

Análise objetiva do algoritmo de autopercepção da fala em idosos usuários de próteses auditivas

Speech self-perception algorithm objective analysis with elderly hearing aids users

Renata da Silva¹ , Maria Cecília Martinelli¹ 

RESUMO

Objetivo: Analisar, pela verificação eletroacústica de mapeamento de fala a 65 dB NPS, o *Speech Intelligibility Index*, com o algoritmo de autopercepção de fala ativado e desativado em idosos usuários de próteses auditivas. **Métodos:** Trata-se de estudo observacional transversal. Participaram 40 idosos com perda auditiva neurossensorial bilateral simétrica de grau leve a severo, idade entre 60 e 80 anos, que frequentavam um centro auditivo, usuários de dispositivos da marca Rexton, com receptor no canal, (*Receiver In the Canal* - RIC), plataforma *My Core* e com o algoritmo de autopercepção de fala. Após avaliação audiológica, as próteses auditivas foram programadas utilizando-se o método prescritivo NAL/NL2 (*National Acoustic Laboratories/Non linear 2*) e ajustes finos realizados conforme necessidades individuais. O algoritmo de autopercepção de fala foi calibrado e, depois de realizada a verificação eletroacústica, foi quantificado o *Speech Intelligibility Index*. A verificação eletroacústica foi realizada com e sem o algoritmo de autopercepção da fala habilitado. A análise estatística foi realizada com o software SPSS Statistics, versão 28.0. O valor de significância estatística foi igual a 5% ($p \leq 0,05$). **Resultados:** Na orelha direita, sem o algoritmo ativado, o *Speech Intelligibility Index* médio foi de 58,9% ($\pm 14,7$) e ativado, 57,85% ($\pm 14,8$). Na orelha esquerda, sem ativação do algoritmo, o *Speech Intelligibility Index* médio foi 63,1% ($\pm 15,13$) e com ativação, 61,9% ($\pm 15,2$). Houve significância estatística entre o *Speech Intelligibility Index* obtido com o algoritmo ativado e desativado ($p < 0,001$). Nas duas orelhas, com o algoritmo de autopercepção ativado, o *Speech Intelligibility Index* médio foi menor que sem o algoritmo ativado. **Conclusão:** Há redução do *Speech Intelligibility Index* com algoritmo de autopercepção de fala ativado no máximo.

Palavras-chave: Perda auditiva; Auxiliares de audição; Algoritmos; Envelhecimento; Tecnologia

ABSTRACT

Purpose: To analyze, by electroacoustic verification at 65 dB SPL, the Speech Intelligibility Index (SII), with the speech self-perception algorithm activated and deactivated in elderly hearing aid users. **Methods:** This is a cross-sectional observational study. The participants were 40 older adults with mild to severe bilateral symmetrical sensorineural hearing loss, aged between 60 and 80 years, who attended a hearing center, users of *Rexton* receiver-in-the-canal (RIC) devices, *My Core* platform with speech Self-perception algorithm. After an audiological evaluation, the hearing aids were programmed using the NAL/NL2 prescriptive method and fine-tuned according to individual needs. The speech self-perception algorithm was calibrated and after performing the electroacoustic verification, the Speech Intelligibility Index was quantified. Electroacoustic verification was performed with and without the self-perception of speech algorithm enabled. Statistical analysis was performed using the SPSS Statistics software, version 28.0. The statistical significance value was equal to 5% ($p \leq 0.05$). **Results:** In the right ear, without activation of the algorithm, the average SII was 58.9% (± 14.7) and with activation, 57.85% (± 14.8). In the left ear, without activation of the algorithm, the SII was 63.1% (± 15.13) and with activation, 61.9% (± 15.2). There was statistical significance between the SII obtained with the algorithm on and off ($p < 0.001$). In both ears, with the self-perception activated algorithm the mean SII was lower than without. **Conclusion:** There is a reduction in SII with the self-perception of speech algorithm activated in strong mode.

Keywords: Hearing loss; Hearing aids; Algorithms; Aging; Technology

Trabalho realizado no Centro Auditivo Espaço da Audição, Universidade Federal de São Paulo – UNIFESP – São Paulo (SP), Brasil.

¹Universidade Federal de São Paulo – UNIFESP – São Paulo (SP), Brasil.

Conflito de interesses: Não.

Contribuição dos autores: RS foi responsável por realizar a coleta de dados, análise estatística, revisão bibliográfica e desenvolver a tese e o artigo; MCM foi responsável por auxiliar na análise das estatísticas, desenvolver a melhor linha de raciocínio para elaboração dos resultados, correção da tese e do artigo e revisar as referências bibliográficas.

Financiamento: Nada a declarar.

Autor correspondente: Renata da Silva. E-mail: nataresilva@gmail.com

Recebido: Junho 15, 2023; **Aceito:** Maio 15, 2024

INTRODUÇÃO

Os sons percebidos pelo indivíduo advêm da sua propagação no meio aéreo e dos efeitos produzidos no sinal sonoro pelo ambiente⁽¹⁾. Já a percepção da própria voz depende não só da sua propagação por via aérea, como também por via óssea. Sabe-se que essas vibrações por via óssea ocorrem porque quando a voz é emitida os ossos do crânio do indivíduo entram em vibração que atinge a cóclea, sendo a voz, então, percebida por condução óssea^(2,3).

Dessa forma, uma pessoa percebe a própria voz por meio de seu sistema auditivo, tanto pela vibração por condução óssea, como por sua propagação no meio aéreo. Esse mecanismo da percepção da própria voz é modificado quando um dispositivo de amplificação sonora é adaptado a um paciente, especialmente naqueles com perdas auditivas de grau leve a moderado, que, frequentemente, relatam que a sua voz está diferente⁽²⁾.

A partir do uso de próteses auditivas, é comum que surjam diferentes tipos de queixas entre seus usuários, no que se refere à qualidade sonora da própria voz e também a outros sons ao seu redor^(4,5).

Estudo⁽⁶⁾ investigou a satisfação com a própria voz em indivíduos usuários de próteses auditivas e constatou que apenas 58% dos entrevistados atribuíram a classificação de “satisfeito” ou “muito satisfeito” com o som de sua própria voz.

Outra pesquisa⁽¹⁾, realizada com quase 400 usuários de próteses auditivas, dos quais 78% usavam próteses há mais de dois anos, investigou a satisfação com a própria voz. A maioria apresentava perda auditiva de grau leve a moderado e utilizava adaptações abertas. Apenas 41% dos usuários de próteses auditivas estavam satisfeitos com o som da própria voz.

Visando oferecer qualidade e eficácia nas próteses, pesquisadores e fabricantes desenvolveram algoritmos específicos para captar e reproduzir com melhor qualidade tanto a voz da pessoa, quanto os demais sons.

Sabe-se que a amplificação propicia melhor audibilidade e, portanto, o acesso aos sons de fala. Por meio de métodos prescritivos validados, é possível ajustar a amplificação a fim de atingir os alvos prescritos e, a partir do ajuste, na verificação eletroacústica, obter o *Speech Intelligibility Index* (SII), termo adotado pela norma ANSI S3.5-1997 (*American National Standards Institute*) para, presumivelmente, focar no objetivo do SII de previsão da inteligibilidade da fala⁽⁷⁾. O Índice de Inteligibilidade de Fala - SII (*Speech Intelligibility Index* – SII) é parte do mapeamento de fala e disponibiliza o percentual dos sons de fala aos quais o paciente tem acesso (0 a 100%), com e sem amplificação⁽⁸⁾.

A perda auditiva é a segunda condição crônica mais prevalente e a terceira causa de maior número de anos vividos com limitações⁽⁹⁾. Sabe-se que a perda auditiva aumenta exponencialmente com idade⁽¹⁰⁾. De acordo com a Organização Mundial da Saúde (OMS) o número de idosos está aumentando e o Brasil será o quinto país com maior número de idosos em 2050. Assim sendo, estudar os efeitos de novos algoritmos disponibilizados nos dispositivos eletrônicos de amplificação sonora nessa população é imprescindível.

A perda auditiva em pessoas idosas é denominada presbiacusia ou perda auditiva relacionada ao envelhecimento (*Age Related Hearing Loss* - ARHL). Trata-se de uma doença degenerativa e multifatorial, que consiste na perda progressiva e simétrica da audição de altas frequências. Afeta significativamente a qualidade de vida dos indivíduos, levando a maioria deles ao isolamento social e/ou até à depressão^(11,12).

Uma vez que o fonoaudiólogo é o profissional responsável pela protetização do paciente⁽¹³⁾, este estudo teve como objetivo verificar, por meio da mensuração eletroacústica a 65 dB NPS, o *Speech Intelligibility Index* (SII), a partir da ativação e desativação do algoritmo de autopercepção de fala, em idosos usuários de próteses auditivas.

A hipótese norteadora desta pesquisa baseou-se no questionamento quanto à ativação do algoritmo de autopercepção de fala e se produziria alguma alteração ou comprometimento no sinal de fala amplificado

MÉTODOS

Trata-se de estudo observacional transversal, submetido ao Comitê de Ética e Pesquisa da Universidade Federal de São Paulo – CEP/UNIFESP, aprovado sob nº 0938/2021. Todos os participantes receberam explicações sobre o tipo de pesquisa, leram e assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE) para confirmar sua participação, cientes de serem voluntários. A pesquisa foi realizada no Centro Auditivo Espaço da Audição, com autorização de seus proprietários.

Os participantes foram selecionados a partir dos prontuários de usuários de próteses auditivas dotadas do algoritmo de autopercepção da fala, adquiridas no referido centro auditivo. Os contatos foram feitos por telefone, para agendamento de entrevista presencial e individual, com duração de duas horas.

Os critérios de inclusão para participação da amostra definiram a escolha por idosos de 60 anos ou mais, com perda auditiva neurossensorial bilateral simétrica de grau leve a severo (Organização Mundial de Saúde 2014) e ausência de alterações neurológicas evidentes.

Foram selecionados e avaliados 40 idosos, sendo 24 mulheres e 16 homens, com idade variando de 60 a 80 anos, usuários efetivos de próteses auditivas da marca Rexton, plataforma *My Core*, que possuem o algoritmo de autopercepção de fala. Os modelos selecionados foram: Emerald S 8C; Emerald M 8C; Stellar Li 8C, todos os aparelhos com o receptor no canal, *Receiver-in-canal* (RIC).

As potências dos receptores no canal utilizados e os respectivos ganhos e saídas foram de: S 45 dB/108 dB NPS, M 60 dB/119 dB NPS e P 70 dB/124 dB NPS (dB NPS = decibel nível de pressão sonora). Todos os pacientes eram usuários de acopladores tipo oliva, aberta, semiaberta, fechada e dupla, a depender do grau e configuração da perda auditiva. Foram submetidos ao protocolo de pesquisa de avaliação audiológica, composta por audiometria tonal liminar e pesquisa do nível de desconforto (UCL). A audiometria tonal liminar foi realizada em cabina acústica, utilizando-se o audiômetro Callisto – Interacoustics, com fones supra-aurais.

A pesquisa do nível de desconforto foi realizada com tom puro pulsátil de dois segundos, com intervalo de um segundo entre cada apresentação, nas frequências de 500 Hz, 1000 Hz, 2000 Hz, 3000 Hz, e 4000 Hz a partir de 80 dB NA de modo ascendente, em intervalos de 5dB. Se referido desconforto pelo paciente, procurou-se confirmar esse nível com novas apresentações no mesmo nível ou próximo, realizando-se o procedimento nas duas orelhas separadamente e repetindo imediatamente (situações de teste e reteste). Realizou-se também a logaudiometria, que incluiu a pesquisa do Índice Percentual de Reconhecimento de Fala (IPRF) e Limiar de Reconhecimento de Fala (LRF)⁽¹⁴⁾.

Avaliações e ajustes nas próteses auditivas foram realizados de acordo com o método prescritivo validado internacionalmente

NAL/NL 2 (*National Acoustics Laboratories/Non linear 2*). O ajuste fino foi realizado segundo as necessidades auditivas do paciente. Na sequência, ativou-se o algoritmo de autopercepção de fala, via *software*.

Para a calibração da voz, o paciente foi acomodado e sentado em uma cadeira sem encosto de cabeça, distante pelo menos um metro de paredes e objetos reflexivos, uma vez que tais interferências poderiam comprometer o escaneamento tridimensional da cabeça do indivíduo em relação à sua própria boca (fonte sonora). Além disso, o paciente foi orientado a não se movimentar e não ficar em frente ao computador acompanhando a varredura, por motivos de interferência visual.

Após o cumprimento das orientações acima, o próprio *software* sinalizou a realização do próximo passo para ativação da autopercepção da voz. Depois de ouvir um bipe bilateral, o paciente deveria realizar uma contagem em voz alta e de forma contínua a partir do número 21, pois o *software* precisaria identificar uma fala contínua na qual não houvesse pausas.

Durante essa calibração, foram ativados, de forma automática, os microfones que digitalizaram acusticamente os efeitos da cabeça do usuário, para que fossem capazes de reconhecer as falas do usuário. Esse algoritmo foi ativado quando as próteses auditivas estavam posicionadas atrás do pavilhão auricular do usuário. Após a realização da varredura acústica, o algoritmo foi habilitado concomitantemente à fala do usuário e desabilitado quando o usuário encerrava a fala.

Finalizada a varredura, o *software* informou “treinamento bem-sucedido”, recurso que, ativado, permite que se trabalhe esse algoritmo de três formas: mínimo, padrão e máximo. O *software* ativa previamente o modo padrão. No entanto, para este estudo utilizou-se a forma máxima do recurso para melhor visualização de possíveis mudanças.

Concluída a ativação desse algoritmo, gravou-se no banco de dados do *software* de adaptação a regulagem das próteses, seguindo-se a verificação da eletroacústica *in situ*, utilizando-se o equipamento Callisto da marca Interacoustics,

Aplicou-se o protocolo *Visible Speech Mapping* (VSM), no qual o estímulo de fala *International Speech Test Signal* (ISTS) foi apresentado a 65 dB NPS. O estímulo ISTS foi criado a partir de gravações de fala em seis idiomas diferentes (alemão, inglês, francês, espanhol, árabe e mandarim), é completamente ininteligível, porém, aceito internacionalmente para verificação de próteses auditivas⁽¹⁵⁾.

Antecedendo a verificação eletroacústica a calibração dos microfones do sistema de verificação do equipamento Callisto. Após, o participante foi posicionado sentado, a 80 cm do altofalante do equipamento. Obteve-se uma resposta de ressonância da orelha externa, medida que reflete a amplificação natural da orelha externa [pavilhão, concha e meato acústico externo (MAE)] não ocluída.

Na sequência, realizou-se a REOR (*Real Rear Occluded Response*), que é a diferença em decibéis entre o nível de sinal mensurado no meato acústico externo (MAE) ao nível da membrana timpânica e ao nível da entrada do pavilhão auricular com as próteses auditivas desligadas na orelha do paciente. O mesmo sinal ISTS a 65 dB NPS foi utilizado para avaliar se houve perda ou modificação da amplificação natural fornecida pelas estruturas da orelha externa, quando o receptor foi inserido no MAE, por ser uma medida que também permite visualizar se o tipo de acoplamento selecionado está adequado ao paciente⁽¹⁶⁾.

Posteriormente às medições da REOR, realizou-se a REAR (*Real Ear Aided Response*), que é a resposta de frequência das próteses

auditivas em funcionamento no pavilhão auricular. Utilizou-se o estímulo ISTS a 65 dB NPS. Essa mensuração objetivou verificar se os alvos prescritos pelo método selecionado (NAL/NL2) foram atingidos. Foram realizados os ajustes necessários para tal e nessa condição de uso da amplificação foram coletados os valores de SII bilateralmente. O SII (*Speech Intelligibility Index*) permite quantificar o percentual de acesso aos sons de fala contabilizando o sinal captado próximo à membrana timpânica do paciente⁽⁸⁾.

Esses valores foram obtidos em duas condições: com o algoritmo de autopercepção de fala desativado e com o recurso de autopercepção da fala ativado.

O método estatístico constou de estatísticas descritivas e inferenciais. Foi utilizado o *software* SPSS Statistics, versão 28.0 (IBM Corp, Armonk, NY, EUA). O valor de significância estatística adotado foi de 5% ($p \leq 0,05$).

Para o cálculo dos intervalos de confiança de 95%, utilizou-se o método de viés corrigido e acelerado com base em 1000 amostras *bootstrap*. Os valores entre colchetes nas tabelas dos resultados indicam os limites superior e inferior dos intervalos de confiança de 95%.

A interpretação dos tamanhos dos efeitos utilizou uma classificação⁽¹⁷⁾ que propõe o seguinte: para o coeficiente **d**, foram definidos os seguintes critérios: pequeno: entre |0,200| e |0,499|; médio: entre |0,500| e |0,799|; grande: acima de |0,800|. Para o coeficiente **r** e coeficientes de correlação, adotam-se os seguintes critérios: pequeno: entre |0,100| e |0,299|; médio: entre |0,300| e |0,500|; grande: acima de |0,500|.

A base teórica utilizada para a análise estatística de forma pormenorizada pode ser vista em obra de referência⁽¹⁷⁾.

RESULTADOS

O efeito do algoritmo de autopercepção de fala foi mensurado em 40 idosos com idades variando de 60 a 80 anos, sendo 24 mulheres.

Foram calculadas as medidas de tendência central e de dispersão dos limiões auditivos tonais por frequência dos 40 idosos, de acordo com o lado da orelha. A média dos limiões tonais das frequências de 500 Hz, 1000 Hz, 2000 Hz e 4000 Hz foi de 54,72 dB NA ($\pm 12,57$) à orelha direita e de 51,94 dB NA ($\pm 13,37$) à orelha esquerda (Tabela 1).

As medidas de tendência central e de dispersão do Limiar de Reconhecimento de Fala (LRF) e do Índice Percentual de Reconhecimento de Fala (IPRF) foram calculadas de acordo com a orelha. O IPRF médio foi de 65,78% ($\pm 17,63$) à orelha direita e de 66,95% ($\pm 19,11$) à orelha esquerda. O LRF médio à orelha direita foi de 52,45 dB NA ($\pm 16,20$) e de 54,88 dB NA ($\pm 21,41$) à orelha esquerda (Tabela 2).

O registro de dados médio (*Data Logging*) foi de 10,62 horas à orelha direita e de 10,75 horas à orelha esquerda. O SII médio sem próteses auditivas foi de 26,70% à orelha direita e de 29,50% à orelha esquerda e, após ajustes adequados, foi aproximadamente dobrado, tanto na medida com o algoritmo de autopercepção ativado, como desativado (Tabela 3).

Foram realizadas comparações entre o IPRF e o SII com e sem ativação do algoritmo de autopercepção de fala a partir das medidas de tendência central e de dispersão do SII de acordo com a orelha, por meio do teste t de Student para amostras pareadas. Os resultados obtidos demonstraram diferença estatisticamente significativa entre o SII obtido com o algoritmo de autopercepção de fala na condição ativado e na condição desativado (Tabela 4).

Tabela 1. Caracterização da amostra do estudo em relação aos limiares auditivos tonais de acordo com a orelha

Audiometria tonal liminar	Orelha	n	Média	DP	Mediana	Mín.	Máx.
250 Hz (dB NA)	OD	40	34,25	15,21	30,00	5,00	70,00
	OE	40	33,63	14,72	32,50	10,00	60,00
500 Hz (dB NA)	OD	40	42,13	15,27	40,00	5,00	75,00
	OE	40	40,13	15,17	42,50	10,00	70,00
1000 Hz (dB NA)	OD	40	47,63	13,73	45,00	20,00	70,00
	OE	40	45,38	15,50	45,00	20,00	75,00
1500 Hz (dB NA)	OD	6	58,33	17,51	52,50	40,00	80,00
	OE	4	41,25	6,29	40,00	35,00	50,00
2000 Hz (dB NA)	OD	40	59,12	16,87	60,00	25,00	105,00
	OE	40	55,62	15,28	52,50	25,00	95,00
3000 Hz (dBNA)	OD	40	65,50	16,08	60,00	35,00	110,00
	OE	40	63,25	15,95	60,00	40,00	110,00
4000 Hz (dB NA)	OD	40	70,00	16,01	70,00	35,00	110,00
	OE	40	66,62	16,15	65,00	35,00	110,00
6000 Hz (dB NA)	OD	40	68,87	15,08	70,00	40,00	100,00
	OE	40	69,25	15,55	67,50	30,00	100,00
8000 Hz (dBNA)	OD	40	77,00	16,52	75,00	35,00	100,00
	OE	40	75,50	15,18	75,00	30,00	100,00
Média (dB NA) (500, 1k, 2k e 4k Hz)	OD	40	54,72	12,57	53,75	30,00	82,50
	OE	40	51,94	13,37	50,00	30,00	81,25

Legenda: n = Número de pacientes; DP = Desvio padrão; Mín. = Mínimo; Máx. = Máximo; dB NA = Decibéis nível de audição; Hz = Hertz; k = é usada como abreviação de 1000; OD = Orelha direita; OE = Orelha esquerda

Tabela 2. Caracterização da amostra do estudo em relação aos parâmetros da logaudiometria Limiar de Reconhecimento de Fala e Índice Percentual de Reconhecimento de Fala de acordo com a orelha

Logaudiometria	Orelha	n	Média	DP	Mediana	Mín.	Máx.
IPRF – Mono (%)	OD	40	65,80	17,63	66,00	28,00	100,00
	OE	40	66,95	19,11	74,00	20,00	92,00
LRF (dB NA)	OD	40	52,45	16,20	55,00	10,00	85,00
	OE	40	54,88	21,41	55,00	15,00	95,00

Legenda: n = Número de pacientes; DP = Desvio padrão; Mín. = Mínimo; Máx. = Máximo; % = Percentual; dB NA = Decibéis nível de audição; IPRF = Índice Percentual de Reconhecimento de Fala; LRF = Limiar de Reconhecimento de Fala

Tabela 3. Caracterização da amostra do estudo em relação ao *Speech Intelligibility Index* de acordo com a orelha e com a ativação do algoritmo de autopercepção de fala e caracterização da amostra do estudo em relação ao *Data Logging* de acordo com a orelha

SII	Orelha	n	Média	DP	Mediana	Mín.	Máx.
Sem próteses auditivas (%)	OD	40	26,70	21,40	26,50	0,00	79,00
	OE	40	29,50	22,83	24,00	0,00	73,00
Com próteses auditivas e desativado o algoritmo de autopercepção de fala (%)	OD	40	58,93	14,77	58,00	30,00	85,00
	OE	40	63,15	15,13	64,50	34,00	89,00
Com próteses auditivas e ativado o algoritmo de autopercepção de fala (%)	OD	40	57,85	14,80	55,50	29,00	86,00
	OE	40	61,90	15,29	64,00	34,00	85,00
DL (horas)	OD	40	10,62	4,02	11,50	2,00	18,00
	OE	40	10,75	4,00	12,00	2,00	18,00

Legenda: SII = *Speech Intelligibility Index*; n = Número de pacientes; DP = Desvio padrão; Mín. = Mínimo; Máx. = Máximo; % = Percentual; OD = Orelha direita; OE = Orelha esquerda; DL = *Data Logging*

Tabela 4. Valores descritivos e análise comparativa das condições com e sem o algoritmo de autopercepção de fala de acordo com a orelha em relação ao *Speech Intelligibility Index*

Variável	Orelha	My Voice	n	Média	DP	Mediana	Mín.	Máx.	Valor de p	T.E.
SII (%)	OD	Não	40	58,93	14,77	58,00	30,00	85,00	< 0,001*	0,073
		Sim	40	57,85	14,80	55,50	29,00	86,00		
	OE	Não	40	63,15	15,13	64,50	34,00	89,00	< 0,001*	0,082
		Sim	40	61,90	15,29	64,00	34,00	85,00		

*Teste t de Student para amostras pareadas

Legenda: n = Número de pacientes; DP = Desvio padrão; Mín. = Mínimo; Máx. = Máximo; T.E. = Tamanho do efeito; SII = *Speech Intelligibility Index*; % = Percentual; OD = Orelha direita; OE = Orelha esquerda; < = menor que

Tabela 5. Análise de correlação do Índice Percentual de Reconhecimento de Fala com o *Speech Intelligibility Index* com e sem o algoritmo de autopercepção de fala para a orelha direita e orelha esquerda

Variável	SII			
	Desativada a autopercepção de fala		Ativada a autopercepção de fala	
	Coef.	Valor de p	Coef.	Valor de p
IPRF OD	0,443 [0,120, 0,724]	0,004*	0,443 [0,123, 0,729]	0,004*
IPRF OE	0,418 [0,054, 0,655]	0,007*	0,428 [0,048, 0,669]	0,006*

*Valor estatisticamente significativo no nível de 5% ($p \leq 0,05$)

Legenda: SII = *Speech Intelligibility Index*; Coef. = Coeficiente de correlação; IPRF = Índice Percentual de Reconhecimento de Fala; OD = Orelha Direita; OE = Orelha esquerda

A mensuração realizada na condição com o algoritmo de autopercepção de fala ativado apresentou menor média de SII em comparação à condição desativado.

A análise de correlação do IPRF e SII, por meio do teste de correlação de Pearson, com e sem o algoritmo de autopercepção de fala, revelou igualmente para ambas as orelhas correlação estatisticamente significativa e positiva. Ou seja, o aumento de uma variável se associou ao aumento da outra variável: a) IPRF e SII com o algoritmo de autopercepção de fala desativado; b) IPRF e SII com o algoritmo de autopercepção de fala ativado (Tabela 5).

DISCUSSÃO

A qualidade e a eficiência dos algoritmos das próteses auditivas, cada vez mais em maior número, são motivos permanentes para novas pesquisas, a fim de oferecer maior qualidade à audição de deficientes auditivos. Há, no entanto, que se investigar seus benefícios, uma vez que algoritmos podem também introduzir distorções na amplificação, com conseqüente comprometimento da qualidade sonora recebida pelo paciente^(4,5).

Com a finalidade de investigar o efeito do algoritmo de autopercepção de fala em usuários de próteses auditivas, realizou-se uma avaliação objetiva por meio da verificação com microfone sonda, com estímulo de fala a 65 dB NPS e determinação do SII.

Para tanto, optou-se por avaliar idosos com perda auditiva neurossensorial simétrica de grau predominantemente moderado (apenas um paciente apresentou limiares médios compatíveis com perda auditiva de grau severo), pois é a população idosa com maior prevalência de perda auditiva⁽⁹⁾. A perda auditiva aumenta exponencialmente na população idosa⁽¹⁰⁾. Na presente pesquisa, os idosos deveriam apresentar determinadas características audiológicas para possibilitar a avaliação do efeito do algoritmo de autopercepção de fala na amplificação (por exemplo, ter audibilidade da própria voz).

Em função disso, foram avaliados 40 idosos com idade entre 60 e 80 anos, com características audiológicas similares, sendo o limiar médio de 54,72 dB NA e de 51,94 dB NA respectivamente para a orelha direita e esquerda, o LRF médio de 52,45 dB NA à orelha direita e 54,88 dB NA à orelha esquerda e o IPRF médio de 65,80% ($\pm 17,63$) para a orelha direita e 66,95% ($\pm 19,11$) para a orelha esquerda.

As estatísticas descritivas do registro de dados (*Data Logging*), de acordo com a orelha, demonstraram uso diário médio de 10,62 horas ($\pm 4,02$) para a orelha direita e 10,75 horas ($\pm 4,00$) para a orelha esquerda. Esse achado demonstrou que

os pacientes estavam fazendo uso efetivo de seus dispositivos bilateralmente, o que possibilitou a estimulação acústica das vias auditivas durante a maior parte do dia. O achado, como se sabe, é positivo, uma vez que a estimulação acústica por meio do uso de próteses auditivas pode reverter a reorganização cortical que ocorre na privação sensorial⁽¹⁸⁾ e reduzir o risco de declínio cognitivo e sintomas depressivos⁽¹⁹⁾. Mais de 50% utilizavam suas próteses auditivas dez horas ou mais por dia. Os dados obtidos no registro de dados demonstraram que as regulagens dos dispositivos deveriam estar adequadas e satisfatórias para permitir seu uso efetivo. A maior aceitação e uso ocorrem em função de melhorias obtidas nas atividades de vida diária.

Por meio das características descritivas das medidas audiológicas apresentadas, verificou-se que os idosos apresentavam limiares médios similares, bem como os resultados da logaudiometria. As perdas auditivas eram simétricas e passíveis de substancial melhora do SII por se tratarem de perdas auditivas, na sua grande maioria, de grau moderado⁽²⁰⁾. O LRF e o IPRF foram compatíveis com o grau de perda auditiva e os idosos faziam uso efetivo da amplificação.

Sabe-se que o objetivo da amplificação é melhorar a audibilidade, o acesso aos sons de fala. Quanto maior o acesso, possivelmente melhor será seu reconhecimento de fala, o que propiciará melhor comunicação e reduzirá os impactos adversos da perda auditiva⁽¹⁸⁾.

No entanto, ao quantificar o acesso aos sons de fala sem o algoritmo habilitado, obteve-se SII médio de 58,93% ($\pm 14,77$) na orelha direita e 63,15% ($\pm 15,13$) na orelha esquerda e, com o algoritmo habilitado, o SII médio foi de 57,85% ($\pm 14,80$) na orelha direita e 61,90% ($\pm 15,29$) na orelha esquerda. Ou seja, houve redução do percentual de acesso aos sons de fala com o algoritmo habilitado e essa redução foi significativa. Embora seja possível habilitar, ou não, o algoritmo no *software* do fabricante, sabe-se que, mesmo habilitado, ele é acionado pela emissão da própria voz do paciente. A verificação foi, no entanto, realizada com estímulo de fala ISTS e não com a própria voz do paciente. Apesar dos cálculos matemáticos avançados que permitem a elaboração de diferentes algoritmos, em determinadas situações eles podem falhar em decorrência de situações ambientais diversas. Daí a importância de investigar o efeito de distintos algoritmos na amplificação recebida pelo seu usuário em condições mais objetivas, que foi o que motivou a realização da presente pesquisa.

Vale ressaltar que o SII, que é o acesso aos sons da fala, não está diretamente relacionado ao desempenho que o paciente terá de acordo com a sua perda auditiva, seja qual for a situação e dificuldade de escuta, já que a compreensão da fala não depende exclusivamente da audibilidade. Dessa forma, cada indivíduo

poderá utilizar as informações auditivas sob diferentes aspectos, entre eles a atenção seletiva (figura-fundo e fechamento), cognição e escolaridade⁽¹⁸⁾.

Esses resultados revelaram que, durante o teste com o algoritmo habilitado no modo máximo, houve redução significativa do ganho acústico para a fala do interlocutor. Acreditava-se que não haveria comprometimento da audibilidade com o algoritmo habilitado, porém, verificou-se uma redução do percentual do SII da ordem de aproximadamente 1,5%, considerada significativa, que pode ser, em valores absolutos, pequena, face à variação total possível (0 a 100%).

Contudo, surge uma importante indagação: “Será que em perdas moderadas - 1,5% - o desempenho do usuário pode, de fato, ficar comprometido?”.

O estudo de correlação entre o IPRF e o SII com e sem o algoritmo de autopercepção de fala habilitado revelou correlação positiva estatisticamente significativa, em ambas as orelhas.

Na orelha direita, com o algoritmo desabilitado, verificou-se o coeficiente de 0,443 [0,120, 0,724] $p = 0,004^*$; com o algoritmo habilitado, observou-se o coeficiente de 0,443 [0,123, 0,729] $p = 0,004^*$. Na orelha esquerda, com o algoritmo desabilitado, verificou-se o coeficiente de correlação entre IPRF e SII de 0,418 [0,054, 0,655] $p = 0,007^*$; com o algoritmo habilitado, observou-se o coeficiente de 0,428 [0,048, 0,669] $p = 0,006$.

Embora exista um pressuposto defendendo que, quanto maior o acesso aos sons de fala, melhor é o IPRF, sabe-se que o maior tempo de estimulação acústica e cognição, entre outros fatores, contribui para melhorar o desempenho comunicativo do paciente com perda auditiva⁽²¹⁾. A esse respeito, pesquisa realizada⁽¹⁸⁾ para identificar a correlação entre o SII e IPRF a partir da análise de prontuários de 55 pacientes revelou correlação entre o SII e o IPRF, porém, fraca.

Apesar da relevância das queixas dos pacientes usuários de próteses auditivas em relação ao desconforto com a própria voz, para que o algoritmo da autopercepção não prejudique os acessos aos sons de fala, especificamente, pode-se questionar se a melhora da queixa da própria voz é mais importante do que a perda de audibilidade.

Destaca-se como limitação do presente estudo a falta de análise subjetiva da autopercepção dos usuários. Além disso, a análise foi realizada apenas com o algoritmo ativado no modo “máximo”.

O que se conclui é que os algoritmos podem interferir na amplificação de forma negativa, independentemente de como ou do quanto interferem. Diferentes estudos avaliaram o efeito de determinados algoritmos no desempenho de seus usuários e os resultados são diversos⁽²²⁻²⁴⁾.

Sendo assim, os profissionais devem estar cientes dessas possibilidades. São necessários, portanto, mais estudos que avaliem os efeitos de diferentes algoritmos na percepção do sinal de fala.

CONCLUSÃO

A presente pesquisa identificou que o SII é menor com o algoritmo de autopercepção de fala habilitado.

AGRADECIMENTOS

Raphael Fernandes da Silva, Maria das Graças Pereira da Silva, Elida Kaminskas Manfrinato, Aline Yoshie Fujii Katatani e Claudia Santos

REFERÊNCIAS

- Hoydal EH. A new own voice processing system for optimizing communication. *Hear Rev.* [Internet]. 2017 [citado em 2023 Jun 15];24(11):20-2. Disponível em: <https://hearingreview.com/inside-hearing/research/clinical-study-shows-significant-benefit-voice-processing>
- Behlau M, Azevedo R, Pontes P. Avaliação de voz. In: Behlau M, editor. *Voz: o livro do especialista*. Rio de Janeiro: Revinter; 2001. Capítulo 3; p. 85-180.
- Hengen J, Hammarstrom IL, Stenfelt S. Perceived voice quality and voice-related problems among older adults with hearing impairments. *J Speech Lang Hear Res.* 2018 Set 19;61(9):2168-78. http://doi.org/10.1044/2018_JSLHR-S-17-0383. PMID:30167670.
- Powers TA, Davis B, Apel D, Amlani AM. Own voice processing has people talking more. *Hear Rev.* 2018;25(7):42-5.
- Chiriboga LF, Couto CM, Almeida K. Aparelhos de amplificação sonora individual: quais são as queixas mais recorrentes dos usuários e suas possíveis relações com ajustes finos? *Audiol Commun Res.* 2022;27:e2550. <http://doi.org/10.1590/2317-6431-2021-2550>.
- Kochkin S. Marketrak VIII: consumer satisfaction with hearing aids is slowly increasing. *Hear J.* 2010;63(1):19-32. <http://doi.org/10.1097/01.HJ.0000366912.40173.76>.
- Amlani AM, Punch JL, Ching TY. Methods and applications of the audibility index in hearing aid selection and fitting. *Trends Amplif.* 2002;6(3):81-129. <http://doi.org/10.1177/108471380200600302>. PMID:25425917.
- Jin IK, Kates JM, Arehart KH. Sensitivity of the speech intelligibility index to the assumed dynamic range. *J Speech Lang Hear Res.* 2017;60(6):1674-80. http://doi.org/10.1044/2017_JSLHR-H-16-0348. PMID:28586909.
- GBD 2019 Risk Factors Collaborators. Global Burden of 87 risk factors in 204 countries and territories, 1990-2019: a systematic analysis for the global burden of disease study 2019. *Global Health Metrics.* 2020;396(10258):1223-49.
- WHO: World Health Organization. *World report on hearing*. Geneva: WHO; 2021.
- Pinheiro P. O que é a presbiacusia? [Internet]. *MD.Saúde*; 2022 [citado em 2023 Jun 15]. Disponível em: <https://www.mdsaude.com/otorrinolaringologia/surdez-idoso/>
- Michels TC, Duffy MT, Rogers DJ. Hearing loss in adults: differential diagnosis and treatment. *Am Fam Physician.* 2019 Jul 15;100(2):98-108. PMID:31305044.
- Pen MG, Mangabeira-Albernaz PL. Desenvolvimento de testes para logaudiometria: discriminação vocal. In: *Anales del II Congreso Panamericano de Otorrinolaringología y Broncoesofasología*; 1973; Lima, Peru. São Paulo: Associação Interamericana de Otorrinolaringología Pediátrica; 1973.
- Holube I, Fredelake S, Vlaming M, Kollmeier B. Development and analysis of an International Speech Test Signal (ISTS). *Int J Audiol.* 2010;49(12):891-903. <http://doi.org/10.3109/14992027.2010.506889>. PMID:21070124.

15. Tonelini CFM, Garolla LP, Iório MCM. Avaliação da percepção de fala em usuários de próteses auditivas após ajuste fino via mapeamento de fala com estímulo em Português. *Audiol Commun Res.* 2016;21(0):e1647. <http://doi.org/10.1590/2317-6431-2015-1647>.
16. Cohen J. A power primer. *Psychol Bull.* 1992 Jul;112(1):155-9. <http://doi.org/10.1037/0033-2909.112.1.155>. PMID:19565683.
17. Field A. *Discovering statistics using IBM SPSS statistics.* 5th ed. California: SAGE Publications; 2017. 1070 p.
18. Nigri LF, Iório MCM. Estudo da correlação entre índice de inteligibilidade de fala Speech Intelligibility Index (SII) e índice percentual de reconhecimento de fala. *Distúrb Comun.* 2019;31(1):33. <http://doi.org/10.23925/2176-2724.2019v31i1p33-43>.
19. Sharma A, Glick H. Cortical neuroplasticity and cognitive function in early-stage, mild-moderate hearing loss: evidence of neurocognitive benefit from hearing aid use. *Front Neurosci.* 2020;14:93. <http://doi.org/10.3389/fnins.2020.00093>.
20. Morimoto SS, Kanellopoulos D, Manning KJ, Alexopoulos GS. Diagnosis and treatment of depression and cognitive impairment in late life. *Ann N Y Acad Sci.* 2015;1345(1):36-46. <http://doi.org/10.1111/nyas.12669>. PMID:25655026.
21. Silva EA, Nigri LF, Iório MCM. Índice de inteligibilidade de fala – Speech Intelligibility Index (SII) e reconhecimento de sentenças no ruído: estudo em idosos com e sem alteração cognitiva usuários de próteses auditivas. *Audiol Commun Res.* 2018;23:e1979. <http://doi.org/10.1590/2317-6431-2018-1979>.
22. Schädler MR, Warzybok A, Kollmeier B. Objective prediction of hearing aid benefit across listener groups using machine learning: speech recognition performance with binaural noise-reduction algorithms. *Trends Hear.* 2018 Jan-Dez;22:2331216518768954. <http://doi.org/10.1177/2331216518768954>. PMID:29692200.
23. Shetty HN, Raju S. Effect of compression release time of a hearing aid on sentence recognition and the quality judgment of speech. *Noise Health.* 2019;21(103):232-41. PMID:32978360.
24. Miller CW, Bates E, Brennan M. The effects of frequency lowering on speech perception in noise with adult hearing-aid users. *Int J Audiol.* 2016;55(5):305-12. <http://doi.org/10.3109/14992027.2015.1137364>. PMID:26938846.