não trazer benefícios e até mesmo prejudicar o reconhecimento de fala, especialmente em situações de ruído (VICKERS, MOORE, BAER, 2001; BAER, MOORE, KLUK 2002; PREMINGER, CARPENTER, ZIEGLER, 2005). Por outro lado, um estudo verificou que a amplificação de altas frequências pode auxiliar sujeitos com ZMC a melhorarem seu reconhecimento de fala, desde que em níveis baixos de ruído (MACKERSIE; CROCKER; DAVIS, 2004).

De qualquer maneira, devido à singularidade dos resultados encontrados, optou-se por verificar se havia diferença significativa de algumas características entre os grupos sem e com ZMC, que poderiam de forma indireta influenciar nos resultados obtidos no ruído. Assim, analisaram-se os dados referentes à pontuação

obtida na triagem cognitiva, a escolaridade e ao tempo da perda auditiva, mas nenhuma diferença significativa foi encontrada entre os grupos. Foi analisada ainda a ocupação/profissão dos sujeitos que compuseram os grupos, porém, assim como o esperado, por tratar-se de pacientes atendidos em um serviço público de atenção à saúde auditiva, as ocupações eram semelhantes entre todos os sujeitos da amostra e relacionavam-se predominantemente à atividade rural ou serviços gerais.

Considerando o fato dos aspectos acima citados não apresentarem influência sobre os achados dos grupos, verificou-se que autores que obtiveram resultados semelhantes em outras pesquisas sugeriram uma explicação plausível para esses: uma reorganização a nível cortical a qual ocorreria em sujeitos com ZMC em altas frequências.

Um dos trabalhos avaliou 22 adultos e idosos com perda auditiva, sendo que metade deles apresentou resultados indicativos de possíveis ZMC no teste TEN. Os sujeitos foram avaliados usando suas próprias próteses auditivas e os estímulos utilizados foram monossílabos, manipulados com filtros passa-baixo, sendo o teste realizado no silêncio. Observou-se que os sujeitos com ZMC obtiveram melhores resultados do que os sujeitos sem ZMC, principalmente quando o nível de apresentação dos estímulos estava baixo (VESTERGAARD, 2003).

No corrente estudo, assim como o supracitado, também foi verificado melhor desempenho do grupo de sujeitos com ZMC, apesar de diferenciar-se o fato de que, dessa vez, os resultados foram observados no ruído e sem a manipulação dos estímulos utilizados. Outra concordância entre as pesquisas foi a de que o grupo de sujeitos com ZMC obteve melhores resultados quando o nível de apresentação dos estímulos estava fraco. Por conta de o IPRSR ter sido pesquisado com o valor fixo em que o LRSR foi encontrado, o qual corresponde a aproximadamente 50% de acertos das sentenças, pode-se dizer que a percepção do sujeito avaliado em relação à intensidade de apresentação das sentenças era a de que estava relativamente fraca.

A pesquisa ainda vai ao encontro de outro estudo nesse sentido, o qual avaliou 12 sujeitos com perda auditiva neurosensorial, totalizando 11 orelhas de pacientes com ZMC. Aplicaram-se testes de discriminação de frequências, detecção de modulação de amplitude e identificação de consoantes que passaram por filtro passa-baixo. Os resultados do estudo apontaram melhor desempenho das orelhas com ZMC nos testes (MOORE; VINAY, 2009).

Ressalta-se que no presente estudo, ambos os grupos não apresentaram diferença significativa entre os limiares auditivos de 250 a 2000 Hz, portanto, nenhuma diferença entre os limiares dessas frequências pode ter repercutido nos resultados.

O que se sugere é que, no caso de pacientes com ZMC, as lesões na membrana basilar seriam mais focadas, fazendo com que o resto da cóclea assumisse uma função melhor (VESTERGAARD, 2003). Essa afirmação é coerente com o fato de outras regiões da cóclea vizinhas à ZMC, assumirem a função de detecção dos sons com entrada de frequência correspondente a ZMC quando estes são suficientemente intensos.

Entretanto, essa reorganização coclear parece se refletir a nível cortical. Os achados de que pacientes com ZMC parecem usar as informações de baixas frequências de maneira mais efetiva que os sujeitos sem ZMC, podem indicar que, após um determinado tempo de privação auditiva associada à ZMC, as áreas cerebrais que antes normalmente respondiam às altas frequências (com ZMC) passam a detectar e reconhecer as baixas frequências (MOORE; VINAY, 2009). A diferença entre a estimulação cortical de sujeitos sem e com ZMC é que nos primeiros, apesar de a área cortical correspondente àquela frequência que apresenta perda auditiva estar sendo menos estimulada, ela continua apresentando alguma atividade, ainda que mínima. Já, nos sujeitos com ZMC, a região cortical correspondente à ZMC simplesmente não é estimulada, permitindo que a área vizinha, correspondente à região que passa a detectar essa frequência a nível coclear “se aproprie” daquela área cortical.

Apesar de os resultados que foram favoráveis aos pacientes com ZMC neste estudo não se tratarem de estímulos que foram modificados por filtros passa-baixo, como nos trabalhos anteriores, com base nos estudos até hoje desenvolvidos nesse campo de conhecimento, acredita-se que a hipótese de reorganização cortical apresenta-se como a explicação mais plausível aos achados de melhor desempenho de sujeitos com ZMC se comparados aos sujeitos sem ZMC no IPRSR SC.

Alguns poderiam questionar o fato de se tratar de pacientes idosos, entretanto, lembra-se que, apesar de ser mais lento nos sistemas nervosos maduros, o processo de neuroplasticidade persiste ao longo da vida (ALLUM-MECKLENBURG; BABIGHIAN, 1996).

Ainda assim, uma vez que os sujeitos com ZMC passam a ter maior habilidade de usar as informações de baixas frequências, o esperado seria que eles apresentassem melhor desempenho no IPRSR CC, visto que a principal função da CNLF é justamente fazer com que as altas frequências sejam percebidas pelas baixas frequências. Apesar disso, tais resultados não ocorreram no presente estudo.

Pensando-se em uma possível explicação para esses achados, acredita-se que no IPRSR SC, apesar de o ruído também estar presente, a amplificação fornecida às altas frequências não foi suficiente para tornar os ruídos dessas frequências audíveis ou pelo menos não foi suficiente para interferir no reconhecimento de fala dos sujeitos com ZMC. Já, no IPRSR CC, como já citado anteriormente, os ruídos relacionados às altas frequências tornam-se audíveis uma vez que passam a ser percebidos pelas baixas frequências.

Alguns métodos de transposição/compressão de frequências que identificam e atuam unicamente sobre as consoantes fricativas e/ou africadas podem auxiliar a diminuir esse efeito da percepção do ruído causada quando a CNLF atua incondicionalmente (ROBINSON, BAER, MOORE, 2007; FRAGA, MAROTTA, 2004). Um desses estudos realizados em sujeitos normo-ouvintes com simulação de ZMC, verificou que esse novo recurso promoveu melhora na identificação de fricativas na posição inicial da sílaba, ainda que os testes tenham sido realizados no silêncio (FRAGA, PRATES, IÓRIO, 2008).

Por todo exposto, considerando os achados deste estudo e a literatura da área, acredita-se que ainda não seja possível generalizar a indicação ou não do uso de rebaixamento de frequências em pacientes sem e com ZMC. Sugere-se que, do ponto de vista da pesquisa, novos estudos sejam realizados para que ocorra o desenvolvimento/aprimoramento desses algoritmos a fim de minimizar os efeitos negativos da CNLF no ruído, bem como para aprofundar as possíveis modificações corticais envolvidas nos pacientes com ZMC.

Para a prática clínica, sugere-se que, quando possível, sejam considerados os efeitos das ZMC no reconhecimento de fala dos indivíduos para que os recursos e algoritmos disponíveis nas próteses auditivas sejam aplicados da maneira mais adequada a cada caso.

4.7 Conclusão

No silêncio, o uso de próteses auditivas com CNLF apresentou tendência a proporcionar maiores benefícios ao reconhecimento de fala de idosos do que o uso de próteses auditivas sem a ativação da CNLF. Essa vantagem das próteses auditivas com CNLF foi verificada tanto para o grupo de idosos sem ZMC quanto para o grupo com ZMC. No ruído, nenhum dos grupos apresentou melhora do desempenho com o uso de próteses auditivas com CNLF, mantendo-se os resultados semelhantes aos encontrados com amplificação convencional.

Comparando-se os resultados dos grupos sem e com ZMC no silêncio, o desempenho entre eles foi semelhante quando testados com próteses auditivas sem CNLF. O mesmo fato ocorreu quando avaliados com de próteses auditivas com CNLF. No ruído, o grupo de sujeitos com ZMC apresentou melhores resultados com o uso de próteses auditivas sem CNLF do que o grupo sem ZMC. Já os resultados obtidos no ruído com o uso de próteses auditivas com CNLF foi semelhante entre os grupos.

4.8 Referências

1. VON BÉKESY, G. Concerning the pleasures of observing, and the mechanics of the inner ear, 1961. In: **Nobel Lecture**, 1961. Disponível em: <http://www.nobel.se/medicine/laureates/1961/bekesy-bio.html/>.
2. RUSSO, I. C. P.; BEHLAU, M. **Percepção da fala: análise acústica do português brasileiro**. São Paulo: Lovise. 1993.
3. MOORE, B. C. J.; GLASBERG, B.R. A model of loudness perception applied to cochlear hearing loss. **Auditory Neuroscience**, v. 3, p. 289-311. 1997.
4. SMITH, M. W.; FAULKNER, A. Perceptual adaptation by normally hearing listeners to a simulated “hole” in hearing. **J Acoust Soc Am**, v. 120, n. 6, p. 4019-30. 2006.

5. VESTERGAARD, M. Dead regions in the cochlea: implication for speech recognition and applicability of articulation index theory. **Int J Audiol**, v. 42, n. 5, p. 249-61, 2003.
6. MOORE, B. C. J.; VINAY, S. N. Enhanced discrimination of low-frequency sounds for subjects with high-frequency dead regions. **Brain**, v. 132, n. 2, p. 524-536, 2009.
7. PREMINGER, J. E.; CARPENTER, R.; ZIEGLER, C.H. A clinical perspective on cochlear dead regions: intelligibility of speech and subjective hearing aid benefit. **J Am Ac Audiol**, v. 16, n. 8, p. 600-13. 2005.
8. VINAY, S N; MOORE, B C J. Prevalence of dead regions in subjects with sensorineural hearing loss. **Ear Hear**, v. 28, n. 2, p. 231-41, 2007.
9. HORNSBY, B. W. Y.; DUNDAS, J.A. Factors affecting outcomes on the TEN (SPL) test in adults with hearing loss. **J Am Ac Audiol**, v. 20, n. 4, p. 251-63. 2009.
10. COX, R. M. *et al.* Cochlear dead regions in typical hearing aid candidates: prevalence and implications for use of high-frequency speech cues. **Ear Hear**, v. 32, n. 3, p. 339-48. 2011.
11. EGUTI, E. Y. Identificação das zonas mortas na cóclea utilizando a técnica do **mascaramento com ruído branco**. 2002. 100f. Tese (Mestrado em Distúrbios da Comunicação Humana) – Universidade Federal de São Paulo, São Paulo, 2002.
12. CHING, T. Y.; DILLON, H.; BYRNE, D. Speech recognition of hearing-impaired listeners: predictions from audibility and the limited role of high-frequency amplification. **J Acoust Soc Am**, v. 103, n. 2, p. 1128-40, 1998.
13. BAER, T.; MOORE, B. C. J.; KLUK, K. Effects of low pass filtering on the intelligibility of speech in quiet for people with and without dead regions at high frequencies. **J Acoust Soc Am**, v. 110, n. 2, p. 1164-74. 2002.
14. VICKERS, D. A.; MOORE, B. C. J.; BAER, T. Effects of lowpass filtering on the intelligibility of speech in quiet for people with and without dead regions at high frequencies. **J Acoust Soc Am.**, v. 110, n. 2, p. 1164-75. 2001.
15. GLISTA, D. *et al.* Evaluation of nonlinear frequency compression: clinical outcomes. **Int Jour Audiol**, v. 48, n. 9, p. 632-44. 2009.

16. WOLFE, J. et al. Evaluation of nonlinear frequency compression for school-age children with moderate to moderately severe hearing loss. **J Am Acad Audiol**, v. 21, n. 10, p. 618-28. 2010.
17. BASKENT, D.; SHANNON, R. V. Frequency transposition around dead regions simulated with a noiseband vocoder. **J Acoust Soc Am**, v. 119, n. 2, p. 1156-63, 2006.
18. ROBINSON, J. D.; BAER, T.; MOORE, B. C. J. Using transposition to improve consonant discrimination and detection for listeners with severe high frequency hearing loss. **Int Journ Audiol**, v. 46, n. 6, p. 293-308, 2007.
19. FRAGA, F. J.; PRATES, L. P. C. S.; IORIO, M. C. M. Frequency Compression/Transposition of Fricative Consonants for the Hearing Impaired with High-Frequency Dead Regions. **Interspeech 2008**, Brisbane, Australia, v. 01. p. 2238-2241, 2008.
20. FULLGRABE, C.; BAER, C.; MOORE, B. C. J. Effect of linear and warped spectral transposition on consonant identification by normal-hearing listeners with a simulated dead region. **Int Journ Audiol**, v. 49, n. 6, p. 420-33. 2010.
21. ROBINSON, J. D. *et al.* Evaluation of a frequency transposition algorithm using wearable hearing aids. **Int Journ Audiol**, v. 48, n. 6, p. 384-93, 2009.
22. ORGANIZAÇÃO MUNDIAL DA SAÚDE (OMS/WHO). [Site da Internet]. Disponível em: <http://www.who.int/en/>. Acesso em: 11 de junho de 2012.
23. LLOYD, L. L.; KAPLAN, H. **Audiometric interpretation: a manual of basic audiometry**. Baltimore: University Park Press, 1978. 326 p.
24. SILMAN, S.; SILVERMAN, C.A. **Auditory diagnostics: principles and applications**. San Diego: Singular, 1997. 430p.
25. KATZ, J. **Tratado de audiologia clínica**, São Paulo: Manole, 1999. 1127 p.
26. FOLSTEIN, M. F.; FOLSTEIN, S. E.; MCHUGH, P. R. Mini-mental state. A practical method for grading the cognitive state of patients for the clinician. **J Psychiatr Res**. v. 12, n. 3, p. 189-98. 1975.

27. MOORE, B. C. J. Dead region in the cochlea: diagnosis, perceptual consequences and implications for the fitting of hearing aids. **Trends in amplification**, v. 5, n. 1, p. 34. 2001.
28. COSTA, M. J. **Lista de sentenças em português**: apresentação de estratégias de aplicação na audiolgia. Santa Maria: Pallotti. p. 26-36.1998.
29. MOORE, B. C. J. *et al.* A test for diagnosis of dead regions in the cochlea. **Br J Audiol**, v. 34, n. 4, p. 205-24, 2000.
30. LEVITT, H.; RABINER, L. R. Use of a sequential strategy in intelligibility testing. **J Acoust Soc Am**, v. 42, n. 3, p. 609-12.1967.
31. CÓSER, P. L. *et al.* Reconhecimento de sentenças no silêncio e no ruído em portadores de perda auditiva induzida pelo ruído. **Rev. Bras. Otorrinolaringol.**, v. 55, n. 4, p. 362-70, 2000.
32. COSTA, M. J. *et al.* Nova proposta de cálculo do índice percentual de reconhecimento de sentenças. **CoDAS**, No prelo. 2013.
33. HENRIQUES, M. O.; MIRANDA, E. C.; COSTA, M. J. Limiares de reconhecimento de sentenças no ruído, em campo livre: valores de referência para adultos normo-ouvintes. **Rev Bras Otorrinolaringol**, v. 74, n. 2, p. 188-92. 2008.
34. SUMMERS, V. Do tests for cochlear dead regions provide important information for fitting hearing aids? **J Acoust Soc Am**, v. 115, n. 4, p.1420-23. 2004
35. SIMPSON, A.; HERSBACH, A. A.; McDERMOTT, H. J. Improvements in speech perception with an experimental nonlinear frequency compression hearing device. **Int J Audiol**, v. 44, n. 5, p. 281-92. 2005.
36. BOHNERT, A.; NYFFELER, M.; KELMANN, A. Advantages of a non-linear frequency compression algorithm in noise. **Eur Arc Otorhinolaryngol**, v. 267, n. 7, p. 1045-53. 2010.
37. NYFFELER, M. Study finds non-linear frequency compression boosts speech intelligibility. **Hearing Journ**, v. 61, n. 12, p. 22-26, 2008.

38. SIMPSON, A.; HERSBACH, A. A.; McDERMOTT, H. J. Frequency-compression outcomes in listeners with steeply sloping audiograms. **Int J Audiol**, v. 45, n. 11, p. 619-29. 2006.
39. KUK, F. *et al.* Efficacy of linear frequency transposition on consonant identification in quiet and in noise. **J Am Acad Audiol**, v. 20, n. 8, p. 465-79. 2009.
40. WOLFE, J. *et al.* Long-term effects of non-linear frequency compression for children with moderate hearing loss. **Int J Audiol**, v. 50, n. 6, p. 396-404. 2011.
41. JANSE, E. Processing of fast speech by elderly listeners. **J Acoust Soc Am**, v. 125, n. 4, p. 2361-73, 2009.
42. GONÇALES, A. S.; CURY, M. C. L. Avaliação de dois testes auditivos centrais em idosos sem queixas. **Braz J Otorhinolaryngol**, v. 77, n. 1, p. 24-32. 2011.
43. MACKERSIE, C. L.; CROCKER, T. L.; DAVIS, R. A. Limiting high-frequency hearing aid gain in listeners with and without suspected cochlear dead regions. **Journ Amer Acad Audiol**, v. 15, n. 7, p. 498-507. 2004.
44. MARTIN, R. L. How much do you amplify a severely damaged zone? **The Hearing Journal**, v. 54, n. 4, p. 88-90. 2001.
45. TURNER, C. W.; HURTIG, R. R. Proportional frequency compression of speech for listeners with sensorineural hearing loss. **J. Acoust. Soc. Am.**, v. 106, n. 2, p. 877-86.1999.
46. ALLUM-MECKLENBURG, D.; BABIGHIAN, G. Cochlear performance as a indicator of auditory plasticity in humans. In: SALVI, R.J *et al.* (Ed). **Auditory system plasticity and regeneration**. New York: Thieme Medical Publishers, 1996. p. 395-404.
47. FRAGA, F. J., MAROTTA, A. M., "Frequency compression and frequency shifting for the hearing impaired", Proceedings of the IASTED International Conference on Biomedical Engineering, Innsbruck, Áustria, CD-ROM, paper 417-808, 2004.

5 DISCUSSÃO

Durante a prática clínica, um dos tantos desafios enfrentados por audiologistas que trabalham com próteses auditivas é o processo de adaptação dificultoso apresentado, na maioria dos casos, por sujeitos que possuem perdas auditivas de configuração descendente. Com os limiares auditivos de algumas frequências preservados, esses pacientes muitas vezes mostram dificuldade na percepção dos benefícios proporcionados pelas próteses auditivas ou ainda possuem queixas específicas relacionadas ao reconhecimento de fala, especialmente na presença de ruído competitivo, referindo “ouvir, mas não entender” (MOMENSOHN-SANTOS; RUSSO; BRUNETTO-BORGIANNI, 2005).

Esses relatos podem não acontecer na primeira consulta de adaptação de próteses auditivas, em que a expectativa, a ansiedade e o ambiente silencioso do consultório podem limitar a percepção mais refinada do sujeito quanto ao incômodo ou insatisfação na audibilidade de determinados sons. No entanto, com o passar dos dias e a exposição do paciente a diferentes ambientes e situações sonoras, essas queixas tendem a florescer e permanecer ao longo das consultas, até que se selecionem regulagens e recursos apropriados disponíveis nas próteses auditivas que promovam e conciliem audibilidade e conforto ao paciente.

O presente estudo teve o objetivo de avaliar e comparar o desempenho de idosos com perda auditiva descendente, considerando ainda a presença ou não de ZMC em testes de reconhecimento de fala, no silêncio e no ruído, usando próteses auditivas sem e com a ativação do algoritmo de CNLF. Esse recurso que visa proporcionar maior audibilidade e reconhecimento de fala aos sujeitos com perda auditiva de configuração descendente.

A escolha por avaliar os sujeitos do estudo usando estímulos verbais, constituídos por sentenças que representam situações do dia a dia, tanto em condições ideais, quanto em condições não ideais de escuta, foi tomada por ser uma maneira direta de verificar o benefício que o algoritmo poderá proporcionar em situações comunicativas diárias.

Com a apresentação do material-teste em campo livre, pode-se ainda avaliar a compreensão da fala na condição binaural, que reflete a forma como se

estabelece a comunicação diária e a forma de protetização mais indicada, a qual foi priorizada neste estudo, por possibilitar ao indivíduo diversos benefícios que o aproxima das experiências auditivas normais.

Nas análises das medidas obtidas no silêncio, foi encontrada diferença estatisticamente significativa no desempenho dos idosos usando próteses auditivas sem e com a ativação da CNLF, sendo seus resultados melhores para a segunda condição. Os achados se mantiveram mesmo quando os indivíduos foram distribuídos em grupos de sujeitos sem e com ZMC. Nesse aspecto, nossos resultados concordam com os achados de Simpson, Hersbach e Mcdermott (2005), Robinson, Baer e Moore (2007), Fraga, Prates e Lório (2008); Robinson *et al.* (2009), Kuk *et al.* (2009), Glista *et al.* (2009) e Wolfe *et al.* (2010), nos quais foram encontrados resultados positivos com o uso de algoritmos de rebaixamento de frequências tanto para sujeitos sem quanto para sujeitos com ZMC.

Os achados do presente estudo podem ser justificados basicamente pensando-se na proposta do algoritmo de CNLF que consiste em fazer com que os sons de altas frequências sejam percebidos pelas baixas frequências, em que os limiares auditivos encontram-se mais preservados. Com o uso deste recurso há um aumento de transmissão da informação acústica de sons de frequências altas, os quais normalmente não são amplificados por próteses auditivas convencionais devido a limitações de ganho, saída máxima e risco de microfonia ou desconforto (WOLFE *et al.*, 2010; BOHNERT, NYFFELER, KEILMANN, 2010). Há ainda a possibilidade da CNLF amplificar sons de frequências ainda mais altas, os quais não se encontram dentro da faixa de adaptação das próteses auditivas convencionais.

Apesar de artefatos no novo sinal processado serem inevitáveis e levarem a certo grau de distorção do estímulo sonoro (NYFFELER, 2008; SIMPSON, HERSBACH, MCDERMOTT, 2006; ROBINSON, BAER, MOORE, 2007, ROBINSON *et al.*, 2009), no presente estudo, ao que tudo indica, esse método de rebaixamento de frequências proporcionou benefícios ao reconhecimento de fala de todos os pacientes idosos com perda auditiva descendente, independentemente de eles possuírem ou não ZMC.

No caso dos pacientes com ZMC, acredita-se que o benefício ocorreu pelo fato do recurso permitir a concentração do sinal sonoro em torno da região de frequências localizada de 1,5 a 2 vezes acima da primeira frequência identificada com ZMC (VICKERS, MOORE, BAER, 2001; BAER, MOORE, KLUK, 2002),

evitando que a amplificação excessiva das altas frequências que apresentam ZMC leve a um detrimento no reconhecimento de fala desses sujeitos (VICKERS, MOORE, BAER, 2001; BAER, MOORE, KLUK, 2002; PREMINGER, CARPENTER, ZIEGLER, 2005).

Comparando-se os resultados dos grupos sem e com ZMC nas medidas obtidas no silêncio com

o uso de amplificação convencional, não foi verificada diferença estatisticamente significativa, visto que ambos os grupos apresentaram desempenho semelhante com o uso de próteses auditivas sem CNLF. Do mesmo modo, com o uso de próteses auditivas com a ativação da CNLF, o desempenho de ambos os grupos também se manteve semelhante, não sendo observada diferença estatisticamente significativa entre os seus resultados.

Esses achados vão ao encontro de pesquisas que afirmam que a amplificação convencional de altas frequências pode trazer benefícios tanto para sujeitos sem quanto para sujeitos com ZMC, apesar de esses benefícios serem mais evidentes para os do primeiro grupo (MACKERSIE, CROCKER, DAVIS, 2004; COX *et al.*, 2011). Um fator que pode ter auxiliado no bom desempenho, mesmo com amplificação convencional, do grupo com ZMC foi a regra prescritiva utilizada, a qual prescreve mínima amplificação às altas frequências (BYRNE *et al.*, 2001; MARTIN, 2001) com possíveis ZMC. Como os dois grupos apresentaram bons resultados com a amplificação convencional, não houve diferença significativa entre eles.

Ainda assim, o benefício apresentado pelos dois grupos com o uso da CNLF foi ainda maior se comparado à amplificação convencional. Isso também não resultou em diferença estatisticamente significativa entre os grupos na condição de teste do reconhecimento de fala no silêncio usando próteses auditivas com a ativação do algoritmo.

Compilando-se os resultados do presente estudo com a literatura da área, pode-se dizer que, em ambiente silencioso, a CNLF, de forma geral, traz maior benefício ao reconhecimento de fala de idosos com perda auditiva de configuração descendente quando comparada à amplificação convencional. Nesse sentido, pode ser considerada uma alternativa para pacientes com tais características.

Quanto às medidas realizadas na presença de ruído competitivo, observou-se que não houve diferença estatisticamente significativa entre o desempenho dos sujeitos usando próteses auditivas sem e com a ativação da CNLF. Quando os

sujeitos foram classificados em grupos sem e com ZMC, o mesmo resultado se manteve, ou seja, nenhum dos grupos apresentou diferença estatisticamente significativa de desempenho com o uso de próteses auditivas sem ou com a ativação da CNLF. Nesse aspecto, apesar de encontrar-se na literatura relato de que recursos de rebaixamento de frequências podem degradar o reconhecimento de fala no ruído (MCDEMOTT; KNIGHT, 2001), o corrente estudo vai ao encontro de pesquisas como as de Simpson, Hersbach e Mcdermott (2006), Kuk *et al.* (2009), Robinson *et al.* (2009) e Wolfe *et al.* (2010) que verificaram que o desempenho de sujeitos usando próteses auditivas com rebaixamento de frequências foi similar às convencionais.

Como bem enfatizado por pesquisadores, o fato de não ter sido encontrada diferença estatisticamente significativa com o uso do algoritmo no ruído deve ser considerado relevante e positivo (KUK *et al.*, 2009), pois uma vez que não causou efeitos negativos no reconhecimento de fala, apresenta perspectiva de proporcionar maiores benefícios do que a amplificação convencional quando for utilizado juntamente com a ativação de algoritmos, como redutores de ruído e microfones direcional, os quais foram desativados na presente pesquisa.

De qualquer forma, por conta de, quando ativada, a CNLF atuar de forma incondicional, comprimindo todo e qualquer som que esteja acima da FC, não só os sinais de fala, mas também os ruídos de altas frequências tornam-se audíveis (WOLFE *et al.*, 2010). Apesar de as empresas responsáveis pela fabricação das próteses auditivas com CNLF defenderem que esse tipo de processamento permite, além do aumento da audibilidade dos sinais de fala, também a melhor detecção de sons como pássaros cantando e campainhas tocando, para o reconhecimento de fala, a incondicionalidade do algoritmo não se mostrou benéfica. Esses fatores podem ter limitado os benefícios que a CNLF poderia ter oferecido aos idosos do presente estudo, uma vez que, com o aumento da audibilidade da fala e também do ruído, a nova relação S/R estabelecida não promoveu melhora imediata no reconhecimento de fala dos sujeitos.

Na medida em que os resultados do presente estudo foram obtidos no primeiro contato dos sujeitos com o uso de próteses auditivas, torna-se necessário destacar o relatado por autores de que, devido às alterações espectrais causadas pela CNLF, o período de aclimatização pode ser maior que o de próteses auditivas convencionais, e os resultados podem melhorar após o uso do algoritmo por alguns

meses (KUK *et al.*, 2009; GLISTA *et al.*, 2009; WOLFE *et al.*, 2011). Desse modo, acredita-se que, com o passar do tempo, a exposição diária aos sinais modificados pelo algoritmo e o treino da habilidade de extraí-los em meio ao ruído competitivo poderia tornar os resultados positivos para as próteses auditivas com CNLF quando comparadas à amplificação convencional.

Deve-se lembrar ainda que o efeito difuso que o envelhecimento causa no sistema nervoso central e no processamento cortical (FREIGANG *et al.*, 2011) leva idosos a apresentarem naturalmente maior dificuldade no reconhecimento de sinais distorcidos e/ou em meio a ruído de fundo. Portanto, com o passar dos anos, há uma redução na relação S/R funcional desses idosos, necessitando de ajustes nessa relação, com maior sinal de fala para reconhecimento da mensagem em meio ao ruído competitivo, a fim de que obtenha um bom desempenho nessas condições (PINHEIRO, PEREIRA, 2004; JANSE, 2009; GONÇALES, CURY, 2011).

Os resultados do presente estudo concordam com a afirmação supracitada, visto que no silêncio os sujeitos puderam beneficiar-se do aumento da informação acústica transmitida com o uso da CNLF, mesmo estando o sinal distorcido. Já quando avaliado em situação de ruído, as dificuldades de processamento auditivo decorrentes do processo senescente ficaram mais evidentes, uma vez que nessa condição havia dois fatores negativos atuando: o ruído e a distorção decorrente do novo processamento do sinal.

A respeito da relação S/R, pode-se pensar ainda que os sujeitos que obtiveram algum grau de melhora com o uso da CNLF em situação de ruído possivelmente apresentariam melhores resultados em tarefas de processamento auditivo do que os que tiveram seu desempenho deteriorado na mesma situação.

Além disso, a compreensão da fala nessas situações envolve habilidades não auditivas, como a atenção (focar em determinado som), o controle inibitório (ignorar o estímulo não relevante) e a memória (recordar a informação de fala). Essas habilidades, por sua vez, também podem sofrer defasagens com o avanço da idade e podem ter influenciado negativamente os resultados do corrente estudo (MURPHY, DANEMAN, SCHNEIDER, 2006; GLISKY, 2007; SCHNEIDER, PICHORA-FULLER, DANEMAN, 2010).

Assim, levando-se em consideração apenas o fator idade, há uma série de fatores influenciando o reconhecimento de fala de idosos quando o sinal é apresentado juntamente com ruído competitivo. Com o uso da CNLF, a distorção

que ocorre nos sinais de fala e o fato dos ruídos de altas frequências tornarem-se audíveis devem ser somados aos aspectos já mencionados no momento da escolha pela ativação ou não da CNLF.

Além de todas essas questões, no caso dos sujeitos com ZMC, deve-se considerar a presença de lesões focais na membrana basilar ao comparar os resultados obtidos entre sujeitos sem e com ZMC.

Os resultados que apresentaram diferença estatisticamente significativa comparando-se o desempenho de sujeitos sem e com ZMC nas medidas realizadas na presença de ruído competitivo com o uso de próteses auditivas sem CNLF, apontando que o segundo grupo obteve melhor reconhecimento de fala discordam do exposto por Vickers, Moore, Baer (2001), Baer, Moore, Kluk (2002) e Preminger, Carpenter, Ziegler (2005). Para estes autores, a amplificação de altas frequências em sujeitos com ZMC pode não trazer benefícios e até mesmo prejudicar o reconhecimento de fala, especialmente em situações de ruído.

Mackersie, Crocker, Davis (2004), entretanto, verificaram em seu estudo que a amplificação convencional de altas frequências pode auxiliar sujeitos com ZMC a melhorarem seu reconhecimento de fala em situações em que o ruído encontra-se em níveis baixos de apresentação. Percebe-se assim, que o presente estudo encontrou resultados semelhantes aos citados, uma vez que o grupo de sujeitos com ZMC apresentou melhor desempenho do que os sem ZMC quando avaliados com amplificação convencional e, por conta de o IPRSR ter sido pesquisado com o valor fixo em que o LRSR foi encontrado, pode-se dizer que a percepção do sujeito avaliado em relação à intensidade de apresentação das sentenças era a de que estava relativamente fraca.

Ainda assim, considerando o fato de os sujeitos de ambos os grupos não apresentarem diferenças em relação a limiares auditivos de baixas frequências, aspectos cognitivos, níveis de escolaridade, tempo de percepção da perda auditiva e ocupação, uma possível justificativa para os resultados positivos do uso da amplificação convencional no silêncio para idosos com ZMC se comparados a idosos sem ZMC seria uma reorganização que ocorreria a nível cortical.

Trabalhos que levantaram essa hipótese (VESTERGAARD, 2003; MOORE, VINAY, 2009) relataram que sujeitos com ZMC parecem usar as informações de baixas frequências de maneira mais efetiva do que os sujeitos sem ZMC. A reorganização que começa a nível coclear, por meio de regiões vizinhas à ZMC

assumindo a função de detecção dos sons com entrada correspondente a ZMC, passa a ocorrer também no córtex cerebral. Nesses casos, a região cortical representativa da frequência com ZMC passa a responder pelas células ciliadas que agora são responsáveis por sua detecção, geralmente de frequências mais baixas, em que os limiares auditivos estão melhores.

Apesar de os resultados favoráveis aos pacientes com ZMC neste estudo terem sido obtidos com estímulos não modificados por filtros passa-baixo, como nos trabalhos anteriores, com base nos estudos até hoje desenvolvidos nesse campo de conhecimento, acredita-se que a hipótese de reorganização cortical apresenta-se como a explicação mais plausível aos achados de melhor desempenho de sujeitos com ZMC se comparados aos sujeitos sem ZMC no IPRSR SC.

Pensando nessa reorganização cortical, uma vez que o principal objetivo da CNLF é fazer com que as altas frequências sejam percebidas pelas baixas frequências, o esperado seria de que os sujeitos tivessem apresentado melhor desempenho no IPRSR CC, mas isso não aconteceu.

Nesse sentido, acredita-se que no IPRSR SC, apesar de o ruído também estar presente, a amplificação fornecida às altas frequências não foi suficiente para tornar os ruídos dessas frequências audíveis ou pelo menos não foi suficiente para interferir no reconhecimento de fala dos sujeitos com ZMC. Já no IPRSR CC, como citado anteriormente, os ruídos relacionados às altas frequências tornam-se audíveis uma vez que passam a ser percebidos pelas baixas frequências.

As limitações de benefício para o reconhecimento de fala na presença de ruído competitivo observada no presente estudo e na literatura da área pode ser superado por novos recursos desenvolvidos para atuar de forma condicional, ou seja, ativar a compressão/transposição de frequências apenas na presença de determinados sons de fala (ROBINSON, BAER, MOORE, 2007; FRAGA, MAROTTA, 2004). Um desses recursos, desenvolvido por pesquisadores brasileiros, já foi testado e obteve bons resultados em sujeitos com audição normal e simulação de ZMC em altas frequências (FRAGA, PRATES, IÓRIO, 2008), podendo ser uma alternativa viável no futuro.

Por fim, os resultados do presente estudo apontam que, de forma geral, a CNLF apresenta-se como um recurso positivo para o reconhecimento de fala de idosos com perda auditiva descendente, principalmente em ambientes silenciosos, podendo apresentar benefícios mesmo no primeiro contato do paciente com o uso

de próteses auditivas. Já na presença de ruído competitivo, os resultados imediatos mostraram-se semelhantes à amplificação convencional. Em situação de ruído, a amplificação convencional apresentou resultados significativamente melhores para sujeitos com ZMC do que para sujeitos sem ZMC, ressaltando as limitações do algoritmo no ruído e reforçando as teorias de reorganização cortical em sujeitos com essas características.

Para a comunidade científica, sugere-se a realização de estudos longitudinais em idosos para verificar os efeitos em longo prazo do uso desse algoritmo, principalmente em situações de ruído, e novas pesquisas incluindo sujeitos sem e com ZMC para futuros aprimoramentos desses recursos.

6 CONCLUSÕES

Os resultados obtidos no presente estudo permitiram concluir que:

Considerando-se a amostra geral:

- No silêncio, o uso de próteses auditivas com CNLF proporcionou maiores benefícios ao reconhecimento de fala de idosos do que o uso de próteses auditivas sem a ativação da CNLF.

- No ruído, o reconhecimento de fala dos idosos foi semelhante com o uso de próteses auditivas sem ou com a ativação da CNLF.

Considerando-se a presença de ZMC:

Separadamente:

- No silêncio, o uso de próteses auditivas com CNLF apresentou tendência a proporcionar maiores benefícios ao reconhecimento de fala de idosos do que o uso de próteses auditivas sem a ativação da CNLF. Essa vantagem das próteses auditivas com CNLF foi verificada tanto para o grupo de idosos sem ZMC quanto para o grupo com ZMC.

- No ruído, o reconhecimento de fala foi semelhante com o uso de próteses auditivas sem CNLF e com CNLF em ambos os grupos.

Comparando-se os grupos sem e com ZMC:

- No silêncio, o reconhecimento de fala com o uso de próteses auditivas sem CNLF foi semelhante entre os grupos. O mesmo fato ocorreu quando avaliados com próteses auditivas com CNLF.

- No ruído, o uso de próteses auditivas sem CNLF proporcionou melhores resultados ao grupo de sujeitos com ZMC do que ao grupo sem ZMC. Já os resultados obtidos no ruído com o uso de próteses auditivas com CNLF foi semelhante entre os grupos.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ALLUM-MECKLENBURG, D.; BABIGHIAN, G. Cochlear performance as a indicator of auditory plasticity in humans. In: SALVI, R. J *et al.* (Ed). **Auditory system plasticity and regeneration**. New York: Thieme Medical Publishers, 1996. p. 395-404.

AMERICAN NATIONAL STANDARDS INSTITUTE (ANSI). **Methods for the calculation of the speech intelligibility index**. New York: American National Standards Intitute. 2007. 5p.

AMOS, N. E.; HUMES, L. E. The contribution of high frequencies to speech recognition *in* sensorineural hearing loss. In: BREEBART, D.J *et al.* (Ed). **Physiological and Psychophysical bases of auditory function**. The Netherlands: Shaker Publishing, 2001. p. 437-444.

AURIEMMO, J. *et al.* Effect of linear frequency transposition on speech recognition and production of school-age children. **J Am Acad Audiol**, v. 20, n.5, p. 289-305. 2009.

BAER, T.; MOORE, B. C. J.; KLUK, K. Effects of low pass filtering on the intelligibility of speech in quite for people with and without dead regions at high frequencies. **J Acoust Soc Am**, v. 110, n. 2, p. 1164-74. 2002.

BALHESTER, M.; FRAGA, F. J. Software de Compressão de Frequências em Sons Fricativos para Perdas Auditivas em Altas Frequências. In: 8º Congresso de Engenharia de Áudio, 2010, **Anais**. São Paulo. Anais do 8º Congresso de Engenharia de Áudio da AES-Brasil. p. 52-55. 2010.

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

BASKENT, D.; SHANNON, R. V. Frequency transposition around dead regions simulated with a noiseband vocoder. **J Acoust Soc Am**, v. 119, n. 2, p. 1156-63, 2006.

BOHNERT, A.; NYFFELER, M.; KELMANN, A. Advantages of a non-linear frequency compression algorithm in noise. **Eur Arc Otorhinolaryngol**, v. 267, n. 7, p. 1045-53. 2010.

BRAIDA, L. *et al.* **Hearing aids: a review of past research on linear amplification, amplitude compression, and frequency lowering.** 1979. 114p. Monografia - American Speech-Language-Hearing Association, Rockville, 1979.

BURKHARD, M. D.; SACHS, R. M. Anthropometric manikin for acoustic research. **J Acoust Soc Am**, v. 58, n. 1, p. 214-22, 1975.

BYRNE, D. *et al.* NAL-NL1 procedure for fitting nonlinear hearing aids: characteristics and comparison with other procedures. **J Am Acad Audiol**, v. 12, n. 1, p. 37-51, 2001.

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

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.

CHING, T. Y.; DILLON, H.; BYRNE, D. Speech recognition of hearing-impaired listeners: predictions from audibility and the limited role of high-frequency amplification. **J Acoust Soc Am**, v. 103, n. 2, p. 1128-40, 1998.

CÓSER, P. L. *et al.* Reconhecimento de sentenças no silêncio e no ruído em portadores de perda auditiva induzida pelo ruído. **Rev Bras Otorrinolaringol**, v. 55, n. 4, p. 362-70, 2000.

COSTA, M. J. **Lista de sentenças em português: apresentação de estratégias de aplicação na audiologia.** Santa Maria: Pallotti. p. 26-36.1998.

COSTA, M. J.; IÓRIO, M. C. M.; MAGABEIRA-ALBERNAZ, P.L. Reconhecimento de fala: desenvolvimento de uma lista de sentenças em português. **Acta Awho**, v. 14, n. 4, p. 164-73. 1997.

COSTA, M. J. *et al.* Desenvolvimento de um ruído com espectro de fala. **Acta Awho**, v. 17, n. 2, p. 84-89. 1998.

COSTA, M. J.; IORIO, M. C. M.; MANGABEIRA-ALBERNAZ, P. L. **Desenvolvimento de um teste para avaliar a habilidade de reconhecer a fala no silêncio e no ruído.** Pró-fono. v. 12, n. 2, p. 8-16. 2000.

COSTA, M. J. *et al.* Nova proposta de cálculo do índice percentual de reconhecimento de sentenças. **CoDAS**, No prelo. 2013.

COX, R. M. *et al.* Cochlear dead regions in typical hearing aid candidates: prevalence and implications for use of high-frequency speech cues. **Ear Hear**, v. 32, n. 3, p. 339-48. 2011.

EGUTI, E. Y. **Identificação das zonas mortas na cóclea utilizando a técnica do mascaramento com ruído branco**. 2002. 100f. Tese (Mestrado em Distúrbios da Comunicação Humana) – Universidade Federal de São Paulo, São Paulo, 2002.

ESPMARK, A. K. *et al.* The two faces of presbycusis: hearing impairment and psychosocial consequences. **Int Journ Audiol**, v. 41, n. 2, p. 125-35. 2002.

FOLSTEIN, M. F.; FOLSTEIN, S. E.; MCHUGH, P. R. Mini-mental state. A practical method for grading the cognitive state of patients for the clinician. **J Psychiatr Res**. v. 12, n. 3, p. 189-98. 1975.

FOGERTY, D.; HUMES, L. E.; KEWLEY-PORT, D. Auditory temporal-order processing of vowel sequences by young and elderly listeners. **J Acoust Soc Am**, v. 127, n. 4, p. 2509-20. 2010.

FRAGA, F. J., MAROTTA, A. M., “Frequency compression and frequency shifting for the hearing impaired”, Proceedings of the IASTED International Conference on Biomedical Engineering, Innsbruck, Áustria, CD-ROM, paper 417-808, 2004.

FRAGA, F. J.; PRATES, L. P. C. S.; IORIO, M. C. M. Frequency Compression/Transposition of Fricative Consonants for the Hearing Impaired with High-Frequency Dead Regions. **Interspeech 2008**, Brisbane, Australia, v. 1. p. 2238-2241, 2008.

FREIGANG, C. *et al.* Evaluation of central auditory discrimination abilities in older adults. **Frontier in Aging Neuroscience**, v. 3, n. 6, p. 1-11. 2011.

FULLGRABE, C.; BAER, C.; MOORE, B. C. J. Effect of linear and warped spectral transposition on consonant identification by normal-hearing listeners with a simulated dead region. **Int Journ Audiol**, v. 49, n. 6, p. 420-33. 2010.

GLISKY, E. Changes in cognitive function in human aging. In: R. David (Ed). **Brain aging: models, methods and mechanisms**. Boca Raton: CRC Press, 2007.

GLISTA, D. *et al.* Evaluation of nonlinear frequency compression: clinical outcomes. **Int Jour Audiol**, v. 48, n. 9, p. 632-44. 2009.

GONÇALES, A. S.; CURY, M. C. L. Avaliação de dois testes auditivos centrais em idosos sem queixas. **Braz J Otorhinolaryngol**, v. 77, n. 1, p. 24-32. 2011.

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

HARRISON, R. V. *et al.* Reorganization of auditory cortex after neonatal high frequency cochlear hearing loss. **Hear Res**, v. 54, n. 1, p. 11-19. 1991.

HENRIQUES, M. O.; MIRANDA, E. C.; COSTA, M. J. Limiares de reconhecimento de sentenças no ruído, em campo livre: valores de referência para adultos normo-ouvintes. **Rev Bras Otorrinolaringol**, v. 74, n. 2, p. 188-92. 2008.

HOGAN, C. A.; TURNER, C. W. High-frequency audibility: benefits for hearing-impaired listeners. **J Acoust Soc Am**, v. 104, n. 1, p. 432-41. 1998.

HORNSBY, B. W. Y.; DUNDAS, J.A. Factors affecting outcomes on the TEN (SPL) test in adults with hearing loss. **J Am Ac Audiol**, v. 20, n. 4, p. 251-63. 2009.

JANSE, E. Processing of fast speech by elderly listeners. **J Acoust Soc Am**, v. 125, n. 4, p. 2361-73, 2009.

JERGER, S.; JERGER, J. Presbiacusia. In: JERGER, S. & JERGER, J. **Alterações auditivas: um manual para avaliação clínica**. São Paulo: Atheneu, 1989.

KAKIGI, A. *et al.* Tonotopic aping in auditory cortex of the adult chinchilla with amikacin-induced cochlear lesions. **Audiology**, v. 39, n. 3, p. 153-60. 2000.

KATZ, J. **Tratado de audiologia clínica**, São Paulo: Manole, 1999. 1127 p.

KORHONEN, P.; KUK, F. Use of linear frequency transposition in simulated hearing loss. **J Am Acad Audiol**, v. 19, n. 10, p.639-50. 2008.

KUK, F. *et al.* Linear frequency transposition: extending the audibility of high frequency information. **Hear Rev**, v. 13, n. 10, p. 42-48. 2006.

KUK, F *et al.* Critical factors in ensuring efficacy of frequency transposition part I: individualizing the start frequency. **Hear Rev**, v. 14, n. 3, p. 60-67. 2007.

KUK, F. *et al.* Efficacy of linear frequency transposition on consonant identification in quiet and in noise. **J Am Acad Audiol**, v. 20, n. 8, p. 465-79. 2009.

LAUTENSCHLAGER, L. *et al.* Percepção de idosos socialmente ativos quanto às desvantagens causadas pela dificuldade auditiva. **Einstein**, v. 6, n. 2, p. 155-58. 2008.

LEVITT, H.; RABINER, L. R. Use of a sequential strategy in intelligibility testing. **J Acoust Soc Am**, v. 42, n. 3, p. 609-12. 1967.

LIPORACI, F. D.; FROTA, S. M. M. C. Resolução temporal auditiva em idosos. **Rev Soc Bras Fonoaudiol**, v. 15, n. 4, p. 533-39. 2010.

LLOYD, L. L.; KAPLAN, H. **Audiometric interpretation: a manual of basic audiometry**. Baltimore: University Park Press, 1978. 326 p.

MACKERSIE, C. L.; CROCKER, T. L.; DAVIS, R. A. Limiting high-frequency hearing aid gain in listeners with and without suspected cochlear dead regions. **Journ Amer Acad Audiol**, v. 15, n. 7, p. 498-507. 2004.

MARTIN, R. L. How much do you amplify a severely damaged zone? **The Hearing Journal**, v. 54, n. 4, p. 88-90. 2001.

MCDERMOTT, H. J.; DEAN, M. R. Speech perception with steeply sloping hearing loss: effects of frequency transposition. **Br J Audiol**, v. 34, n. 6, p. 353-61. 2000.

MCDERMOTT, H. J.; KNIGHT, M. R. Preliminary results with the AVR impact frequency-transposing hearing aid. **J Am Acad Audiol**, v. 12, n. 3, p. 121-27. 2001.

MCDERMOTT, H. J. A technical comparison of digital frequency-lowering algorithms available in two current hearing aids. **Plos one**, v. 6, n. 7, p. 1-6. 2011.

MOMENSOHN-SANTOS, T. M.; RUSSO, I. C. P.; BRUNETTO-BORGIANNI, L. M. Interpretação dos resultados da avaliação audiológica. In: MOMENSOHN-SANTOS, T.M.; RUSSO, I.C.P. **Prática da audiologia clínica**. São Paulo: Cortez, 2005.

MOORE, B. C. J.; GLASBERG, B. R. A model of loudness perception applied to cochlear hearing loss. **Auditory Neuroscience**, v. 3, p. 289-311. 1997.

MOORE, B. C. J. *et al.* A test for diagnosis of dead regions in the cochlea. **Br J Audiol**, v. 34, n. 4, p. 205-24, 2000.

MOORE, B. C. J. Dead region in the cochlea: diagnosis, perceptual consequences and implications for the fitting of hearing aids. **Trends in amplification**, v. 5, n. 1, p. 34. 2001.

MOORE, B. C. J.; VINAY, S. N. Enhanced discrimination of low-frequency sounds for subjects with high-frequency dead regions. **Brain**, v. 132, n. 2, p. 524-536, 2009.

MURPHY, D. R.; DANEMAN, M.; SCHNEIDER, B. A. Why do older adults have difficulty following conversations? **Psychology & Aging**, v. 21, n. 1, p. 49-61, 2006.

NYFFELER, M. Study finds non-linear frequency compression boosts speech intelligibility. **Hearing Journ**, v. 61, n. 12, p. 22-26, 2008.

OLSEN, S. O. Amplificação adequada no caso de zonas mortas na cóclea. **Anais**. Natal, RN. Anais do 35º. Congresso Brasileiro de Otorrinolaringologia e 9º. Congresso Ibero Latino Americano de Otorrinolaringologia. p. 2000.

ORGANIZAÇÃO MUNDIAL DA SAÚDE (OMS/WHO). [Site da Internet]. Disponível em: <http://www.who.int/en/>. Acesso em: 11 de junho de 2012.

PINHEIRO, M. M. C.; PEREIRA L. D. Processamento auditivo em idosos: estudo da interação por meio de testes com estímulos verbais e não verbais. **Rev Bras Otorrinolaringol**, v. 70, n. 2, p. 209-214. 2004.

PRATES, L. P. C. S.; SILVA, F. J. F.; ÍÓRIO, M. C. M. Compressão de frequências e suas implicações no reconhecimento de fala. **Pró-Fono**, v. 21, n. 2, p. 149-54. 2009.

PREMINGER, J. E.; CARPENTER, R.; ZIEGLER, C. H. A clinical perspective on cochlear dead regions: intelligibility of speech and subjective hearing aid benefit. **J Am Ac Audiol**, v. 16, n. 8, p. 600-13. 2005.

ROBINSON, J. D. *et al.* Evaluation of a frequency transposition algorithm using wearable hearing aids. **Int Journ Audiol**, v. 48, n. 6, p. 384-93, 2009.

ROBINSON, J. D.; BAER, T.; MOORE, B. C. J. Using transposition to improve consonant discrimination and detection for listeners with severe high frequency hearing loss. **Int Journ Audiol**, v. 46, n. 6, p. 293-308, 2007.

RUSSO, I. C. P. *et al.* Encaminhamentos sobre a classificação do grau de perda auditiva em nossa realidade. **Rev Soc Bras Fonoaudiol**, v. 14, n. 2, p. 287-8. 2009.

RUSSO, I. C. P.; BEHLAU, M. **Percepção da fala: análise acústica do português brasileiro**. São Paulo: Lovise. 1993.

SAKAMOTO, S. *et al.* Frequency compression hearing aid for severe-to-profound hearing impairments. **Auris Nasus Larynx**, v. 27, n. 4, p. 327-34. 2000.

SANTOS, S.N.; PETRY, T.; COSTA, M.J. Índice percentual de reconhecimento de sentenças no silêncio e no ruído: efeitos da aclimatização no indivíduo avaliado sem as próteses auditivas. **CEFAC**, v. 14, n. 5, p. 733-40. 2010.

SCHNEIDER, B. A.; PICHORA-FULLER, M. K.; DANEMAN, M. Effects of senescent changes in audition on cognition on spoken language comprehension. In: GORDON-SALANT, R. *et al.* (Ed). **The Aging Auditory System** – Springer Handbook of Auditory Research. London: Springer, 2010. p. 167-209.

SILMAN, S.; SILVERMAN, C. A. **Auditory diagnostics: principles and applications**. San Diego: Singular, 1997. 430p.

SIMPSON, A.; HERBACH, A. A.; McDERMOTT, H. J. Improvements in speech perception with an experimental nonlinear frequency compression hearing device. **Int J Audiol**, v. 44, n. 5, p. 281-92. 2005.

SIMPSON, A.; HERBACH, A. A.; McDERMOTT, H. J. Frequency-compression outcomes in listeners with steeply sloping audiograms. **Int J Audiol**, v. 45, n. 11, p. 619-29. 2006.

SIMPSON, A. Frequency-lowering devices for managing high-frequency hearing loss: a review. **Trends in amplification**, v. 13, n. 2, p. 87-106. 2009.

SMITH, M. W.; FAULKNER, A. Perceptual adaptation by normally hearing listeners to a simulated “hole” in hearing. **J Acoust Soc Am**, v. 120, n. 6, p. 4019-30. 2006.

SUMMERS, V. Do tests for cochlear dead regions provide important information for fitting hearing aids? **J Acoust Soc Am**, v. 115, n. 4, p.1420-23. 2004.

TURNER, C. W.; HURTIG, R. R. Proportional frequency compression of speech for listeners with sensorineural hearing loss. **J Acoust Soc Am**, v. 106, n. 2, p. 877-86.1999.

VESTERGAARD, M. Dead regions in the cochlea: implication for speech recognition and applicability of articulation index theory. **Int J Audiol**, v. 42, n. 5, p. 249-61, 2003.

VICKERS, D. A.; MOORE, B. C. J.; BAER, T. Effects of lowpass filtering on the intelligibility of speech in quiet for people with and without dead regions at high frequencies. **J Acoust Soc Am**, v. 110, n. 2, p. 1164-75. 2001.

VINAY, SN; MOORE, BCJ. Prevalence of dead regions in subjects with sensorineural hearing loss. **Ear Hear**, v. 28, n. 2, p. 231-41, 2007.

VON BÉKESY, G. Concerning the pleasures of observing, and the mechanics of the inner ear, 1961. In: **Nobel Lecture**, 1961. Disponível em: <http://www.nobel.se/medicine/laureates/1961/bekesy-bio.html/>.

WOLFE, J. *et al.* Evaluation of nonlinear frequency compression for school-age children with moderate to moderately severe hearing loss. **J Am Acad Audiol**, v. 21, n. 10, p. 618-28. 2010.

WOLFE, J. *et al.* Long-term effects of non-linear frequency compression for children with moderate hearing loss. **Int J Audiol**, v. 50, n. 6, p. 396-404. 2011.

ANEXOS

ANEXO A – Carta de Aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa

UNIVERSIDADE FEDERAL DE
SANTA MARIA/ PRÓ-REITORIA
DE PÓS-GRADUAÇÃO E



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: DISTÚRBIOS DE AUDIÇÃO: AVALIAÇÃO E INTERVENÇÃO

Pesquisador: Maristela Julio Costa

Área Temática:

Versão: 2

CAAE: 05765712.3.0000.5346

Instituição Proponente: Universidade Federal de Santa Maria/ Pró-Reitoria de Pós-Graduação e

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 127.520

Data da Relatoria: 22/10/2012

Objetivo da Pesquisa:

Avaliar indivíduos com queixas audiológicas, a fim de identificar possíveis candidatos ou usuários de próteses auditivas durante e após o processo de adaptação.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

os riscos da pesquisa estão adequadamente identificados bem como os benefícios

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

a pesquisa em sua nova versão pode ser aprovada

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

adequados

Recomendações:

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

aprovar o projeto em sua nova versão

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

Considerações Finais a critério do CEP:

SANTA MARIA, 22 de Outubro de 2012

Assinador por:

Félix Alexandre Antunes Soares
(Coordenador)

Endereço: Av. Roraima, 1000 - Prédio da Reitoria - 7º andar

Bairro: Cidade Universitária - Camobi

CEP: 97.105-900

UF: RS

Município: SANTA MARIA

Telefone: 5532-2093

Fax: 5532-2080

E-mail: comiteeticapósquisa@mail.ufsm.br

ANEXO B – Mini Exame do Estado Mental (MEEM)

MINI-EXAME DO ESTADO MENTAL – MEEM (FOLSTEIN, FOLSTEIN &
McHUGH, 1975; Adaptado de BERTOLUCCI *et al*, 1994)

Nome: _____

Idade: _____ DN: _____

Data: _____

Escolaridade:

Anos de estudo	Ponto de Corte
_____ analfabeto	13
_____ 1 a 7 anos	18
_____ 8 + anos	26

Pontuação Máxima	Pontuação do paciente	
5		Orientação temporal: dia _____, mês _____, ano _____, dia da semana _____, horas _____ (0 a 5)
5		Orientação espacial: Local (específico) _____, Local (geral) _____, bairro _____, cidade _____, estado _____ (0 a 5)
3		Registro: repetir: carro _____, vaso _____, tijolo _____
5		Cálculo: 100-7=93 _____; 93-7=86 _____, 86-7=79 _____; 79-7=72 _____; 72-7=65 _____ (0 a 5) ou MUNDO: O, D, N, U, M _____
3		Memória recente: Quais foram as três palavras que te pedi para repetir? _____ (0 a 3)
9		Linguagem: Nomear dois objetos: caneta _____ e relógio _____ (0 a 2) Repetir a expressão “nem aqui, nem ali, nem lá” _____ (0 a 1) Comando de três estágios: apanhar esta folha de papel com a mão direita, dobrar ao meio e coloca-la no chão _____ (0 a 3) Ler e executar (feche os olhos) _____ (0 a 1) Escrever uma frase completa _____ (0 a 1) Copiar o diagrama (dois pentágonos parcialmente sobrepostos): _____ (0 a 1)
30		Obs:

ANEXO C – Teste de Listas de Sentenças em Português - LSP

LISTAS DE SENTENÇAS EM PORTUGUÊS

*Elaborado por COSTA, M. J. (1998).***LISTA 1A**

1. Não posso perder o ônibus.
2. Vamos tomar um cafezinho.
3. Preciso ir ao médico.
4. A porta da frente está aberta.
5. A comida tinha muito sal.
6. Cheguei atrasado para a reunião.
7. Vamos conversar lá na sala.
8. Depois liga pra mim.
9. Esqueci de pagar a conta.
10. Os preços subiram ontem.
11. O jantar está na mesa.
12. As crianças estão brincando.
13. Choveu muito neste fim-de-semana.
14. Estou morrendo de saudade.
15. Olhe bem ao atravessar a rua.
16. Preciso pensar com calma.
17. Guardei o livro na primeira gaveta.
18. Hoje é meu dia de sorte.
19. O sol está muito quente.
20. Sua mãe acabou de sair de carro.

LISTA 1B

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

LISTA 2B

1. Acabei de passar um cafezinho.
2. A bolsa está dentro do carro.
3. Hoje não é meu dia de folga.
4. Encontrei seu irmão na rua.
5. Elas viajaram de avião.
6. Seu trabalho estará pronto amanhã.
7. Ainda não está na hora.
8. Parece que agora vai chover.
9. Esqueci de comprar os pães.
10. Ouvi uma música linda.

LISTA 3B

1. Ela acabou de bater o carro.
2. É perigoso andar nessa rua.
3. Não posso dizer nada.
4. A chuva foi muito forte.
5. Os preços subiram na segunda.
6. Esqueci de levar a bolsa.
7. Os pães estavam quentes.
8. Elas já alugaram uma casa na praia.
9. Meu irmão viajou de manhã.
10. Não encontrei meu filho.

LISTA 4B

1. Sua mãe pôs o carro na garagem.
2. O aluno quer assistir ao filme.
3. Ainda não pensei no que fazer.
4. Essa estrada é perigosa.
5. Não paguei a conta do bar.
6. Meu filho está ouvindo música.
7. A chuva inundou a rua.
8. Amanhã não posso almoçar.
9. Ela viaja em dezembro.
10. Você teve muita sorte.

LISTA 5B

1. Depois, a gente conversa.
2. Ela acabou de servir o almoço.
3. Esta carta chegou ontem.
4. Preciso terminar o meu trabalho.
5. Não posso esquecer da mala.
6. A rua estava muito escura.
7. A data do exame foi adiada.
8. Elas alugaram um carro no verão.
9. Minha viagem foi ótima.
10. Eles foram comprar pães.

LISTA 6B

1. Vou viajar as nove da manhã.
2. Meu irmão bateu o carro ontem.
3. Prometi a ele não contar o segredo.
4. Cheguei atrasada na aula.
5. Esta rua é perigosa.
6. Esqueci da bolsa na sua mesa.
7. Ela comprou os últimos pães.
8. A casa de campo já foi alugada.
9. Os preços não devem subir.
10. Não falei com sua filha.

APÊNDICES

APÊNDICE A – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

Termo de Consentimento Livre e Esclarecido
Ministério da Educação
Universidade Federal de Santa Maria/RS
Centro de Ciências da Saúde
Programa de Pós-Graduação em Distúrbios da Comunicação Humana

Pesquisadoras responsáveis

Professora Doutora Fonoaudióloga Maristela Julio Costa

Fonoaudióloga Mestranda Amanda Dal Piva Gresele

Telefone: (55) 81406411

E-mail: amandafonoufsm@hotmail.com

As informações dispostas neste documento foram ministradas pelas Pesquisadoras Maristela Julio Costa e Amanda Dal Piva Gresele, com a finalidade de explicar de forma concisa a natureza desta pesquisa, seus objetivos, métodos, benefícios previstos, potenciais de riscos e possíveis incômodos que esta possa vir a acarretar para os sujeitos participantes. Assim, fui informado pelas referidas pesquisadoras sobre sua pesquisa, que tem como:

Título: Compressão de frequências: reconhecimento de fala em idosos com perda auditiva de configuração descendente

Objetivo: Comparar o desempenho em testes de reconhecimento de fala, no silêncio e no ruído, de idosos com perda auditiva de configuração descendente com e sem zonas mortas na cóclea, usando próteses auditivas com e sem a ativação do algoritmo de compressão de frequências. Ou seja, serão utilizados testes para verificar se um determinado ajuste nas próteses auditivas melhora a compreensão da fala, tanto em ambientes silenciosos quanto ruidosos.

Procedimentos: Serão realizados testes para avaliar a audição. As avaliações realizadas serão as seguintes: inspeção visual do meato acústico externo, mensurações com microfone sonda, teste de zonas mortas na cóclea, teste Listas de Sentenças em Português e aplicação de dois questionários. A inspeção visual do meato acústico externo consiste na visualização da orelha através de um instrumento em que é possível verificar cera e/ou outras alterações externas da orelha. As demais avaliações permitem definir quais ajustes das próteses auditivas lhe fornecem maior benefício. Além disso, ao

responder o questionário poderemos conhecer sua opinião sobre os diferentes ajustes experimentados.

Benefícios: este estudo não oferece nenhum custo ou benefício financeiro, mas todos serão favorecidos através da avaliação completa do seu desempenho com as próteses auditivas, bem como acompanhamento e assistência na mesma consulta, se necessário.

Potenciais de riscos e possíveis desconfortos: Nesta pesquisa não estão previstos riscos, pois todas as avaliações são procedimentos não invasivos. O desconforto é mínimo, referindo-se apenas ao cansaço devido ao tempo de avaliação.

Informações adicionais: Os dados de identificação serão descaracterizados, sendo os mesmo utilizados única e exclusivamente em eventos científicos da área ou áreas afins. Os dados ficarão armazenados no banco de dados do Laboratório de Próteses Auditivas (LPA), localizado no Serviço de Atendimento Fonoaudiológico - SAF (Rua Floriano Peixoto, nº 1750, 7º andar) sob responsabilidade da Fga. Prof^a. Dr^a. Maristela Julio Costa. Esses dados poderão ser usados em futuras pesquisas.

Considero-me igualmente informado:

- de que poderei desistir da participação da pesquisa, em qualquer momento, sem que isto acarrete prejuízo no acompanhamento do meu caso;

- da garantia de receber esclarecimento a quaisquer dúvidas acerca dos procedimentos, riscos, benefícios, e outros assuntos relacionados com a pesquisa;

Mediante os esclarecimentos recebidos das Pesquisadoras Maristela Julio Costa e Amanda Dal Piva Gresele, eu _____ portador do documento de identidade número _____, concordo com a participação na pesquisa acima referida.

Santa Maria, ___/___/_____.

Voluntário

Fga. Amanda Dal Piva Gresele

Se você tiver alguma consideração ou dúvida sobre a ética da pesquisa, entre em contato:
Comitê de Ética em Pesquisa – UFSM – Av. Roraima, 1000 – Prédio da Reitoria –
7º andar – Campus Universitário – CEP: 97105-900 – Santa Maria – RS
Tel: (55) 3220-9362 – email: comiteeticapesquisa@mail.ufsm.br

APÊNDICE B – Anamnese

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA MARIA
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
MESTRADO EM DISTÚRBIOS DA COMUNICAÇÃO HUMANA
LABORATÓRIO DE PRÓTESES AUDITIVAS

Nome: _____ Gênero: ()M ()F

Data de nascimento: ___/___/___ Idade: _____

Profissão: _____

Endereço: _____

Telefone: () _____ Nº da pasta: _____

Examinadora: Amanda Dal Piva Gresele (CRFª 9605/RS)

Data: ___/___/___

Escolaridade: Ensino Fundamental: () Completo () Incompleto

Ensino Médio () Completo () Incompleto

Ensino Superior () Completo () Incompleto

Dificuldade auditiva? () OD () OE () AO

Há quanto tempo? () 6 meses () 6 meses – 1 ano () 1 ano – 5 anos

() 5 anos – 10 anos () 10 anos ou mais

Zumbido? () Nunca () OD () OE () AO

Desconforto a sons intensos? () Sim () Não

Usuário de Próteses auditivas? () Sim () Não

Há quanto tempo? () 3 meses () 3 meses – 6 meses () 6 meses – 1 anos

() 1 ano – 5 anos () 5 anos ou mais

Satisfeito com as próteses auditivas? () Muito satisfeito

() Satisfeito

() Razoavelmente satisfeito

() Pouco satisfeito

() Insatisfeito

Dificuldade para ouvir em ambiente silencioso? () Nunca () Às vezes () Sempre

Dificuldade para ouvir em ambiente ruidoso? () Nunca () Às vezes () Sempre

Dificuldade para compreender a conversação? () Nunca () Às vezes () Sempre

Episódios de Otite? () Nunca () OD () OE () AO

Está ou esteve exposto a ambientes ruidosos? () Não () Sim Quantas horas diárias? ___

Antecedentes familiares de perda auditiva? () Não () Sim Quem? _____

Possui algum problema de saúde que necessite uso de medicação contínua?

() Não () Sim Qual? _____