

Compressão de frequências e reconhecimento de fala em idosos

Frequency compression and speech recognition in elderly people

Amanda Dal Piva Gresele¹, Maristela Julio Costa²

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). **Métodos:** Foram avaliados 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), tendo sido pesquisados os Limiares de Reconhecimento de Sentenças no Silêncio (LRSS) e no Ruído (LRSR), estes últimos expressos pelas Relações Sinal/Ruído (S/R) e 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 entre os LRSS e IPRS, obtidos quando usadas próteses auditivas SC e CC, sendo as próteses CC as que proporcionaram melhores resultados. Na relação S/R e IPRS, não foi observada diferença significativa entre o uso de próteses auditivas SC e CC. **Conclusão:** Nas medidas obtidas no silêncio, as próteses auditivas CC apresentaram resultados melhores do que as SC. Nas medidas com ruído competitivo, não foi verificada diferença 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

ABSTRACT

Purpose: To evaluate and compare the performance of elderly people in speech recognition tests, in silence and in noise, using hearing aids with and without the activation of the nonlinear compression algorithm (NLFC). **Methods:** Forty-eight subjects were evaluated, 33 male and 15 female, ranging in age from 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 (SRTS), the Sentence Recognition Threshold in Noise (SRTN), expressed by the signal-to-noise ratio (S/N) and the Sentence Recognition Percentage Index in Silence (SRPIS) and in noise (SRPIN). All measurements were obtained twice: with the use of hearing aids without the activation of NLFC (SC) and with the activation of the NLFC (CC). **Results:** It was found a statistically significant difference between the SRTS and PSRS obtained using hearing aids without and with CNLF, the latter being those that provided better results. In the S/N ratio and ISRN the analysis pointed no significant difference between the use of hearing aids SC and CC. **Conclusion:** In the measurements obtained in silence, the hearing aids with NLFC CC presented statistically better results than with NLFC SC. In the measurements with competitive noise, it was not found a statistically significant difference between the results obtained with the use of hearing aids SC and CC. This suggests that elderly people with hearing loss of descending configuration could benefit from using hearing aids with NLFC, especially in silence.

Keywords: Hearing aids; Hearing loss; High-frequency; Aged; Speech discrimination tests; Speech perception

Trabalho realizado no Núcleo de Seleção e Adaptação de Próteses Auditivas (NUSEAPA), Universidade Federal de Santa Maria – UFSM – Santa Maria (RS), Brasil, com bolsa concedida pela Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES).

(1) Programa de Pós Graduação (Mestrado) em Distúrbios da Comunicação Humana, Universidade Federal de Santa Maria – UFSM – Santa Maria (RS), Brasil.

(2) Departamento de Fonoaudiologia, Universidade Federal de Santa Maria – UFSM – Santa Maria (RS), Brasil.

Conflito de interesses: Não

Contribuição dos autores: ADPG realizou a concepção e delineamento do estudo, além de coleta, análise e interpretação dos dados e redação do artigo; MJC foi responsável pela revisão do artigo de forma intelectualmente importante e aprovação da versão final.

Endereço para correspondência: Amanda Dal Piva Gresele. R. Ogê Fortkamp, 111/505, Bloco C, Trindade, Florianópolis (SC), Brasil, CEP: 88036-610. E-mail: amandafonoufsm@hotmail.com

Recebido em: 27/1/2014; **Aceito em:** 23/4/2014

INTRODUÇÃO

Ao longo da vida, uma série de fatores pode levar a danos na cóclea, provocando a perda de audição. Os efeitos cumulativos desses 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⁽¹⁾.

Os efeitos da presbiacusia causam impacto no reconhecimento de fala, uma vez que a percepção de mais de 25% das pistas de fala é proporcionada pelas frequências a partir de 3000 Hz⁽²⁾. Essa dificuldade pode estar especialmente acentuada em situações de ruído, em que o número de pistas diminui significativamente⁽³⁾.

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 indivíduos 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 3000 Hz^(4,5).

As limitações técnicas das 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 desenvolverem uma série de novas tecnologias, baseadas na mesma ideia central: mover a informação auditiva das altas frequências para serem percebidas pelas baixas frequências.

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)⁽⁶⁾.

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⁽⁶⁾.

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^(4,5,7-9), os benefícios obtidos com 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.

MÉTODOS

Esta pesquisa foi aprovada pelo Comitê de Ética e Pesquisa em Seres Humanos da Universidade Federal de Santa Maria (UFSM), sob o nº 05765712.3.0000.5346, fazendo parte de um projeto registrado no Gabinete de Projetos com o nº 032630. 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.

Foram analisados 275 prontuários e considerados os seguintes critérios de inclusão na amostra: ter idade acima de 60 anos (denominados idosos); apresentar perda auditiva do tipo neurossensorial, de grau leve a moderado⁽¹⁰⁾ e configuração descendente⁽¹¹⁾, 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 articulatórios que interferissem na avaliação, ou excesso de cerúmen, ou outras alterações observadas 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)⁽¹²⁾, indicando uma possível alteração no âmbito cognitivo.

Sendo assim, a amostra foi 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).

A coleta de dados foi realizada entre outubro de 2012 e março de 2013, no Laboratório de Próteses Auditivas (LPA) da Universidade Federal de Santa Maria em uma única sessão de avaliação. Os sujeitos foram submetidos à anamnese, aplicação

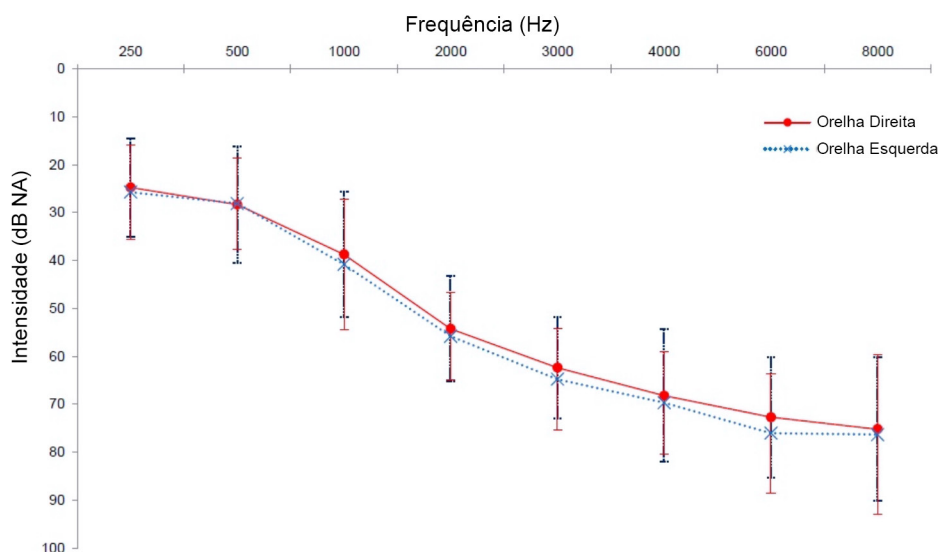


Figura 1. Média e desvio padrão dos limiares tonais das orelhas direita e esquerda dos idosos do estudo

do MEEM e inspeção visual do meato acústico externo, antes de iniciarem os procedimentos com o uso das próteses auditivas.

Todos foram avaliados usando próteses auditivas de forma binaural, da mesma marca e modelo, do tipo retroauricular, com 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.

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. A programação de todas as próteses auditivas, incluindo ajustes de ganho e saída máxima por frequência, foi realizada antes da chegada do sujeito para atendimento, por meio do ajuste rápido do *software*, que supõe as melhores regulagens possíveis para as características do paciente. 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 foi realizada por meio do teste Listas de Sentenças em Português (LSP)⁽¹³⁾, que permitiu a obtenção do Limiar de Reconhecimento de Sentença no Silêncio (LRSS) e no Ruído (LRSR) e do Índice Percentual de Reconhecimento de Sentença no Silêncio (IPRSS) e no Ruído (IPRSR).

As medidas foram realizadas em campo livre, em cabine acusticamente tratada, utilizando-se um audiômetro digital de dois canais, Fonix Hearing Evaluator®, modelo FA 12 tipo I. As sentenças foram apresentadas com uso de 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, posicionando-se no nível zero, tanto o tom puro presente na primeira faixa do canal um, quanto o ruído presente no canal dois.

Para pesquisa do LRSS e do LRSR, a aplicação do material foi realizada por meio do procedimento denominado “estratégia sequencial adaptativa ou ascendente-descendente”⁽¹⁴⁾. Seguindo essa estratégia, quando o sujeito é capaz de reconhecer corretamente o estímulo de fala apresentado, a intensidade do estímulo é reduzida. Caso contrário, 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⁽¹⁴⁾ são de 4 dB nas primeiras frases, até a primeira mudança no tipo de resposta e, 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, este foi mantido constante em 65 dB NPS (A).

Considerando que foi observada pela autora⁽¹⁵⁾ do material a existência de uma diferença de 7 dB no volume de gravação entre a fala e o ruído (fala abaixo do ruído) 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 este 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, subtraiu-se o valor médio 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.

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 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⁽¹⁶⁾.

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 com a ativação da CNLF. Para melhor esclarecimento, as medidas que se referem àquelas realizadas com as próteses auditivas sem a ativação da CNLF serão seguidas das iniciais SC e as que se referem às realizadas 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, houve um 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)⁽¹⁷⁾. 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, procedeu-se à 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, em nível constante de 65 dB 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 LRSS SC, o IPRSS SC foi investigado, por meio da lista 3B.

Em seguida, as medidas foram calculadas, 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.

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 IPRSS CC a intensidade foi fixada no valor encontrado no LRSS 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 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-se o programa Statistica 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, que 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 (*).

RESULTADOS

As medidas descritivas e testes comparativos dos resultados do LRSS e IPRSS dos sujeitos usando próteses auditivas SC e CC são expostos na Tabela 1.

Foi observada diferença significativa entre os LRSS e IPRSS obtidos com uso de próteses auditivas SC e CC. 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.

Considerando-se os dados obtidos no LRSS, observou-se que 13 sujeitos apresentaram resultados semelhantes com o uso de próteses auditivas SC e CC, 25 demonstraram melhora e dez revelaram piora com o uso das próteses auditivas CC.

Considerando-se os dados obtidos no IPRSS, verificou-se que quatro sujeitos apresentaram resultados semelhantes

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 p
LRSS (dB NPS (A))	SC	23,37	54,66	36,21	0,004*
	CC	21,21	55,00	34,53	
IPRSS (%)	SC	25,53	95,46	59,76	0,001*
	CC	37,12	100	67,40	

*Valores significativos ($p < 0,05$) – Teste T pareado para duas amostras dependentes

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

usando próteses auditivas SC e CC, 29 apresentaram melhora e 15 demonstraram piora com o uso das próteses auditivas CC.

As medidas descritivas e testes comparativos dos LRSR, expressos por meio da relação S/R e IPRSR dos sujeitos usando próteses auditivas SC e CC, são descritas na Tabela 2.

Não foi observada diferença significativa entre as relações S/R e IPRSR com o uso de próteses auditivas SC e CC.

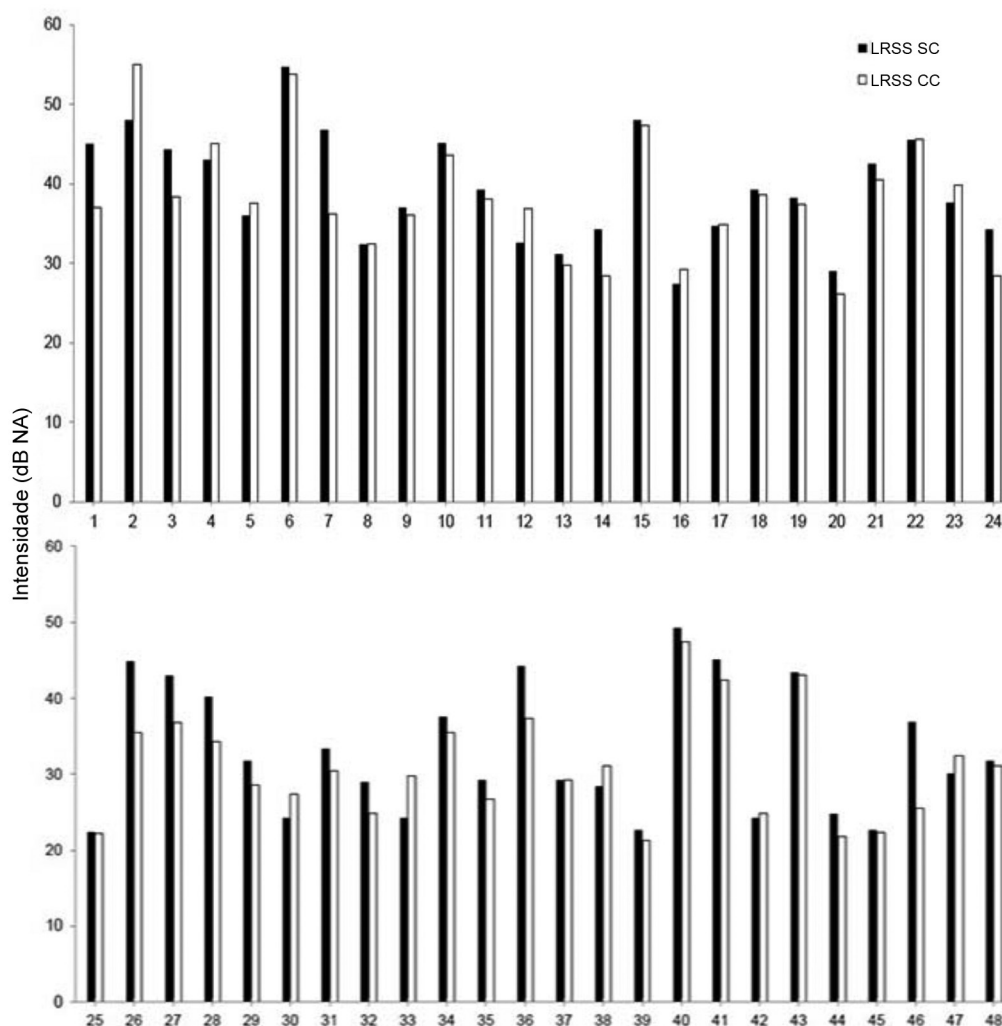
As Figuras 4 e 5 apresentam a relação S/R e IPRSR de cada indivíduo, usando próteses auditivas SC e CC.

Considerando-se os dados obtidos na relação S/R, observou-se que 16 sujeitos apresentaram resultados semelhantes usando próteses auditivas SC e CC, 19 obtiveram melhora e 13 apresentaram piora na relação S/R com o uso das próteses auditivas CC.

Considerando-se os dados obtidos no IPRSR, observou-se que dois sujeitos apresentaram resultados semelhantes, usando próteses auditivas SC e CC, 26 melhoraram e 20 pioraram com o uso das próteses auditivas CC.

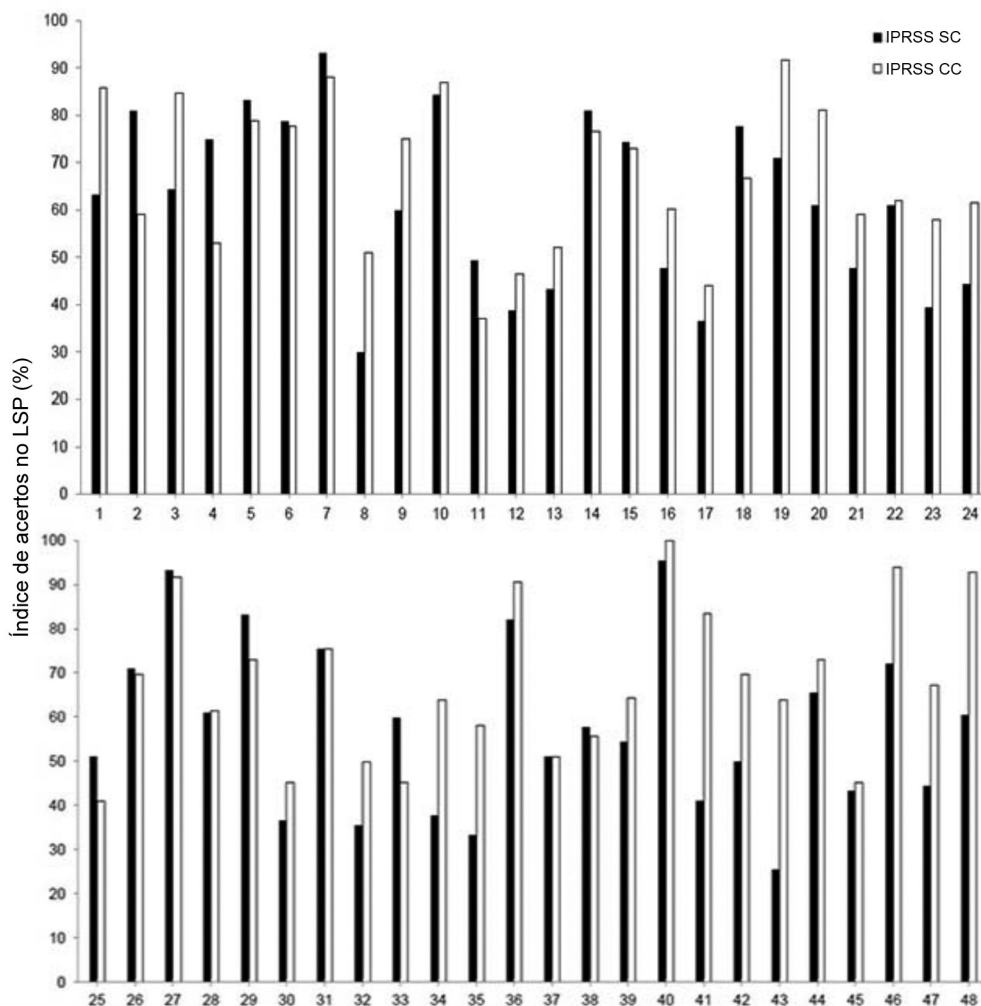
DISCUSSÃO

Apesar do objetivo do presente estudo não ter sido 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 foi realizada com estudos envolvendo outras faixas etárias e recursos de rebaixamento de frequências semelhantes.



Legenda: LRSS = Limiar de reconhecimento de sentenças no silêncio; SC = sem compressão não linear de frequências; CC = com compressão não linear de frequências

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



Legenda: IPRSS = Índice percentual de reconhecimento de sentenças no silêncio; SC = sem compressão não linear de frequências; CC = com compressão não linear de frequências

Figura 3. Comparação entre o IPRSS de cada indivíduo 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 p
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) (p<0,05)

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

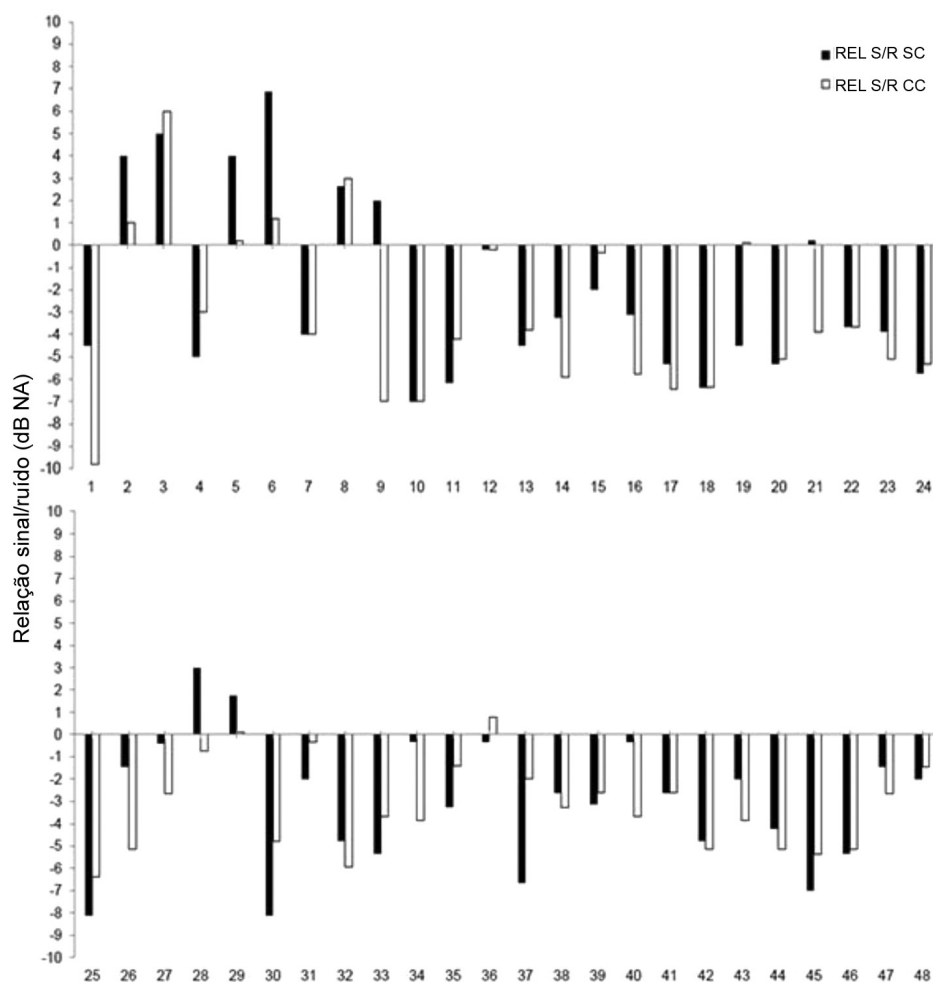
Os resultados obtidos na condição de silêncio (Tabela 1), que apresentaram diferença significativa entre o uso de próteses auditivas sem e com CNLF, vão ao encontro de estudos realizados com crianças e adultos, em que a CNLF proporcionou melhora na audibilidade de tons, nas frequências de 4, 6 e 8 kHz⁽⁵⁾, na habilidade de detecção dos fonemas /s/ e /sh/, no

reconhecimento de monossílabos, consoantes e plurais^(7,9).

Por outro lado, o presente estudo não concorda com 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, em que não foi encontrada diferença significativa nos resultados⁽⁸⁾.

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⁽¹⁸⁻²⁰⁾.

Deve-se destacar que a maioria dos estudos citados foi realizada com sujeitos que já tinham 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. As avaliações foram realizadas ao longo desse período.



Legenda: REL S/R = Relação sinal-ruído; SC = sem compressão não linear de frequências; CC = com compressão não linear de frequências

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

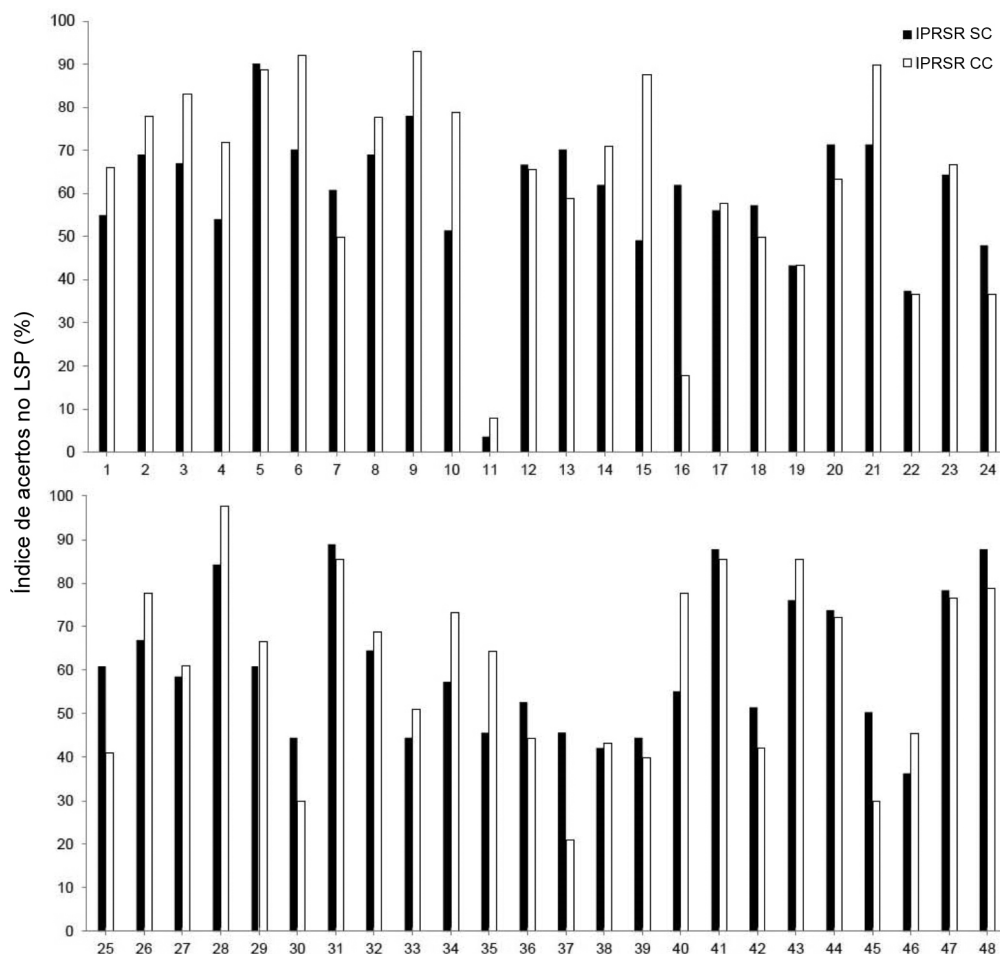
Compilando os achados do presente estudo com os já realizados, observa-se que, de qualquer maneira, o algoritmo tem demonstrado bons resultados no silêncio. Nota-se, então, que os artefatos que surgem, decorrentes do novo processamento do sinal, e o fato de o som não se apresentar de forma tão natural, é superado pelo uso mais efetivo da audição residual. Além disso, por tornar audíveis sons de frequências ainda mais altas, que 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 disso, há uma melhora, também, no reconhecimento de fala, como encontrado neste estudo.

Por conta de o IPRSS ter sido pesquisado com o valor fixo em que o LRSS foi encontrado, o que 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, estava relativamente fraca. Dessa forma, os resultados positivos nessa medida com o uso da CNLF, se comparados à amplificação convencional, reforçam

a ideia de que a CNLF pode ser um recurso que melhora 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^(20,21).

O número de sujeitos que obteve melhores resultados com o uso da CNLF foi quase o dobro daqueles estudados com a amplificação convencional. Além disso, o fato de, em alguns casos, a extensão do benefício proporcionado pelo uso do algoritmo ter sido indiscutível, evidencia que os efeitos positivos alcançados 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 deles, o que equivale a 47% da amostra, apresentaram melhora significativa no reconhecimento de fonemas com o uso do algoritmo⁽⁷⁾. Em outro estudo, o percentual de



Legenda: IPRSR = Índice percentual de reconhecimento de sentenças no ruído; SC = sem compressão não linear de frequências; CC = com compressão não linear de frequências

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

melhora correspondeu à metade do observado nesta pesquisa, uma vez que, dos 22 sujeitos avaliados na detecção do /s/ e /sh/, apenas sete, ou seja, 30%, melhoraram. Ainda, no reconhecimento de plurais, o percentual subiu para 35% de sujeitos que apresentaram melhora, caindo para 19%, na avaliação do reconhecimento de consoantes⁽⁹⁾.

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%, respectivamente, obtiveram melhora no reconhecimento de monossílabos e consoantes, ao experimentarem métodos de rebaixamento de frequências^(8,19).

O tipo de estímulo usado para obtenção dos dados da presente pesquisa pode justificar o maior número de sujeitos que se beneficiaram da CNLF, comparado aos demais estudos. O relato de distorções de sons consonantais, principalmente fricativas, e confusão entre os fonemas, descrita por outros estudos^(8,18,19), 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 4000 Hz, que, por sua vez, corresponde à faixa de frequência em que o fonema /s/ será audível após o rebaixamento de frequências⁽²⁰⁾.

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

O pior desempenho apresentado por alguns sujeitos, quando avaliados com o uso de próteses auditivas com CNLF, pode ser justificado por uma série de fatores individuais, como cognição, escolaridade, habilidades auditivas, entre outras.

Autores indicam que a análise de dados, tais como a frequência em que a perda auditiva se torna mais severa e a diferença dos limiares por oitava, poderia auxiliar na interpretação das diferenças individuais de desempenho, já que sujeitos com forte inclinação da curva audiométrica tendem a apresentar menores benefícios do que aqueles com declínio moderado^(7,8). Do mesmo modo, a análise da RC torna-se interessante, uma

vez que, quanto maior a RC aplicada, maior a distorção do sinal sonoro e, possivelmente, pior o desempenho dos sujeitos⁽⁸⁾. Desta forma, sugere-se que tais aspectos sejam levados em consideração em estudos futuros.

Ainda quanto aos dados que se referem ao reconhecimento de sentenças no silêncio, deve-se lembrar que 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. Encontraram, em seus estudos, melhora dos aspectos avaliados após o uso do algoritmo por alguns meses^(9,20,22). Além disso, indicaram que, em alguns casos, é importante a realização de treinamento para auxiliar na familiarização com o novo sinal de fala^(18,19,23). Assim, acredita-se que, passado o período de aclimatização, os resultados poderiam ser ainda melhores.

Os resultados obtidos nas condições com ruído competitivo (Tabela 2), mostrando que não houve diferença significativa de desempenho entre o uso de próteses auditivas sem e com a ativação da CNLF, concordam com os achados de estudos anteriores, nos quais o desempenho de próteses auditivas com rebaixamento de frequências foi similar ao das convencionais, sendo que, no ruído, vários dos testes aplicados também utilizaram sentenças como estímulo^(5,8,19).

Ainda assim, destaca-se que autores já relataram que o recurso de rebaixamento de frequências pode degradar o reconhecimento de fala no ruído⁽²⁴⁾. Nesse sentido, hipóteses foram geradas, quanto aos possíveis ônus do uso dessa tecnologia em tais situações. Uma delas, seria a de que o ruído de altas frequências, antes não audível, passaria a sê-lo, fazendo com que a nova relação S/R ainda não fosse suficiente para melhorar o reconhecimento de fala dos sujeitos⁽⁵⁾.

Uma alternativa 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^(18,25). Apesar de um dos estudos ter resultado em maior confusão de fonemas após a aplicação desse recurso⁽¹⁸⁾, outro trabalho, desenvolvido por pesquisadores brasileiros, obteve bons resultados em sujeitos com audição normal e simulação de zonas mortas na cóclea, em altas frequências⁽²⁵⁾.

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, a que 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^(4,20,22).

Como bem evidenciado por pesquisadores, o fato do recurso não demonstrar efeitos negativos no reconhecimento de fala no ruído pode ser considerado um achado importante e positivo

para sua utilização, em situações em que a fala é apresentada concomitantemente a um sinal competitivo⁽²⁰⁾. Acredita-se que, com a ativação de algoritmos como redutores de ruído e microfones direcionais, desativados na presente pesquisa, os benefícios da CNLF, nessa condição, poderiam ser maiores, principalmente após os pacientes passarem por um período de aclimatização, como citado.

A proporção de melhora da relação S/R e do IPRSR dos indivíduos com o uso de próteses auditivas com ativação da CNLF (Figuras 4 e 5), 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⁽⁴⁾. Já pesquisas realizadas com amostras menores, apresentaram menores proporções de sujeitos que se beneficiaram do uso do algoritmo, quando expostos a sinais competitivos^(8,19). Ressalta-se que, no presente estudo, 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 na análise do grupo, na condição de ruído.

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

Para muitos autores, a perda auditiva não seria o fator preponderantemente responsável pelas diferenças nas habilidades auditivas de adultos e idosos⁽²⁶⁻²⁸⁾, mas sim o efeito difuso do envelhecimento, que afeta o sistema nervoso central e o processamento cortical⁽²⁸⁾.

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 em meio ao ruído⁽²⁹⁾. 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 com o sinal distorcido. Já quando avaliados 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 atuantes: o ruído e a distorção decorrente do novo processamento do sinal.

As mudanças ocorridas com o passar da idade também levam à 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 pode ser proporcionado pela 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 obtiveram esse benefício, possivelmente apresentariam melhores resultados em tarefas

de processamento auditivo do que os 30% que tiveram seu desempenho deteriorado, na mesma situação.

Sabe-se que, além disso, a compreensão da fala nessas situações envolve habilidades não auditivas, como a atenção (focar em determinado som), o controle inibitório (ignorar o som não relevante) e a memória (recordar a informação de fala). Essas habilidades, por sua vez, também podem sofrer defasagens com o avanço da idade⁽³⁰⁾ e podem ter influenciado negativamente os resultados obtidos no ruído.

Considerando o relatado, acredita-se que a realização de treinamento auditivo pode auxiliar a habituação dos idosos às distorções causadas pela 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 apresentaram no primeiro momento^(18,20,23).

Comparando-se os resultados obtidos nas condições de silêncio (IPRSS) e ruído (IPRSR) com a ativação da CNLF, chama a atenção, nesta pesquisa, o fato de 14 sujeitos terem apresentado piora no silêncio e melhora no ruído e 11 sujeitos, melhora no silêncio e piora no ruído. Observou-se que mais de 50% dos sujeitos da amostra demonstraram melhora no reconhecimento de fala com o uso do recurso em uma condição e piora em outra.

As alterações em nível de processamento auditivo, possivelmente apresentadas por alguns pacientes, pode justificar parte dos dados acima expostos. Destaca-se, ainda, que a regulação das próteses auditivas foi feita de forma genérica e automática, pelo *software*. Logo, a realização de ajustes finos poderia resultar em desempenho mais positivo para ambas as situações, de silêncio e de ruído. Ainda assim, os achados sugerem que, em alguns casos, é interessante o uso de diferentes programas para as diversas situações às quais o paciente será exposto, podendo-se, ora ativar a CNLF, 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, salienta-se que aspectos individuais, como atividades de vida diária, ocupação, escolaridade, habilidades auditivas e cognição, devem ser levados em consideração, ao optar-se ou não, pelo uso desse algoritmo.

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.

REFERÊNCIAS

1. Jerger S, Jerger J. Alterações auditivas: um manual para avaliação clínica. São Paulo: Atheneu, 1989.
2. American National Standards Institute. Methods for the calculation of the speech intelligibility index. New York: American National Standards Institute; 2007.
3. Caporali SA, Silva JA. Reconhecimento de fala no ruído em jovens e idosos com perda auditiva. Rev Bras Otorrinolaringol. 2004;70(4):525-32. <http://dx.doi.org/10.1590/S0034-72992004000400014>
4. Bohnert A, Nyffeler M, Kelmann A. Advantages of a non-linear frequency compression algorithm in noise. Eur Arc Otorhinolaryngol. 2010;267(7):1045-53. <http://dx.doi.org/10.1007/s00405-009-1170-x>
5. Wolfe J, John A, Schafer E, Nyffeler M, Boretzki M, Caraway T. Evaluation of nonlinear frequency compression for school-age children with moderate to moderately severe hearing loss. J Am Acad Audiol. 2010;21(10):618-28. <http://dx.doi.org/10.3766/jaaa.21.10.2>
6. McDermott HJ. A technical comparison of digital frequency-lowering algorithms available in two current hearing aids. PloS One. 2011;6(7):1-6. <http://dx.doi.org/10.1371/journal.pone.0022358>
7. Simpson A, Hersbach AA, McDermott HJ. Improvements in speech perception with an experimental nonlinear frequency compression hearing device. Int J Audiol. 2005;44(5):281-92. <http://dx.doi.org/10.1080/14992020500060636>
8. Simpson A, Hersbach AA, McDermott HJ. Frequency-compression outcomes in listeners with steeply sloping audiograms. Int J Audiol. 2006;45(11):619-29. <http://dx.doi.org/10.1080/14992020600825508>
9. Glista D, Scollie S, Bagatto M, Seewald R, Parsa V, Johnson A. Evaluation of nonlinear frequency compression: clinical outcomes. Int J Audiol. 2009;48(9):632-44. <http://dx.doi.org/10.1080/14992020902971349>
10. Lloyd LL, Kaplan H. Audiometric interpretation: a manual of basic audiometry. Baltimore: University Park Press; 1978.
11. Silman S, Silverman CA. Auditory diagnostics: principles and applications. San Diego: Singular; 1997.
12. Folstein MF, Folstein SE, McHugh PR. "Mini-mental state". A practical method for grading the cognitive state of patients for the clinician. J Psychiatr Res. 1975;12(3):189-98. [http://dx.doi.org/10.1016/0022-3956\(75\)90026-6](http://dx.doi.org/10.1016/0022-3956(75)90026-6)
13. Costa MJ. Listas de sentenças em português: apresentação de estratégias de aplicação na audiologia. Santa Maria: Pallotti;1998.
14. Levitt H, Rabiner LR. Use of a sequential strategy in intelligibility testing. J Acoust Soc Am. 1967;42(3):609-12. <http://dx.doi.org/10.1121/1.1910630>
15. Cóser PL, Costa MJ, Cóser MJ, Fukuda Y. Reconhecimento de sentenças no silêncio e no ruído em portadores de perda auditiva induzida pelo ruído. Rev Bras Otorrinolaringol. 2000;66(4):362-70.
16. Costa MJ, Santos SN, Lessa AH, Mezzomo CL. Nova proposta de

- cálculo do índice percentual de reconhecimento de sentenças. CoDAS, no prelo. 2014.
17. Henriques MO, Miranda EC, Costa MJ. Limiares de reconhecimento de sentenças no ruído, em campo livre: valores de referência para adultos normo-ouvintes. *Rev Bras Otorrinolaringol.* 2008;74(2):188-92.
18. Robinson JD, Baer T, Moore BC. J. Using transposition to improve consonant discrimination and detection for listeners with severe high-frequency hearing loss. *Int J Audiol.* 2007;46(6):293-308. 10.1080/14992020601188591
19. Robinson JD, Stainsby TH, Baer T, Moore BCJ. Evaluation of a frequency transposition algorithm using wearable hearing aids. *Int J Audiol.* 2009;48(6):384-93. 10.1080/14992020902803138
20. Kuk F, Keenan D, Korhonen P, Lau CC. Efficacy of linear frequency transposition on consonant identification in quiet and in noise. *J Am Acad Audiol.* 2009;20(8):465-79.
21. Auriemma J, Kuk F, Lau C, Marshall S, Thiele N, Pikora M et al. Effect of linear frequency transposition on speech recognition and production of school-age children. *J Am Acad Audiol.* 2009;20(5):289-305.
22. Wolfe J, John A, Schafer E, Nyffeler M, Boretzki M, Caraway T et al. Long-term effects of non-linear frequency compression for children with moderate hearing loss. *Int J Audiol.* 2011;50(6):396-404. 10.3109/14992027.2010.551788
23. Baskent D, Shannon RV. Frequency transposition around dead regions simulated with a noiseband vocoder. *J Acoust Soc Am.* 2006;119(2):1156-63. <http://dx.doi.org/10.1121/1.2151825>
24. McDermott HJ, Knight MR. Preliminary results with the AVR impact frequency-transposing hearing aid. *J Am Acad Audiol.* 2001;12(3):121-7.
25. Fraga FJ, Prates LPCS, Iorio MCM. Frequency compression/transposition of fricative consonants for the hearing impaired with high-frequency dead regions. In: Proceedings of 9th Annual Conference of the International Speech Communication Association 2008 (Interspeech. 2008); 2008 Sep 22-26; Brisbane, Austrália. Baixas, France: International Speech Communications Association; 2009. Vol.1, p. 2238-41.
26. Liporaci FD, Frota SMMC. Resolução temporal auditiva em idosos. *Rev Soc Bras Fonoaudiol.* 2010;15(4):533-9. <http://dx.doi.org/10.1590/S1516-80342010000400010>
27. Fogerty D, Humes LE, Kewley-Port D. Auditory temporal-order processing of vowel sequences by young and elderly listeners. *J Acoust Soc Am.* 2010;127(4):2509-20. <http://dx.doi.org/10.1121/1.3316291>
28. Freigang C, Schmidt L, Wagner J, Eckardt R, Steinhagen-Thiessen E, Emst A, et al. Evaluation of central auditory discrimination abilities in older adults. *Front Aging Neurosci.* 2011;3(6):1-11. <http://dx.doi.org/10.3389/fnagi.2011.00006>
29. Janse E. Processing of fast speech by elderly listeners. *J Acoust Soc Am.* 2009;125(4):2361-73. <http://dx.doi.org/10.1121/1.3082117>
30. Glisky E. Changes in cognitive function in human aging. In: David R, editor. *Brain aging: models, methods and mechanisms.* Boca Raton: CRC; 2007.