



Brazilian Journal of OTORHINOLARYNGOLOGY

www.bjorl.org



ARTIGO ORIGINAL

Representation of amplified speech at cortical level in good and poor hearing aid performers[☆]



Hemanth Narayan Shetty * e Manjula Puttabasappa

All India Institute of Speech and Hearing, Department of Audiology, Karnataka, Índia

Recebido em 28 de março de 2018; aceito em 17 de fevereiro de 2019

Disponível na Internet em 3 de agosto de 2020

KEYWORDS

Annoyance;
Amplification;
Aging

Abstract

Introduction: Hearing aid users reject their own hearing aid because of annoyance with background noise. The reason for dissatisfaction is located anywhere from the hearing aid microphone to the integrity of neurons along the auditory pathway. In this preview, the output of hearing aid was recorded at the level of ear canal and at auditory cortex in good and poor hearing aid users, who were classified using acceptable noise level.

Objective: To study the representation of amplified speech in good and poor hearing aid performers.

Methods: A total of 60 participants (age ranged 15–65 years) with moderate bilateral sensorineural hearing impairment grouped into good (n = 35) and poor (n = 25) hearing aid performers. Gap detection test and aided SNR 50 were administered. In addition, ear canal acoustic measures and cortical auditory evoked potentials were recorded in unaided and aided conditions at 65 dB SPL.

Results: Hearing aid minimally alters temporal contrast of speech reflected in envelope difference index. Although having similar temporal impairment, acoustic characteristics of amplified speech sounds and SNR 50 scores from both groups, the aided cortical auditory evoked potentials surprisingly showed significant earlier latencies and higher amplitudes in good performers than poor performers. In addition, good and poor performers classified based on annoyance level was predicted by latencies of 2N1 and 2P2 components of acoustic change complex. Further, a follow-up revealed hearing aid use has relation with acceptance towards noise.

DOI se refere ao artigo: <https://doi.org/10.1016/j.bjorl.2019.02.010>

[☆] Como citar este artigo: Shetty HN, Puttabasappa M. Representation of amplified speech at cortical level in good and poor hearing aid performers. Braz J Otorhinolaryngol. 2020;86:558–67.

* Autor para correspondência.

E-mail: hemanthn.shetty@gmail.com (H.N. Shetty).

A revisão por pares é da responsabilidade da Associação Brasileira de Otorrinolaringologia e Cirurgia Cérvico-Facial.

PALAVRAS-CHAVE

Aborrecimento;
Amplificação;
Envelhecimento

Conclusion: Participants who are willing to accept noise from those who are not willing to accept noise have subtle physiological changes evident at the auditory cortex, which supports the hearing aid usage.

© 2019 Associação Brasileira de Otorrinolaringologia e Cirurgia Cérvico-Facial. Published by Elsevier Editora Ltda. This is an open access article under the CC BY license (<http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).

Representação da fala amplificada ao nível cortical em bons e maus usuários de aparelhos auditivos**Resumo**

Introdução: Usuários de aparelhos auditivos rejeitam seu próprio aparelho pelo incômodo relacionado ao ruído de fundo. O motivo da insatisfação varia desde o microfone do aparelho auditivo até a integridade dos neurônios ao longo da via auditiva. Nesta análise prévia, a saída da prótese auditiva foi registrada no nível do meato auditivo externo e no córtex auditivo em bons e maus usuários de prótese auditiva, que foram classificados com um nível de ruído aceitável.

Objetivo: Estudar a representação da fala amplificada em bons e maus usuários de aparelhos auditivos.

Método: Foram examinados 60 participantes (de 15 a 65 anos) com deficiência auditiva neurossensorial bilateral moderada divididos em bons (n = 35) e maus (n = 25) usuários de aparelhos auditivos. Teste de detecção de *gap* e SNR 50 assistido foi administrado. Além disso, as medidas acústicas do meato externo e os potenciais evocados auditivos corticais foram registrados em condições não assistida e assistida a 65 dB NPS.

Resultados: O aparelho auditivo altera minimamente o contraste temporal da fala, refletido no *envelope difference index*. Embora tenham uma deficiência temporal similar, as características acústicas de sons de fala amplificados e escores do SNR 50 de ambos os grupos, os potenciais evocados auditivos corticais assistidos surpreendentemente demonstraram latências iniciais significativas e maiores amplitudes em bons do que em maus usuários. Além disso, os bons em comparação com os maus usuários, classificados com base no nível de incômodo, foram previstos pelas latências dos componentes 2N1 e 2P2 do complexo de alteração acústica. Além disso, os resultados do seguimento revelaram que o uso de aparelhos auditivos têm relação com a aceitação do ruído.

Conclusão: Os participantes dispostos a aceitar o ruído, quando comparados com aqueles que não estão dispostos a aceitá-lo, apresentam evidência de sutis alterações fisiológicas no córtex auditivo, que apoiam o uso da prótese auditiva.

© 2019 Associação Brasileira de Otorrinolaringologia e Cirurgia Cérvico-Facial. Publicado por Elsevier Editora Ltda. Este é um artigo Open Access sob uma licença CC BY (<http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).

Introdução

Idosos com deficiência auditiva têm dificuldade de processar a discriminação de formantes de vogais devido ao déficit na codificação temporal.¹ Um dos dispositivos de reabilitação disponíveis para esses indivíduos é o aparelho auditivo. Kochkin² relatou que uma média de 62,3% está insatisfeita com os aparelhos auditivos, dos quais 25,3% rejeitam seu aparelho auditivo por causa do ruído de fundo. O nível de ruído aceitável é uma medida subjetiva para testar o incômodo, avalia a disposição do paciente de aceitar o ruído de fundo e seus resultados estão relacionados ao uso de aparelhos auditivos.³ Nabelek et al.⁴ demonstraram que o nível de ruído aceitável (NRA) prediz usuários de aparelhos auditivos bem-sucedidos e malsucedidos com 85% de precisão. Além disso, a variabilidade no sucesso/insucesso do

dispositivo de reabilitação pode provavelmente ser devido aos parâmetros de processamento do aparelho auditivo e/ou à interação entre a saída do aparelho auditivo e seus parâmetros acústicos transmitidos até o nível cortical.^{5,6} Embora os indivíduos tenham um tipo, grau e configuração semelhantes de perda auditiva, o motivo da satisfação/rejeição com um aparelho auditivo avançado semelhante ainda não está claro. Assim, seria interessante observar como as sílabas da fala são processadas no canal auditivo e no córtex auditivo em um usuário de prótese auditiva.

Sinais de fala são registrados no meato auditivo externo,⁷ para os quais o contraste temporal entre a versão não assistida e assistida do estímulo pode ser quantificado com precisão por um método objetivo, chamado *envelope difference index* (EDI).^{8,9} A lógica aqui é que algumas mudanças na percepção da fala podem ser explicadas pela forma como

os ouvintes processam as alterações acústicas na estrutura temporal do som causada pela prótese auditiva e que é medida através do EDI. Além disso, o nível de sinal e nível de ruído e sua relação são igualmente importantes.¹⁰ Isso ocorre porque, durante a amplificação para um sinal desejado, há uma probabilidade de amplificação do ruído ambiente também.¹¹ Isso faz com que sinais cruciais estejam menos disponíveis para pessoas com deficiência auditiva. No entanto, acessar esses sinais disponíveis de fato requer uma alta relação sinal-ruído (SNR) para que eles entendam a fala.

Assim, o uso do sinal de fala como entrada na mensuração do microfone sonda (MS) facilita o conhecimento da forma como um aparelho auditivo representa as características inerentes da fala no meato auditivo do participante. Em alguns indivíduos, os sinais inerentes não estão disponíveis, mas ainda assim conseguiram compreender as informações por meio de sinais de redundância. Enquanto em alguns indivíduos um sinal crítico parece estar disponível na saída do aparelho auditivo, os erros exibidos por eles não podem ser resolvidos pela análise acústica da saída da prótese auditiva isoladamente. É por isso que o estudo sobre a representação de sinais acústicos no nível cortical torna-se imperativo.¹² Potenciais evocados auditivos corticais (PEACs) avaliam a detecção neural do som no nível auditivo talâmico-cortical¹³ PEACs são obtidos através de cliques,¹⁴ tons¹⁵ e estímulos sintéticos¹⁶ e naturais de vogais e consoantes.^{17,18}

Assim, nossa hipótese é que, embora os participantes do estudo tenham um grau similar de perda auditiva, habilidade temporal, envelope temporal minimamente alterado após ter sido processado através do aparelho auditivo, um nível de incômodo em relação ao ruído pode demonstrar a diferença na representação da fala amplificada no nível cortical em bons e maus usuários de aparelhos auditivos. Os seguintes objetivos foram formulados: 1) Avaliar o limiar de detecção de *gap*, alteração temporal induzida por prótese auditiva com o uso de EDI, SNR 50 e codificação de estímulos de fala ao nível cortical através de resposta de latência tardia e complexo de alteração acústica em bons e maus usuários de aparelhos auditivos; 2) Encontrar a associação entre a relação sinal-ruído de saída gravada e latência; e amplitude dos PEACs e 3) Investigar quais dessas medidas predizem bons e maus usuários de aparelhos auditivos.

Método

Um desenho de estudo fatorial foi usado como a variável independente atribuída ao grupo (com dois níveis) feita com base no nível de incômodo associado ao ruído. O desfecho da prótese auditiva foi a variável dependente, avaliada por meio de abordagens comportamentais, psicoacústicas e eletrofisiológicas.

Participantes

Sessenta indivíduos com perda auditiva neurosensorial moderada bilateral com configuração plana foram recrutados para o estudo. A configuração plana foi definida operacionalmente como a diferença entre o limiar mais baixo e o mais alto da condução aérea da orelha de teste, foi menor do que 20 dB de 250 Hz a 8000 Hz.¹⁹ O grupo com perda auditiva moderada e configuração plana é aquele que

entende a fala a partir de uma ampla gama de frequências, diferentes de qualquer outra configuração de perda auditiva. A faixa etária dos participantes variou de 15 a 65 anos (média de idade = 49,45 anos). Os escores de identificação de fala (SIS) em 40 dB NS (ref: limiar de reconhecimento da fala, SRT, do inglês *Speech Recognition Threshold*) foi maior ou igual a 75%. Os participantes que tinham condição normal no ouvido médio, indicado pelo timpanograma tipo "A", foram incluídos no estudo. Os participantes com uma diferença de latência de pico V de respostas auditivas do tronco cerebral inferior a 0,8 ms entre as duas taxas de repetição (11,1 seg e 90,1 seg apresentadas a 90 dB nHL) foram incluídos no estudo. Eles eram usuários de aparelhos auditivos sem uso prévio e não tinham história autorreferida de outros problemas otológicos e neurológicos.

Os participantes foram agrupados em bons ou maus usuários de aparelhos auditivos com o uso do nível de ruído aceitável (NRA). Os participantes que obtiveram um escore $NRA \leq 7$ foram considerados como bons usuários de aparelhos auditivos ($n=35$) e aqueles com escore ≥ 13 foram considerados como maus usuários de aparelhos auditivos ($n=25$). Os participantes foram excluídos se o NRA estivesse entre 7 e 13.⁴

O consentimento informado foi obtido de todos os participantes individuais incluídos no estudo. Todos os procedimentos feitos em estudos que envolvem participantes humanos estavam de acordo com os padrões éticos do comitê de pesquisa institucional da AIISH. (SH/AEC/HN/2013-14).

Nível de ruído aceitável

A passagem gravada de Kannada foi encaminhada para o alto-falante através da entrada auxiliar do audiômetro ao nível do limiar de reconhecimento de fala (SRT). Gradualmente, o nível foi ajustado de 5 em 5 dBs até o nível de nível mais confortável (*Most Comfortable Level*, MCL) e então com ajustes menores de +1 e -2 dB, até que o MCL do participante fosse estabelecido de forma confiável. Depois que o MCL foi estabelecido, um ruído de fala foi introduzido a 30 dB NA. O nível do ruído de fala foi aumentado inicialmente de 5 em 5 dBs e, em seguida, de 2 a 2 dBs, até o ponto em que o participante estava disposto a aceitar o ruído sem ficar cansado ou fatigado enquanto ouvia e seguia as palavras de uma história. O nível máximo que ele/ela conseguisse aceitar ou suportar o ruído sem se cansar era considerado como o nível de ruído de fundo (*Background Noise Level*, BNL). O NRA é calculado subtraindo-se o BNL (dB NA) do MCL (dB NA) e, com base nos escores do NRA, cada participante do grupo clínico foi classificado como bom (≤ 7) ou mau (≥ 13) usuário de aparelho auditivo.

Teste de detecção de gap

A capacidade de processamento temporal de cada participante do estudo foi obtida binauralmente a partir do teste de detecção de *gap* (*Gap Detection Test*, GDT). O código m da estimativa de máxima verossimilhança (MLP) armazenado no MATLAB (2009B) foi usado para fornecer o *gap* no método de escolha de força de três intervalos. A saída de um laptop de uso pessoal foi encaminhada através de um audiômetro.

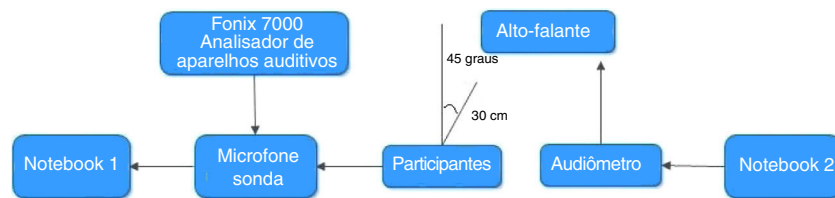


Figura 1 Instrumentação usada para gravar sílabas CV no canal auditivo do participante.

A saída do audiômetro foi apresentada através do fone de ouvido, no nível mais confortável do participante. O paradigma consistiu em três blocos de ruído de banda larga com duração de 500 ms cada um e intervalo entre blocos de 200 ms. Em um dos três blocos de ruído, o *gap* ficava no centro. Além disso, a ocorrência de *gap* em um dos blocos era randomizada em cada teste. A duração usada no teste de detecção de *gap* foi de 0,5 ms. A duração do *gap* no teste seguinte foi decidido com base na resposta do participante no teste anterior. O método de *bracketing* (+0,5 ms e -1 ms) foi usado para detectar a diferença mínima anotada.

Gravação da saída do aparelho auditivo no meato auditivo externo

O raio Microtech "2" atrás dos aparelhos auditivos de ouvido foi usado. De acordo com a especificação do fabricante, a faixa de frequência de cada aparelho auditivo estendeu-se de 210 a 5400 Hz. O pico de ganho total foi de 58 dB e 56 dB e o ganho total médio de alta frequência foi de 49 dB e 50 dB, respectivamente. O ruído de entrada equivalente foi 10 dB NPS e 9 dB NPS. O atraso no processamento do sinal dos aparelhos auditivos foi de 4,4 ms e 4 ms. Além disso, o tempo de ataque e de liberação foi de 10 a 15 ms e de 30 a 35 ms, respectivamente, para uma entrada de tom de 2000 Hz. O funcionamento de ambas as próteses auditivas foi assegurado no início da coleta de dados e repetido a cada 3 meses até a finalização da coleta de dados.

Cada participante foi equipado com aparelhos auditivos de teste BTE digital binauralmente, usou-se um molde flexível da orelha feito sob encomenda. O aparelho auditivo foi programado com a fórmula prescritiva NAL-NL1, com circuito de redução de ruído ativado. A medição da orelha real foi feita com o analisador de aparelhos auditivos FONIX 8000 para aprimorar o ganho de cada aparelho auditivo para corresponder objetivamente ao ganho-alvo. Além disso, foi assegurado que, em cada orelha, os limiares assistidos de 500 Hz a 4 kHz em oitavas estavam dentro do espectro de fala assistido. Cada participante foi orientado a retornar para uma consulta na clínica após um mês de uso de seu aparelho auditivo. Uma opção de registro de dados no *software* foi usada para avaliar o número médio de horas em um mês em que o aparelho auditivo foi usado pelo cliente.

A saída do aparelho auditivo para os estímulos /da/ e /si/ no canal auditivo foi medida, em ambas as condições, assistida e não assistida. A saída no canal auditivo da orelha de teste foi escolhida igualmente, na orelha direita ou esquerda em ordem aleatória. A saída do laptop 2 foi conectada à entrada auxiliar do audiômetro para apresentar as sílabas CV gravadas dos estímulos /da/ e /si/ a 65 dB NPS. A saída de fala do audiômetro foi feita através de alto-falante.

A saída desses estímulos (/da/ e /si/, em condições não assistida e assistida) foi subseqüentemente gravada digitalmente com um laptop 1 com o *software* Praat instalado (versão 5.1.29), usaram-se uma frequência de amostragem de 44,1 kHz e resolução de 16 bits. A *figura 1* mostra o diagrama de blocos para registrar os estímulos CV no canal auditivo do participante.

Os dois estímulos CV registrados a partir do microfone sonda, em condições não assistida e assistida, foram submetidos ao EDI. O valor de EDI varia de 0 a 1, em que 0 indica que não há diferença no envelope entre a versão de estímulos não assistida e assistida com auxílio dos estímulos e 1 indica alteração temporal. Além disso, o nível de sinal, nível de ruído e relação sinal-ruído foram calculados para o estímulo /si/ com matlab. O sinal gravado foi editado em janelas de análise de 300 ms imediatamente antes do estímulo /si/.

O rms foi calculado com a função matlab nas janelas de análise de 300 ms imediatamente antes do estímulo /si/. É considerado como linha de base ou nível de ruído ambiente (A). Além disso, o rms do sinal /si/ foi calculado e é acumulado com o sinal mais o nível de ruído ambiente (B). Além disso, o rms do sinal (B) foi subtraído do sinal rms (A) para obter o rms do nível de sinal /si/ (C). A seguinte fórmula foi executada em matlab para calcular o SNR. É calculado pela razão entre a potência do sinal e a potência do ruído: $SNR = P(C) / P(A)$. O SNR também é geralmente representado em decibéis – Nível de pressão sonora (dB NPS): $SNR = 20 \log (P(C) / P(A))$ (dB).

Adquirindo o complexo de alteração acústica

Cada participante foi equipado com aparelhos auditivos binaurais e sentou-se confortavelmente em uma cadeira reclinável com braços. Os locais do eletrodo foram limpos com gel de preparação da pele. Eletrodos do tipo disco revestidos com prata foram aplicados, usou-se gel condutor nos locais de teste. Os eletrodos não inversores (+) foram aplicados nas posições Cz, Fpz, C3 e C4, o eletrodo terra na parte superior da testa (Fpz) e o eletrodo inversor (-) no nariz. As respostas eletro-oculares horizontais (eletrodos posicionados à esquerda e à direita no canto externo dos olhos) e verticais (eletrodos colocados acima e abaixo dos olhos) foram eliminadas da recodificação. Assegurou-se que a impedância do eletrodo fosse menor do que 5k Ohms para cada um dos eletrodos e que a impedância entre os eletrodos fosse menor do que 2k Ohms.

O alto-falante foi colocado a 0° grau azimute, localizado na posição calibrada de um metro de distância. A altura do alto-falante estava ao nível da orelha do participante.

O participante foi instruído a ignorar o estímulo e assistir a um filme que foi silenciado e apresentado através de um computador portátil operado por bateria. Também foi solicitado ao participante que minimizasse os movimentos da cabeça. O sistema potencial evocado baseado em PC, Neuroscan 4.4 (Stim 2, versão 4.4), controlava o tempo de apresentação do estímulo e fornecia um estímulo externo ao sistema de registro do potencial evocado, o Neuroscan (Scan 2, versão 4.4). Para permitir um período refratário suficiente dentro da varredura do estímulo, enquanto minimizava o tempo total de gravação, um Intervalo Interestímulo (ISI) de 700 ms, desde o deslocamento até o início do próximo estímulo, foi incluído para gravar a resposta de latência tardia (LLR – *late latency response*) para o estímulo /da/. No entanto, para registrar o complexo de alteração acústica não assistido e assistido, o estímulo /si/ foi usado com um ISI de 700 ms.

A gravação foi iniciada assim que um EEG estável foi obtido. O EEG contínuo foi filtrado com filtro passa-banda online de 0,1 a 100 Hz com desvio de 12 dB/oitava e gravado continuamente. Isso foi armazenado em disco para análise *off line*. A LLR foi gravada com 250 varreduras, cada uma em polaridades alternativas, distribuídas em um trem homogêneo com o *software* de apresentação de estímulos Neuroscan 4.4 (Stim 2, versão 4.4).

Um procedimento semelhante foi usado para gravar o Complexo de Alteração Acústica (*Acoustic Change Complex* – ACC) não assistido e assistido para o estímulo /si/. A ordem dos estímulos durante o teste em cada participante foi contrabalançada. Cada potencial (LLR e ACC) foi registrado duas vezes por questões de confiabilidade. Os dados contínuos do EEG foram registrados ao longo de uma janela de 800 ms para cada estímulo (inclusive um período pré-estímulo de -100 ms e um tempo pós-estímulo de 700 ms). As formas de onda pausadas foram corrigidas para a linha de base. Após a rejeição do piscar dos olhos, os tempos de varredura restantes foram calculados e filtrados *off line* de 1,0 Hz (filtro passa-alta, 24 dB/oitava) a 30 Hz (filtro passa-baixa, 12 dB/oitava). Todos os artefatos que excederam ± 75 microvolts foram rejeitados enquanto obteve-se a média da resposta para polaridade alternativa. Verificou-se que a resposta não assistida estava ausente, pois a intensidade do estímulo de 65 dB NPS não conseguiu evocar a resposta. Assim, a resposta assistida dos bons e maus usuários de aparelhos auditivos foi analisada. Ao nível cortical, a resposta foi registrada em quatro locais de aplicação de eletrodos: C3, Cz, C4 e Fpz. O local do eletrodo no qual foi registrada maior amplitude foi usado para investigar a representação das sílabas da fala.

Teste de fala no ruído

Cada participante foi equipado com aparelhos auditivos digitais de teste BTE binauralmente. Os estímulos de fala usados foram sentenças padronizadas de Kannada desenvolvidas por Geetha et al.²⁰ Dez frases fonemicamente equivalentes com cinco palavras-alvo em cada uma foram usadas para adicionar ruído em diferentes SNRs. Ruído em forma de fala com espectro semelhante ao da sentença padronizada foi preparado. Para cada frase, a Raiz Quadrada da Média (RMS, *Root Mean Square*) foi identificada e, em seguida, o ruído

foi adicionado no SNR desejado. As dez frases foram misturadas com o ruído em forma de fala em diferentes relações sinal/ruído que variaram de +12 dB a -6 dB SNR de 2 em 2 dB. O começo do ruído foi iniciado a 500 ms antes do início de cada sentença e continuou por 500 ms após o deslocamento da sentença. Uma rampa suave de 50 ms (tempo de subida e descida) foi feita para o ruído com o uso da função cosseno para evitar efeitos não intencionais. A fórmula a seguir foi usada para adicionar ruído a cada frase no *software* visualizador AUX.

$$SNR = wave(filename)@rms >> 500 \\ + ramp(wave(noise'')@rms, 20)$$

Dez sentenças embutidas em diferentes SNRs foram randomizadas. Cada sentença foi apresentada a 65 dB NPS em condição assistida. Os participantes foram instruídos a repetir a sentença ouvida. O nível de SNR no qual o teste foi iniciado (L) e o número de palavras-alvo corretamente reconhecidas em cada sentença foram registrados. O número total de palavras-alvo de todas as sentenças foi adicionado (T). Além disso, o número total de palavras por decréscimo (W) e decréscimo de SNR em cada sentença (d) foi registrado. Os valores obtidos foram substituídos na dada equação adaptada por Spearman-Kärber para determinar SNR 50%. A equação abaixo foi usada para calcular o SNR 50 ($50 \text{ pontos} = L + (0,5 * d) - d(T)/W$).

Resultados

A média e o desvio-padrão (DP) do limiar de detecção de *gap* (em ms) foram menores em bons usuários de aparelhos auditivos ($12,95 \pm 0,43$) do que em maus usuários ($12,18 \pm 0,53$). Para examinar o efeito dos grupos no limiar de detecção de *gap*, um teste *t* para amostras independentes foi usado e não revelou diferenças significantes entre os grupos no teste GDT [$t(58) = 1,07, p = 0,305$]. Conclui-se que a capacidade de processamento temporal é semelhante nos dois grupos. Além disso, os dados do EDI foram analisados para cada estímulo, o qual foi registrado no canal auditivo dos participantes bons e maus usuários de aparelhos auditivos. A média (M) e o desvio-padrão (DP) do EDI para o estímulo /da/ foi de $0,31 \pm 0,04$ em bons usuários e $0,30 \pm 0,36$ em maus usuários. Para o estímulo /si/, o valor de EDI foi de $0,36 \pm 0,06$ em bons usuários e $0,34 \pm 0,26$ em maus usuários. Um teste *t* de amostras independentes revelou que não houve diferenças significantes no EDI entre bons e maus usuários para os estímulos /da/ [$t(58) = 0,81, p = 0,430$] e /si/ [$t(58) = 0,76, p = 0,459$].

Isso nos leva a deduzir que, embora a diferença no EDI não tenha sido observada entre os grupos, a saída do aparelho auditivo induz uma alteração temporal mínima em cada estímulo. Além disso, a representação assistida na resposta cortical para os dois estímulos, /da/ (inclinação de LLR) e /si/ (ACC), foi analisada. Notou-se que, embora a inclinação de N1-P2 fosse mais acentuada em bons usuários ($0,057 \pm 0,03$) do que em maus usuários ($0,047 \pm 0,027$) (fig. 2), essa diferença não alcançou significância [$t(58) = 0,270, p = 0,788$]. Além disso, para saber se havia diferenças significantes entre os grupos (com dois fatores, bons e maus usuários de aparelhos auditivos) em cada

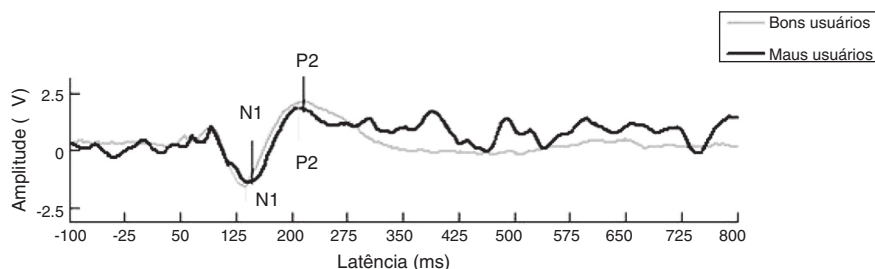


Figura 2 Forma de onda da média das médias de LLR obtida a partir de bons usuários e maus usuários. As latências de N1 e P2 foram ligeiramente mais precoces nos bons usuários do que nos maus usuários.

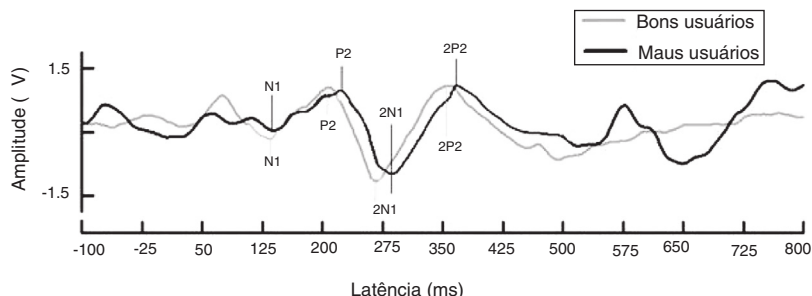


Figura 3 Grande forma de onda média de ACC obtida a partir de bons e maus usuários. A latência de ACC é mais precoce nos bons do que nos maus usuários. Isso é verdadeiro para ambos os grupos.

componente de latência (4 níveis) e amplitude (4 níveis) do ACC, foi feito um teste Manova, com 4 níveis cada na latência e amplitude de ACC. A [figura 3](#) mostra que, com exceção da latência N1 e da amplitude 2P2, a latência de cada componente do ACC foi significativamente mais precoce e a amplitude foi maior nos bons usuários de aparelhos auditivos do que nos maus usuários ([tabela 1](#)).

Está bem estabelecido que o complexo de alteração acústica é um potencial exógeno e é influenciado pelas características do sinal. Assim, o nível de sinal, o nível de ruído e a relação sinal-ruído foram comparados entre os grupos para investigar se as características do sinal influenciaram a representação da fala ampliada no nível cortical auditivo. Os dados do nível de sinal, nível de ruído e relação sinal-ruído da fala ampliada foram obtidos de bons usuários e os maus usuários foram submetidos a um teste *t* de amostra independente. Os resultados mostraram que não

houve diferenças significantes entre os grupos no nível do sinal [$t(58)=0,10$, $p=0,450$]; nível de ruído [$t(58)=-1,33$, $p=0,771$]; e relação sinal-ruído [$t(58)=0,97$, $p=0,633$]. Esses resultados sugerem que as características do sinal de fala ampliada são as mesmas em ambos os grupos ([fig. 4](#)).

Para determinar a influência da SNR em qualquer componente do ACC, foi feita uma correlação produto-momento de Pearson. O resultado revelou que não houve relação significativa ($p > 0,05$) entre a SNR e cada componente da latência, a amplitude do ACC ([fig. 5](#)). Isso indica que uma alteração em uma SNR não teve um efeito significativo em cada componente do ACC.

Para verificar se a diferença na representação da fala ampliada no nível cortical auditivo de bons e maus usuários tem alguma influência na percepção da fala, a SNR 50 assistida foi avaliada nesses usuários. A SNR 50 assistida em dB foi obtida dos participantes de cada grupo. Ela foi sub-

Tabela 1 Média, desvio-padrão (DP) e resultados de Manova com *df* (1, 58) sobre a latência e amplitude do ACC

Componentes de ACC	Grupos	Latência (ms) Média ± DP	F valor	p- valor	Amplitude (µV) Média ± DP	F valor	p-valor
N1	Bons usuários	148,08 ± 16,08	0,18	0,671	-0,68 ± 0,52	8,39	0,005
	Maus usuários	146,52 ± 10,07			-1,05 ± 0,44		
P2	Bons usuários	228,94 ± 7,92	13,78	0,000	1,17 ± 0,54	5,19	0,026
	Maus usuários	242,84 ± 7,07			0,82 ± 0,65		
2N1	Bons usuários	285,97 ± 7,92	10,61	0,002	-1,58 ± 0,62	8,10	0,006
	Maus usuários	292,92 ± 8,51			-1,34 ± 0,59		
2P2	Bons usuários	375,60 ± 13,32	19,84	0,000	1,46 ± 0,74	2,39	0,127
	Maus usuários	390,36 ± 11,64			0,93 ± 0,63		

ACC, complexo de alteração acústica.

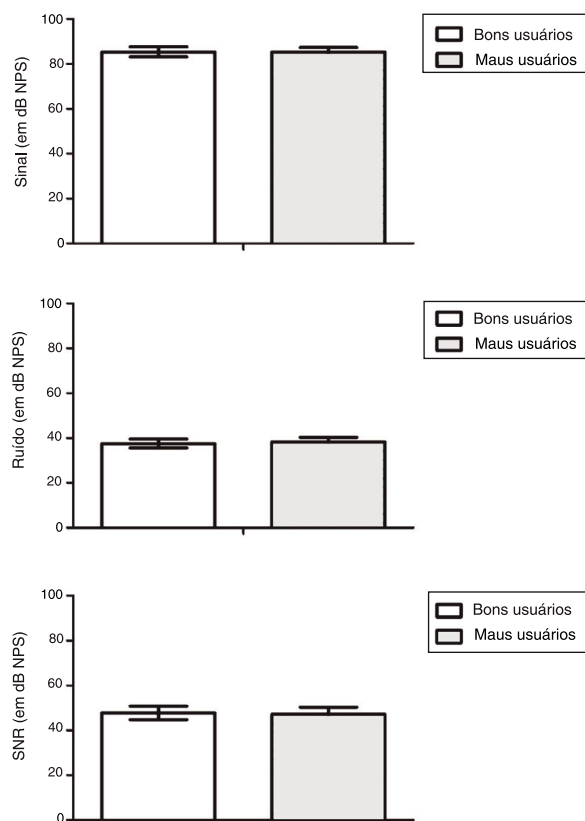


Figura 4 Gráfico de barras mostra nível de sinal, nível de ruído e relação sinal-ruído de fala amplificada /si/ nos grupos de bons e maus usuários.

metida a um teste *t* de amostras independentes para avaliar a diferença entre bons (média = 3,21, DP = 2,65) e maus usuários (média = 3,50, DP = 2,54) na SNR 50. O resultado do teste revelou que não houve diferença estatisticamente significativa [*t* (58) = 1,32, *p* = 0,212] entre os grupos na SNR 50.

Além disso, para avaliar a correlação entre os escores brutos do NRA dos participantes do estudo (variável dependente) e a latência e amplitude do ACC, EDI para cada estímulo, SNR 50 e GDT, foi feita uma série de correlações produto-momento de Pearson. Os resultados mostraram uma correlação positiva forte significativa para a latência de 2N1 (*r* (60) = 0,738, *p* = 0,000) e 2P2 (*r* (60) = 0,704, *p* = 0,000) com aumento nos escores brutos do NRA. Antes de fazer múltiplas regressões, a multicolinearidade foi avaliada entre as variáveis independentes, ou seja, as latências de 2N1 e 2P2. Essas variáveis independentes estão significativamente correlacionadas e sua força encontrada é forte com os valores de *r* = 0,700 e *p* = 0,000. Assim, foi feita uma regressão linear para prever o nível de ruído aceitável das latências de 2N1 e 2P2.

A linha de regressão foi ajustada no gráfico de dispersão como mostrado na figura 6 e equações $y = \beta(x) - \beta_0$ [$\beta_0 = 60,52$, $\beta = 0,25$, $r^2 = 0,544$] e $y = \beta(x) - \beta_0$ [$\beta_0 = -70,28$, $\beta = 0,21$, $r^2 = 0,50$] foram obtidas para as latências de 2N1 e

2P2, respectivamente, para prever o escore bruto de NRA. Os resultados indicam que com um aumento na latência de 2N1 ou 2P2, o escore NRA bruto aumenta linearmente.

Bons e maus usuários de aparelhos auditivos constituíram 58% (*n* = 35) e 48% (*n* = 25), respectivamente. Com a opção de registro de dados, o uso do aparelho auditivo foi avaliado em 11 participantes como bons usuários (32%) e 16 participantes como maus usuários (64%) que vieram à clínica para acompanhamento. A análise do registro de dados mostrou que os participantes bons usuários usavam seu aparelho auditivo por uma média de 7,2 horas por dia, enquanto que os participantes maus usuários usavam seu aparelho auditivo menos de 3 horas por dia (fig. 7)

Discussão

A resolução temporal era deficiente em ambos os grupos, como mostrado pelo GDT, em consonância com o estudo de Hoover et al.,²¹ que relatou um GDT de 9 ms nos participantes de seu estudo, que compreendiam idosos com deficiência auditiva. Os aparelhos auditivos adaptados aos participantes dos grupos de bons e maus usuários apresentaram alteração temporal mínima. Isso pode ser devido à diminuição da profundidade de modulação na condição assistida devido à compressão em diferentes canais do aparelho auditivo. Além disso, o nível do sinal, nível de ruído e relação sinal-ruído foram analisados e verificou-se que os valores analisados foram quase iguais entre os grupos. Isso pode ser devido ao fato de que o ganho proporcionado pelo aparelho foi quase o mesmo e o grau de perda auditiva foi quase o mesmo em todos os participantes do estudo. Além disso, o estímulo /si/ foi apresentado a 65 dB NPS. Além disso, foi observado ruído de entrada equivalente (EIN) de 9 a 10 dB, já que foi recomendada a aquisição de aparelhos auditivos da mesma empresa.

Para verificar como os sinais disponíveis nos estímulos de fala após o processamento do aparelho auditiva são representados no nível cortical de ambos os grupos, LLR e ACC foram registrados e comparados entre os bons e os maus usuários de aparelhos auditivos. As respostas corticais estavam ausentes na condição não assistida, pois os estímulos não eram audíveis, enquanto na condição assistida observou-se que, exceto pela inclinação do complexo N1-P2 de LLR, latência N1 e amplitude 2P2 de ACC, a latência de cada componente do ACC foi significativamente mais precoce e a amplitude foi maior em bons usuários de aparelhos auditivos em comparação com os maus usuários. Infere-se que para a detecção do som havia uma representação neural semelhante entre os grupos, mas a identificação dos sinais sutis em uma fala contínua requer uma forte resposta neural excitatória e inibitória.²²

Além disso, a diferença existente entre o grupo no ACC pode ser devida à maior despolarização,²³ que leva a uma condução neural mais rápida²⁴ no nível cortical. Além disso, um *feedback* eferente mais forte pode ter desempenhado um papel fundamental no processamento mais precoce e no aumento da força²⁵⁻²⁹ nos bons usuários. Isso sugere que os mecanismos aferentes e eferentes centrais são mais ativos nos bons usuários.

Agora surge a pergunta: como é que as diferenças no ACC entre os grupos não são influenciadas pelas caracte-

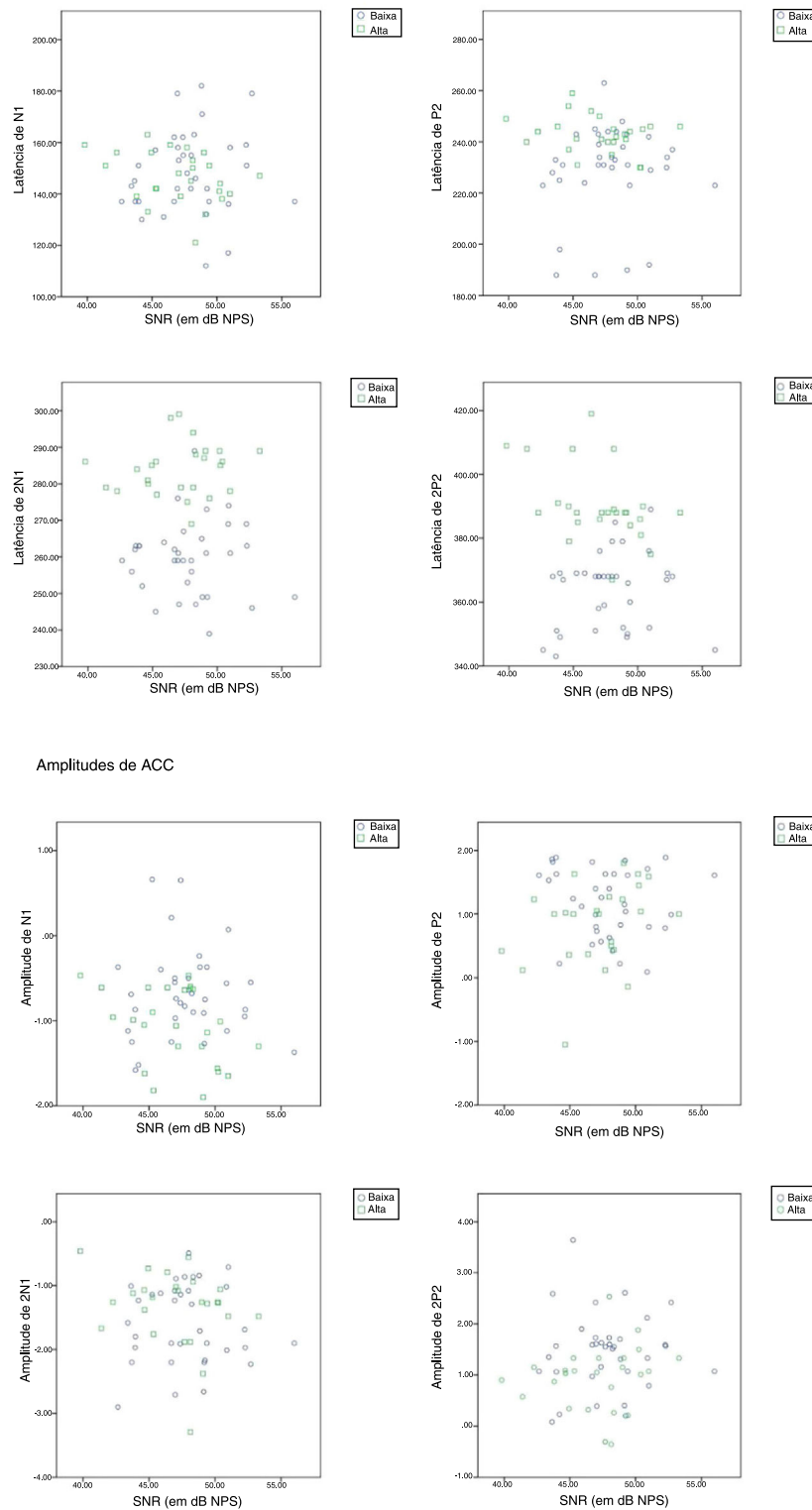


Figura 5 Correlação entre relação sinal/ruído e latência; amplitude do de bons e maus usuários.

rísticas do estímulo? Está bem estabelecido que os ACC são potenciais exógenos influenciados pelas características do estímulo. A relação sinal-ruído da fala amplificada causou a diferença entre os grupos? Assim, correlacionamos a SNR com cada latência e amplitude do ACC. Verificou-se que a relação sinal/ruído foi quase igual e que a sua influência

em cada componente do ACC foi insignificante. Além disso, foi feita uma correlação entre NRA e latência; amplitude do ACC. As latências de 2N1 e 2P2 mostraram uma forte correlação com os valores de NRA. Além disso, uma análise de regressão foi feita para prever o escore do NRA a partir das latências de 2N1 e 2P2. Infere-se que uma mudança de

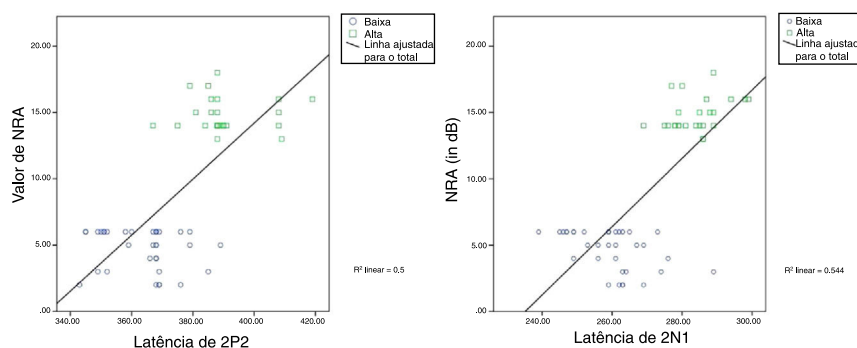


Figura 6 Regressão linear desenhada com dados medidos e média dos dados previstos para 2N1 e 2P2 em um gráfico de dispersão. Os dados previstos mostram que o escore do NRA aumenta linearmente com o aumento na latência de 2N1 ou 2P2.

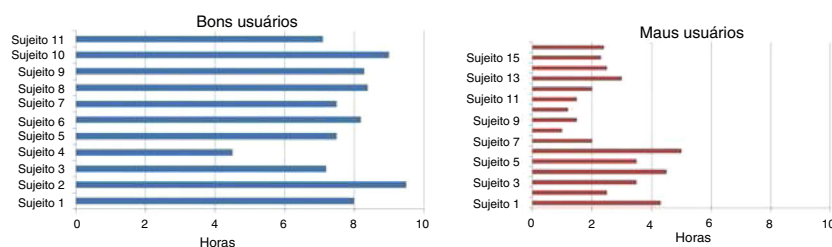


Figura 7 Gráfico de linha do tempo mostrando o uso médio do aparelho auditivo em um dia com base no seguimento dos participantes dos grupos de bons e maus usuários.

1 ms nas latências de 2N1 ou 2P2 faz com que o escore do NRA bruto aumente em 0,25 dB e 0,21 dB, respectivamente, com a porcentagem de previsão de 54%. Isso indica que o NRA é fisiologicamente sensível em manter as características físicas de estímulo que mostraram ser as mesmas entre os grupos.

Outra questão é se essa diferença sutil na resposta cortical entre os grupos influenciou a percepção da fala no ruído. A SNR 50 foi avaliada nos participantes do estudo. Observou-se que a média da SNR 50 no grupo de bons usuários foi de 3,21 dB e no de maus usuários foi de 3,50 dB, mas essa diferença não alcançou diferença significativa. Conclui-se que é necessário um nível de sinal de quase 3 a 3,5 dB a mais do que o nível de ruído para obter um nível de reconhecimento de 50% em ambos os grupos. É preciso deixar claro que cada grupo de participantes apenas repetiu as sentenças na presença de ruído para obter 50% de 3 a 3,5 dB SNR. Embora ambos os grupos tenham SNR 50 semelhante, o nível de incômodo em relação ao ruído refletiu-se no nível cortical auditivo. Isso indica que, embora os participantes do estudo tenham obtido benefício assistido semelhante, conforme demonstrado pela pontuação de SNR 50, o uso do aparelho auditivo depende do nível de incômodo em relação ao ruído de fundo. Ou seja, o uso do aparelho auditivo é influenciado pela aceitação do incômodo em relação ao ruído ambiente amplificado pelo aparelho ou pela possibilidade de ser capaz de tolerar o ruído do circuito do aparelho auditivo diferente da percepção da fala no ruído.

O uso do aparelho auditivo a partir do registro de dados foi obtido dos participantes do estudo, que foram instruídos a comparecer à clínica auditiva para acompanhamento. Dos maus usuários 64% (16) e 32% (11) dos bons usuários visitaram a clínica. Os maus usuários relataram estar insatisfeitos com

o aparelho auditivo por causa do ruído de fundo. Na análise do registro de dados, os maus usuários usavam o aparelho auditivo por menos de 3 horas por dia, enquanto os bons usuários relataram um benefício satisfatório de seu aparelho e a análise de seu registro de dados mostrou que usavam seu aparelho auditivo em média 7,2 horas por dia. Portanto, infere-se que o incômodo em relação ao ruído os impediu de usar o aparelho auditivo por muito tempo nos maus usuários. Assim, a medição do NRA deve ser feita pelo menos antes de adquirir um aparelho auditivo ou no momento da instalação dele, de modo que um aparelho auditivo adequado bem ajustado possa ser selecionado, com opções adequadas.

Os resultados do estudo aceitam hipóteses alternativas. Embora os participantes do estudo tenham capacidade temporal similar com contrastes temporais minimamente alterados nos estímulos de fala após serem processados por meio de aparelhos auditivos, o nível de incômodo refletiu a diferença sutil na representação da fala amplificada no nível cortical de bons e maus usuários de aparelhos auditivos.

Em conclusão, aqueles indivíduos que têm um alto escore de NRA tendem a apresentar uma probabilidade de rejeitar seu próprio aparelho auditivo ou se tornarem usuários de meio período, mesmo que sua percepção de fala no ruído seja boa.

Conclusão

Embora a perda auditiva e a resolução temporal sejam iguais entre bons e maus usuários de aparelhos auditivos, uma diferença sutil na representação assistida da fala amplificada no nível cortical auditivo é mediada pelo incômodo causado pelo ruído, fator de decisão ao uso do aparelho auditivo.

Conflitos de interesse

Os autores declaram não haver conflitos de interesse.

Agradecimentos

Ao diretor do AIISH, por conceder a permissão para fazer o estudo. Ao Departamento de Audiologia do HOD por permitir o uso da infraestrutura na coleta de dados e a todos os participantes do estudo por sua cooperação.

Referências

1. Tremblay KL, Piskosz M, Souza P. Aging alters the neural representation of speech cues. *NeuroReport*. 2002;13:1865–70.
2. Kochkin S. Customer satisfaction with hearing aids is slowly increasing. *Hear*. 2010;63:11–9.
3. Brännström KJ, Holm L, Kastberg T, Olsen SØ. The acceptable noise level: the effect of repeated measurements. *Int J Audiol*. 2014;53:21–9.
4. Nabelek AK, Freyaldenhoven MC, Tampas JW, Burchfiel SB, Muenchen RA. Acceptable noise level as a predictor of hearing aid use. *J Am Acad Audiol*. 2006;17:626–39.
5. Souza PE, Tremblay KL. New perspectives on assessing amplification effects. *Trends Amplif*. 2006;10:119–43.
6. Tremblay KL, Kalstein L, Billings CJ, Souza PE. The neural representation of consonant-vowel transitions in adults who wear hearing AIDS. *Trends Amplif*. 2006;10:155–62.
7. Munro KJ, Puri R, Bird J, Smith M. Using probe-microphone measurements to improve the match to target gain and frequency response slope, as a function of earmould style, frequency, and input level. *Int J Audiol*. 2016;55:215–23.
8. Fortune TW, Woodruff BD, Preves DA. A new technique for quantifying temporal envelope contrasts. *Ear Hear*. 1994;15:93–9.
9. Souza P, Hoover E, Gallun F. Application of the envelope difference index to spectrally sparse speech. *J Speech Lang Hear Res*. 2012;55:824–37.
10. Shojaei E, Ashayeri H, Jafari Z, Zarrin Dast MR, Kamali K. Effect of signal to noise ratio on the speech perception ability of older adults. *Med J Islam Repub Iran*. 2016;30:342.
11. Billings CJ, Tremblay KL, Miller CW. Aided cortical auditory evoked potentials in response to changes in hearing aid gain. *Int J Audiol*. 2011;50:459–67.
12. Korczak PA, Stapells DR. Effects of various articulatory features of speech on cortical event-related potentials and behavioral measures of speech-sound processing. *Ear Hear*. 2010;31:491–504.
13. Van Dun B, Kania A, Dillon H. Cortical Auditory Evoked Potentials in (un)aided Normal-Hearing and Hearing-Impaired Adults. *Semin Hear*. 2016;37:9–24.
14. Ponton CW, Eggermont JJ, Don M, Waring MD, Kwong B, Cunningham J, et al. Maturation of the mismatch negativity: effects of profound deafness and cochlear implant use. *Audiol Neurotol*. 2000;5:167–85.
15. Pantev C, Ross B, Fujioka T, Trainor LJ, Schulte M, Schulz M. Music and learning-induced cortical plasticity. *Ann N Y Acad Sci*. 2003;999:438–50.
16. Sharma A, Dorman MF, Spahr AJ. A sensitive period for the development of the central auditory system in children with cochlear implants: implications for age of implantation. *Ear Hear*. 2002;23:532–9.
17. Tremblay KL, Billings C, Rohila N. Speech evoked cortical potentials: effects of age and stimulus presentation rate. *J Am Acad Audiol*. 2004;15:226–37, quiz 264.
18. Martin BA, Tremblay KL, Korczak P. Speech evoked potentials: from the laboratory to the clinic. *Ear Hear*. 2008;29:285–313.
19. Pittman AL, Stelmachowicz PG. Hearing loss in children and adults: audiometric configuration, asymmetry, and progression. *Ear Hear*. 2003;24:198–205.
20. Geetha C, Sharath KS, Manjula P, Pawan P. Development and standardisation of the sentence identification test in the Kannada language. *J Hear Sci*. 2014;4:18–26.
21. Hoover E, Pasquesi L, Souza P. Comparison of clinical and traditional gap detection tests. *J Am Acad Audiol*. 2015;26:540–6.
22. Korczak PA, Kurtzberg D, Stapells DR. Effects of sensorineural hearing loss and personal hearing AIDS on cortical event-related potential and behavioral measures of speech-sound processing. *Ear Hear*. 2005;26:165–85.
23. Hudspeth AJ, Konishi M. Auditory neuroscience: development, transduction, and integration. *Proc Natl Acad Sci*. 2000;97:11690.
24. Ashmore JF. A fast motile response in guinea-pig outer hair-cells: the cellular basis of the cochlear amplifier. *J Physiol*. 1987;388:323–47.
25. Davis H. An Active process in cochlear mechanics. *Hear Res*. 1983;9:79–90.
26. Chao LL, Knight RT. Prefrontal deficits in attention and inhibitory control with aging. *Cereb Cortex (New York, NY)*. 1991;1997:7:63–9.
27. Inui K, Nakagawa K, Nishihara M, Motomura E, Kakigi R. Inhibition in the Human Auditory Cortex. *PLoS ONE*. 2016;11:1–17.
28. Sommers MS, Humes LE. Auditory filter shapes in normal-hearing, noise-masked normal, and elderly listeners. *J Acoust Soc Am*. 1993;93:2903–14.
29. Guinan JJ, Gifford ML. Effects of electrical stimulation of efferent olivocochlear neurons on cat auditory-nerve fibers III. Tuning curves and thresholds at CF. *Hear Res*. 1988;37:29–45.