

JULIANA COUTINHO DA SILVA

**Efeitos da desativação direcionada de eletrodos no
reconhecimento de fala no silêncio e no ruído**

Dissertação apresentada à Faculdade de Medicina
da Universidade de São Paulo para obtenção do
título de Mestre em Ciências

Programa de Otorrinolaringologia

Orientadora: Prof.^a Dra. Maria Valéria Schmidt
Goffi Gomez

Versão Corrigida

**(Resolução CoPGr 6018/11 de 01 de novembro de 2011. A versão original está
disponível na Biblioteca da FMUSP)**

São Paulo

2022

JULIANA COUTINHO DA SILVA

**Efeitos da desativação direcionada de eletrodos no
reconhecimento de fala no silêncio e no ruído**

Dissertação apresentada à Faculdade de Medicina
da Universidade de São Paulo para obtenção do
título de Mestre em Ciências

Programa de Otorrinolaringologia
Orientadora: Prof.^a Dra. Maria Valéria Schmidt
Goffi Gomez

Versão Corrigida

**(Resolução CoPGr 6018/11 de 01 de novembro de 2011. A versão original está
disponível na Biblioteca da FMUSP)**

São Paulo

2022

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)

Preparada pela Biblioteca da
Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo

©reprodução autorizada pelo autor

Silva, Juliana Coutinho da
Efeitos da desativação direcionada de eletrodos
no reconhecimento de fala no silêncio e no ruído
/ Juliana Coutinho da Silva. -- São Paulo, 2022.
Dissertação(mestrado)--Faculdade de Medicina da
Universidade de São Paulo.
Programa de Otorrinolaringologia.
Orientadora: Maria Valéria Schmidt Goffi Gomez.

Descritores: 1.Implante coclear 2.Testes
auditivos 3.Inteligibilidade de fala 4.Nervo
coclear 5.Telemetria 6.Gânglio espiral da cóclea

USP/FM/DBD-476/22

Responsável: Erinalva da Conceição Batista, CRB-8 6755]

DEDICATÓRIA

Dedico esse trabalho primeiramente à Deus, por toda sua graça em minha vida.

À memória da minha bisavó **Antonieta**, por ter se orgulhado de mim em cada passo e por compartilhar comigo sua paixão pelo estudo.

Ao meu marido **Jefferson**, que sempre esteve ao meu lado, cuidou de mim, vibrou a cada conquista, que pegou na minha mão e foi minha força. Que me ensinou sobre felicidade, amor e o que verdadeiramente importa. Que me deu o maior amor da vida, nosso filho lindo **Lucca**.

Ao meu filho **Lucca**, que me mostra todos os dias o amor de Deus.

À minha mãe **Lucimara** e padrasto **Manoel**, por terem lutado tanto pela melhor educação que poderiam ter me dado, pelo ambiente acolhedor no qual pude errar, aprender e crescer, sempre rodeada de amor e segurança.

Ao meu pai **Robson** e madrasta **Juliana**, por terem me incentivado a sempre buscar mais, por se orgulharem a cada conquista e nunca medirem esforços para sempre estarem lá por mim.

Aos meus irmãos **Victor Hugo, Ryan** e **Arthur**, que só por existirem, me ensinam sobre a vida, valores e família.

A todos os meus pacientes e colegas profissionais, que me ensinam todos os dias e aumentam o meu amor pela profissão.

AGRADECIMENTO

À minha querida orientadora, **Dra. Maria Valéria Schmidt Goffi-Gomez**, por toda paciência, todo ensinamento, oportunidades e por me encantar pelo mundo da pesquisa. Foi um sonho realizado ter sido sua orientanda.

Ao Grupo de Implante Coclear do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da USP, em especial ao **Dr. Robinson Koji Tsuji** e a **Dra. Ana Tereza Magalhães**, por tanta contribuição à minha carreira e aos meus estudos.

A todos os colegas e profissionais do HCFMUSP por terem me acolhido, me ensinado e pela paciência durante a jornada de fellowship recém-formada até o mestrado.

À **Dra. Byanka Cagnacci Buzo** a professora que me mostrou o mundo da audiologia, do implante coclear e me ajudou inúmeras vezes no meu crescimento profissional.

Ao **Prof Dr Aristides Tadeu** pela realização dos testes estatísticos, explicações e contribuições ao trabalho.

A Clínica Aura, em especial a **Mestre Elisa de Biases Hopman** por me proporcionar tanto espaço, aprendizado, troca profissional, pessoal e acolhimento.

Aos membros da banca pelas ricas contribuições neste trabalho e disponibilidade.

A Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – CAPES pela concessão da bolsa de mestrado.

Normatização Adotada

Esta dissertação ou tese está de acordo com as seguintes normas, em vigor no momento desta publicação:

Referências: adaptado de International Committee of Medical Journals Editors (Vancouver).

Universidade de São Paulo. Faculdade de Medicina. Divisão de Biblioteca e Documentação. Guia de apresentação de dissertações, teses e monografias. Elaborado por Anneliese Carneiro da Cunha, Maria Julia de A. L. Freddi, Maria F. Crestana, Marinalva de Souza Aragão, Suely Campos Cardoso, Valéria Vilhena. 3a ed. São Paulo: Divisão de Biblioteca e Documentação; 2011.

Abreviaturas dos títulos dos periódicos de acordo com List of Journals Indexed in Index Medicus.

SUMÁRIO

Sumário

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS	8
LISTA DE FIGURAS	9
LISTA DE TABELAS.....	10
RESUMO.....	11
ABSTRACT	13
1. INTRODUÇÃO	15
OBJETIVOS	19
2. REVISÃO DE LITERATURA	20
Interação de canais e resolução espectral no implante coclear	20
Desativação de eletrodo no implante coclear	23
3. METODO.....	29
DESENHO DO ESTUDO	29
AMOSTRA	29
PROCEDIMENTO	29
ANÁLISE ESTATÍSTICA	36
4. RESULTADOS	37
5. DISCUSSÃO	52
6. CONCLUSÃO.....	60
7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	61
ANEXOS	65
Anexo 1. Aprovação comitê de ética	65
Anexo 2. Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE)	69

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

dB NA	decibel nível de audição
dB	decibel
e	eletrodo
ECAP	<i>electrically evoked compound action potential</i>
et al.	e colaboradores
IC	implant coclear
kHz	kilo Hertz
mm	milímetros
ms	milissegundos
Nível C	nível de corrente elétrica de máximo conforto
Nível T	nível de corrente elétrica mínima audível
NRT	neural response telemetry
SOE	<i>spread of excitation</i>
Uc	unidades de corrente
μ V	microvolts

LISTA DE FIGURAS

Figura 1	Tela de resultado da SOE pelo Software Custom Sound EP	32
Figura 2	Custom Sound EP – Informações coletadas do Spread of Excitation de cada paciente	33
Figura 3	Tela do software ASSE mostrando o cálculo da menor diferença percebida entre os tons apresentados (com tom-base de 200 Hz), no exemplo limiar de 16 Hz.	35
Figura 4	Imagem do exame da dispersão da excitação (SOE) no sujeito 1. A- SOE de menor dispersão, no eletrodo 11. B- SOE de maior dispersão, no eletrodo 16 e pico deslocado para o eletrodo 15	40
Figura 5	Curvas ROC representando no eixo x a especificidade do teste e no eixo y a sensibilidade do teste. Houve significância estatística ($p < 0,05$) na curva de reconhecimento de monossílabos. Pelo Índice de Youden, o melhor valor da largura da SOE, equilibrado entre especificidade e sensibilidade, que gera um impacto positivo no reconhecimento de monossílabos foi de 3.0 mm. Não houve relação estatística entre a largura da SOE e a melhora no desempenho de reconhecimento no ruído (B) ou discriminação de frequência (C)	43
Figura 6	Porcentagem de indivíduos que apresentaram melhora ou piora/inalteração do desempenho em monossílabos, separado pela largura da SOE no e16 (A), e11 (B) ou e6 (C). Houve diferença significativa ($p < 0,05$) no e16 e e11, sendo que todos do grupo com a SOE igual ou maior que 3.0 mm nesses eletrodos tiveram melhora do desempenho em monossílabos quando o eletrodo foi desativado	45
Figura 7	Porcentagem de indivíduos que apresentaram melhora ou piora/inalteração do desempenho no reconhecimento de fala no ruído, separado por pela largura da SOE no e16 (A), e11 (B) ou e6 (C). Não houve diferença significativa estatisticamente em nenhum dos eletrodos	48
Figura 8	Porcentagem de indivíduos que apresentaram melhora ou piora/inalteração do desempenho da discriminação de frequência, separados por grupo com SOE menor que 3.0 mm e a partir de 3.0 mm, após a desativação dos eletrodos e16 (A), e11 (B) e e6 (C).	50

LISTA DE TABELAS

Tabela 1	Dados demográficos da amostra estudada incluindo orelha, etiologia, feixe de eletrodo e idade dos sujeitos da pesquisa	37
Tabela 2	Dados do limiar do ECAP, largura de pulso e nível máximo de conforto (Nível C) de cada paciente estudado	38
Tabela 3	Resultados da largura, amplitude e eletrodo-pico do teste Spread of Excitation	39
Tabela 4	Resultados das variáveis da SOE em cada eletrodo testados	40
Tabela 5	Distribuição da largura da SOE (mm) dos eletrodos e6, e11 e e16 e reconhecimento de monossílabos (%), ruído adaptativo e discriminação de frequência (Hz) na desativação de cada um desses eletrodos e com todos os eletrodos ativos	41
Tabela 6	Comparação dos parâmetros estudados entre os grupos de pacientes que apresentaram SOE < 3 mm e ≥ 3 mm.	42
Tabela 7	Variação e média do desempenho no reconhecimento de monossílabos nos novos programas de cada sujeito	46
Tabela 8	Sensibilidade, especificidade e acurácia da abordagem de desativação de eletrodo para a melhora do reconhecimento de monossílabos	47
Tabela 9	Variação e média do desempenho no reconhecimento de fala no ruído nos novos programas de cada sujeito	49
Tabela 10	Variação e média do desempenho na discriminação de harmônicos nos novos programas de cada sujeito	51

RESUMO

Silva JC. Efeitos da desativação direcionada de eletrodos no reconhecimento de fala no silêncio e no ruído [dissertação]. São Paulo: Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo; 2022.

Introdução: A literatura tem mostrado que a desativação direcionada de eletrodos a partir de exames acurados de imagens pode melhorar o reconhecimento de fala do paciente, pois a sobreposição de fibras neurais pode induzir à pior resolução espectral. O teste de dispersão de excitabilidade (SOE) é uma medida objetiva realizada a partir da telemetria de resposta neural, capaz de prover informações sobre a interação entre os canais no implante coclear (IC). **Objetivo:** Identificar se a largura da SOE é capaz de prever qual eletrodo deve ser desativado para melhorar o reconhecimento de fala no silêncio e no ruído de indivíduos usuários de implante coclear. **Hipótese:** Nossa hipótese é que a partir da medida da SOE há a possibilidade de prever qual eletrodo deveria ser desativado para melhorar o desempenho do paciente. **Método:** Estudo prospectivo de corte transversal aprovado pelo comitê de Ética da Instituição sob protocolo CAAE: 30389220.4.0000.0068. Foram selecionados usuários de IC da marca Cochlear, que permite a medida da SOE em milímetros, com surdez de instalação pós lingual, com presença de resposta neural, níveis de estimulação estáveis e desempenho em testes de reconhecimento de frases superior a 50%. Foram excluídos aqueles com SOE com duplo pico ou com inserções parciais do feixe de eletrodos. A largura da SOE foi avaliada nos eletrodos 16, 11 e 6, e foram realizados mapas com desativação desses eletrodos correspondendo à região apical, medial e basal da cóclea. Na avaliação da SOE foram coletados o nível de corrente usado, a largura da SOE em milímetros, a amplitude do pico e o eletrodo em que ocorreu o pico da curva. O reconhecimento de monossílabos no silêncio, limiar de reconhecimento de fala no ruído e discriminação de harmônicos foram avaliados em cada novo mapa. As variáveis coletadas nos mapas com eletrodos desativados foram correlacionadas com a largura da SOE dos eletrodos apical, medial e basal. Foi construída uma curva ROC e analisado pelo índice de Youden o ponto de corte que pode prever a desativação do eletrodo a partir dos resultados em cada teste separadamente. A proporção de paciente que melhoraram ou não com o ponto de corte proposto foi analisada pelo teste Exato de Fisher. **Resultados:** Dez pacientes entre 17 anos e 74 anos de idade, sendo dois com implante coclear bilateral, aceitaram participar e assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido, totalizando 12 orelhas. Para o grupo total de orelhas avaliadas, a mediana da largura da SOE foi de 1,89 mm (0,78 –

4,79) para o eletrodo 16 (apical), 2,53 mm (1,52 – 4,48) para o eletrodo 11 (medial), e 2,19 mm (0,87 – 6,3) para o eletrodo 6 (basal). Pela curva ROC e índice de Youden, foi encontrado o valor de largura de SOE de 3 mm como ponto de corte de melhor balanceio de sensibilidade e especificidade, para a melhora do reconhecimento em monossílabos após a desativação, com significância estatística ($p < 0,05$). Todos os pacientes com SOE igual ou maior que 3 mm nos eletrodos apicais e mediais (e16 e e11), quando estes foram desativados, melhoraram o desempenho de reconhecimento de monossílabos no silêncio. A melhora foi de 4 a 12%. A curva ROC para reconhecimento de fala no ruído e discriminação de frequências não mostrou significância estatística, não sendo possível avaliar um ponto de corte sugestivo de interação de canais deletéria nesse teste. **Conclusão:** A avaliação da largura da SOE foi capaz de identificar a interação deletéria entre canais, mostrando que a desativação de eletrodos com SOE superior a 3 mm nos eletrodos apical e medial pode contribuir positivamente no reconhecimento de fala no silêncio em indivíduos usuários de implante coclear.

Palavras-chave: Implante coclear. Testes auditivos. Inteligibilidade de fala. Nervo coclear. Telemetria. Gânglio espiral da cóclea.

ABSTRACT

Silva JC. Effects of targeted electrode deactivation on speech recognition in quiet and noise [dissertation]. São Paulo: “Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo”; 2022.

Introduction: The literature has shown that the targeted deactivation of electrodes from accurate imaging exams can improve the patient's speech recognition, as the overlapping of neural fibers can lead to worse spectral resolution. The Spread of Excitation test (SOE) is an objective measure performed from neural response telemetry, capable of providing information about the interaction between the channels in the cochlear implant (CI).

Objective: To identify whether the SOE width is able to predict which electrode should be deactivated to improve speech recognition in silence and in noise of individuals using cochlear implants.

Hypothesis: Our hypothesis is that, based on the SOE measurement, it is possible to predict which electrode should be deactivated to improve the patient's performance.

Method: Prospective cross-sectional study approved by the Ethics Committee of the Institution under protocol CAAE: 30389220.4.0000.0068. Users of a Cochlear CI, which allows the measurement of SOE in millimeters, with post-lingual deafness, presence of neural response, stable stimulation levels and performance in phrase recognition tests greater than 50% were selected. Those with SOE with a double peak or with partial insertions of the electrode array were excluded. The SOE width was evaluated at electrodes 16, 11 and 6, and maps were made with deactivation of these electrodes corresponding to the apical, medial and basal regions of the cochlea. In evaluating the SOE, the level of current used, the width of the SOE in millimeters, the peak amplitude and the electrode where the peak of the curve occurred were collected. Monosyllables recognition in silence, speech recognition threshold in noise and harmonic discrimination were evaluated in each new map. The variables collected in the maps with deactivated electrodes were correlated with the SOE width of the apical, medial and basal electrodes. A ROC curve was constructed and the cutoff point that could predict electrode deactivation was analyzed using the Youden index, based on the results of each test separately. The proportion of patients who improved or not with the proposed cutoff point was analyzed using Fisher's exact test.

Results: Ten patients between 17 and 74 years of age, two with bilateral cochlear implants, agreed to participate and signed an informed consent form, totaling 12 ears. For the total group of evaluated ears, the median SOE width was 1.89 mm (0.78 – 4.79) for electrode 16 (apical), 2.53 mm (1.52 – 4.48) for electrode 11 (medial), and 2.19 mm (0.87 – 6.3) for electrode 6 (basal). Using the ROC

curve and the Youden index, a SOE width value of 3 mm was found as the cutoff point for the best balance of sensitivity and specificity, for improving recognition in monosyllables after deactivation, with statistical significance ($p < 0,05$). All patients with SOE width equal to or greater than 3 mm in the apical and medial electrodes (e16 and e11), when these were deactivated, improved their monosyllable recognition performance in silence. The improvement ranged from 4 to 12%. The ROC curve for speech recognition in noise and frequency discrimination did not show statistical significance, and it was not possible to assess a cutoff point suggestive of deleterious channel interaction in this test. **Conclusion:** The evaluation of the SOE width was able to identify the deleterious interaction between channels, showing that the deactivation of electrodes with SOE greater than 3 mm in the apical and medial electrodes can positively contribute to speech recognition in silence in individuals with cochlear implants.

Keywords: Cochlear implant. Hearing tests. Speech intelligibility. Cochlear nerve. Telemetry. Spiral ganglion.

1. INTRODUÇÃO

O implante coclear (IC) é um dispositivo eletrônico parcialmente implantável usado como alternativa no tratamento das perdas auditivas sensorio-neurais de grau severo a profundo, em que a amplificação sonora por próteses convencionais não permite um ganho funcional suficiente para a comunicação (Bento et al., 2004).

Diferentemente das próteses auditivas convencionais que amplifica o som, mas precisa das células ciliadas para fazer a transdução da energia acústica amplificada em energia elétrica para o nervo auditivo, o IC usa energia elétrica para estimular direto o nervo a fim de induzir a resposta auditiva. Para isso, são necessárias uma parte interna e uma parte externa.

A parte interna do implante é composta por um receptor-estimulador, que ficará em um nicho do osso temporal, e um feixe de eletrodos, introduzido cirurgicamente na cóclea, para estimular diretamente as células ganglionares remanescentes do nervo auditivo. A parte externa é formada por um processador de fala, cabo e antena, que são responsáveis por captar o som, processá-lo e digitalizá-lo para transmitir à parte interna o som codificado.

A posição de cada eletrodo do feixe dentro da cóclea determina a faixa de frequência estimulada, seguindo a tonotopia coclear, provendo ao paciente a sensação de *pitch* (sensação de diferença em frequências). Já a sensação de intensidade, ou *loudness* (sensação de diferença em intensidade), ocorre pelo número de fibras ativadas (somação espacial) ou frequência dos impulsos nervosos (somação temporal) (Oliveira, 2005).

Essas propriedades são modificadas para cada paciente individualmente nas programações periódicas do processador de fala. Nessas programações, são medidos o nível máximo de corrente que pode ser utilizado sem desconforto para o paciente (Nível C), e o nível mínimo (limiar) de corrente elétrica capaz de gerar sensação auditiva (Nível T). A partir desses níveis, inicia-se a construção da programação do processador de fala, junto com a escolha de outros parâmetros, como velocidade de estimulação, número de máximas, tabela de frequência, direcionalidade do microfone, tipo de pulso, modo de estimulação e estratégia de processamento (Danieli e Bevilacqua, 2013; Goffi-Gomez e Magalhães, 2014).

Todos esses parâmetros buscam reestabelecer a audição do paciente da melhor maneira possível, porém há enorme variabilidade de resultados entre os pacientes. Alguns autores atribuem parte disso ao fato de existir uma interação entre os canais (eletrodos) do implante, devido ao campo elétrico gerado, ou seja, a energia disparada por um eletrodo pode dissipar e “invadir” as fibras responsivas a eletrodos adjacentes, gerando sobreposição de campos elétricos, e atrapalhando a resolução espectral do som (Jones et al., 2013).

Considerando que a estimulação focada da região da cóclea, pré-determinada pela posição do eletrodo, é necessária para garantir as diferentes sensações de frequência (*pitch*), a interação de canais pode ser um fator de influência sobre o prognóstico com o implante coclear. Abbas et al. (2004) falam em sua pesquisa sobre interação de canal que, se vários canais estimulassem as mesmas células ganglionares, então não existiria grande vantagem em um eletrodo multicanal, pois qualquer eletrodo estimulado seria processado da mesma forma, já que não haveria diferença espacial necessária para a sensação de frequência, assim como um implante monocanal.

A interação de canais mostrou ser um fator de grande variabilidade de respostas, sendo que maiores interações foram associadas a piores performances com o implante. Hughes (2008) pesquisou a precisão de identificação de *pitch* em pacientes com diferentes graus de interação de canal e observou que quanto maior a interação entre os canais, piores os resultados de precisão de frequência. Grimm et al. (2019) fizeram um estudo com um modelo computacional de rede neural e concluíram que a interação de canais, além de limitar a percepção de fala, também pode levar à compreensão inicial mais lenta em pacientes implantados com surdez pós lingual.

Mesmo sabendo da ação deletéria que a interação de canais pode ter, ela é um fator de difícil controle, pois o líquido coclear no qual estão imersos os eletrodos tem alta condução elétrica e, além disso, a distância entre o eletrodo e o modíolo é maior do que a distância entre eletrodos (Berg et al., 2020).

Porém, uma grande dificuldade encontrada na literatura e na clínica é encontrar o melhor método para ter acesso à real interação que está ocorrendo na cóclea. As formas mais comumente usadas pelos pesquisadores são por avaliação de discriminação perceptual (Srinivasan et al., 2010; Jones et al., 2013), tomografia computadorizada

(Noble et al., 2013) ou pelo potencial de ação composto eletricamente evocado (Abbas et al., 2004).

Vários estudos propuseram diferentes métodos com o objetivo de diminuir a interação entre os canais e melhorar a percepção de fala dos pacientes com IC, como mudança no modo de estimulação, para ter uma estimulação mais focada (Landsberger e Srinivasan, 2009; Srinivasan et al., 2013), desenho do feixe de eletrodos (Stickney et al., 2006), e, mais recentemente, muitos estudos foram feitos com desativação de eletrodos (Saleh et al., 2013; Noble et al., 2014 e 2016; Labadie et al., 2016; Zhou et al., 2017; Danieli et al., 2021).

Noble et al. (2013) propuseram a estratégia de programação do implante coclear guiada por imagem. Essa estratégia usou a tomografia computadorizada para analisar as estruturas intracocleares e reconheceram que o maior obstáculo para determinar a relação espacial entre os eletrodos e o gânglio espiral está justamente em identificar as células do gânglio espiral in vivo, pois as fibras nervosas têm diâmetro da ordem de microns, sendo muito pequenas para serem identificadas à tomografia computadorizada (TC). Apesar de que as células ganglionares não têm contraste na TC, as paredes externas da cóclea são bem contrastadas e podem ser usadas para estimar a anatomia intracoclear usando um modelo estatístico de forma (statistical shape model - SSM). Para estimar a distância do eletrodo até as células ganglionares, os autores usaram a localização dos pontos externos da cóclea como referência para estimar a posição do gânglio espiral. Construíram um SSM da anatomia coclear que incluía o gânglio espiral, a partir da aquisição de imagens de microCT (μ CT) de seis exemplares de imagens cadavéricas, conseguindo imagens isotrópicas de 36 μ m. Com esses dados, essa abordagem conseguiu prever os eletrodos que geram grandes sobreposições de estimulação e puderam realizar programação guiada pelas imagens do modelo construído a partir das imagens de micro tomografia computadorizada, em 11 pacientes, estimando a distância entre o eletrodo e as células ganglionares. Chegaram a desativar até 11 eletrodos, que estavam em posições com grande chance de sobreposição neural. Como resultado, 54% dos sujeitos tiveram melhora nos testes de reconhecimento de fala e de resolução espectral e 64% houve melhora nos protocolos subjetivos. Em 2014, o grupo avaliou os resultados clínicos dessa desativação em 72 orelhas de 68 sujeitos com perda auditiva pós-lingual. Eles desativaram até 11 eletrodos nesse novo mapa. Como resultado, em 54% dos novos mapas houve melhora significativa nos testes quantitativos de reconhecimento de fala e

resolução espectral, em 64% houve melhora nas medidas qualitativas do som, acessada pelos protocolos APHAB e SSQ e 78% preferiram ficar com o novo mapa para uso no dia a dia.

Saleh et al. (2013) fizeram programação com desativação de eletrodos em 25 sujeitos a partir de testes de diferenciação de eletrodos. Nesse teste, eram apresentados estímulos de tom puro correspondente à frequência central de cada eletrodo. Foram escolhidos para desativar eletrodos da região em que o paciente tinha menor percepção de diferença. Os pesquisadores obtiveram uma média de melhora de 10% no reconhecimento de sentenças e melhora de 4 dB no limiar de ruído para reconhecimento de fala. A melhora foi significativa em 16 dos 25 pacientes e 20 referiram melhor qualidade sonora.

Zhou et al. (2016; 2017) mediram os limiares mínimos de corrente elétrica com velocidade de estimulação em 80 Hz e desativaram os cinco eletrodos com os maiores limiares, pois, segundo seus estudos, altos limiares em baixa velocidade de estimulação indicam uma ampla excitação neural na região. Nos oito pacientes testados, todos tiveram melhora estatística no limiar de discriminação da resolução espectral e no limiar de discriminação de fala no ruído (média de 3,98dB de melhora no limiar de ruído para reconhecimento de fala).

Danieli et al. (2021) utilizaram também a proposta de desativação guiada por imagens de tomografia computadorizada volumétrica do feixe cônico (tomografia *cone beam*), porém, os autores limitaram a quantidade de desativação de eletrodo em até oito, partindo da premissa que para sinais complexos, é necessário um maior número de canais. O estudo foi conduzido em 14 orelhas. Como resultado, encontraram melhora significativa do reconhecimento de fala, com melhora média de 12% no silêncio e 13% no ruído, com exceção de um sujeito permaneceu com os mesmos resultados nos testes. Ao final, todos os sujeitos preferiram o novo mapa com as desativações. Os pesquisadores atribuíram esse resultado individual satisfatório à limitação do número de eletrodos desativados.

Buscando melhorar o desempenho auditivo dos pacientes, as programações que levam em consideração a interação dos canais e estratégias como a de desativação de eletrodos parecem ter um futuro promissor no mapeamento dos implantes. Porém, os equipamentos usados hoje para guiar a desativação dependem de respostas

comportamentais muito precisas do paciente, ou são de alto custo ou não são acessíveis na prática clínica do audiologista. Este trabalho foi concebido pensando na otimização do tempo do audiologista e na facilidade de testes rápidos e objetivos para acessar a interação de canais, como a medida da SOE, a fim de aplicar seus resultados na prática clínica, desativando eletrodos com maior interação de canais, para melhorar o desempenho de fala dos pacientes com implante coclear.

Considerando-se que quanto maior a sobreposição de fibras neurais, maior a interação entre os canais e, conseqüentemente, pior resolução espectral naquela região, nossa hipótese é que a medida da dispersão de excitação (SOE) seja uma medida sensível para mostrar a interação de canais deletéria, sendo capaz de prever o eletrodo a ser desativado para melhorar a discriminação auditiva do paciente no silêncio e no ruído. Em contrapartida, se o eletrodo com dispersão adequada for desativado, o desempenho do paciente seria prejudicado.

A programação individualizada, com ajustes simples de serem realizados nos retornos e a partir de testes objetivos e rápidos, irá ajudar nos casos de pacientes de difícil resposta ou sem experiência auditiva prévia, a fazer uma programação melhor e mais fidedigna, sem depender de suas respostas subjetivas. Além disso, pode contribuir na qualidade auditiva de todos os pacientes, principalmente aqueles de benefício limitado, melhorando o seu desempenho em situações de escuta desafiadora.

OBJETIVOS

Identificar se a largura da dispersão de excitação (SOE) (em milímetros) pode ser usada como marcador de interação deletéria, a partir da desativação de canais;

Identificar se há um ponto de corte da SOE a partir do qual sugere-se interação de canais deletéria,

Identificar se a desativação do eletrodo com interação de canais deletéria é benéfica para a discriminação de frequências, e para o reconhecimento de fala no silêncio e no ruído;

2. REVISÃO DE LITERATURA

Interação de canais e resolução espectral no implante coclear

Cohen et al. (2001 e 2002) apresentaram uma forma de medir o potencial composto eletricamente evocado (ECAP - *electrically evoked compound action potential*) pelo paradigma do mascaramento anterior (forward-masking). Nesse modelo, é enviado um estímulo no eletrodo-prova e depois no eletrodo-mascarador, com um intervalo de milissegundos pequeno, para tirar vantagens do período refratário do nervo auditivo. Deixando o eletrodo-prova fixo e fazendo essa medida nos outros eletrodos, conseguimos saber quais fibras adjacentes estão respondendo ao eletrodo-prova, ou seja, a sobreposição que existe entre as fibras responsivas do eletrodo-prova e as fibras responsivas dos demais eletrodos. Dessa forma, conseguimos ver a excitação ao longo do feixe de eletrodos e acessar a interação que existe entre os canais.

Abbas et al. (2004) fizeram um estudo com 19 orelhas, entre feixes retos e perimodiolares, descrevendo duas formas de obtenção da dispersão de excitação para acessar o grau de interação de canais. A forma de usar o ECAP para a obtenção do grau de interação parte da premissa que, quanto mais dependente são os canais do IC (ou seja, quanto mais interação entre eles), mais as fibras dos eletrodos adjacentes irão responder ao estímulo prova, mudando a amplitude das respostas adjacentes. Dessa forma, o grupo conseguiu avaliar a interação de canais e concluíram que essa interação é muito variável entre os sujeitos e no próprio sujeito, a depender da posição do eletrodo testado dentro da cóclea, distância do modíolo, intensidade do estímulo e fibras neurais responsivas. Nesse estudo eles citam que a grande vantagem desse método é por ser rápido, objetivo (dependendo muito pouco da colaboração do paciente) e pode ser realizado em qualquer retorno do paciente.

Fu e Nogaki (2005) citaram diversos fatores que limitam a resolução espectral nos pacientes com implante coclear: o número de eletrodos (de 16 a 22, dependendo da marca), a uniformidade e saúde da população neural remanescente, a sua proximidade com os eletrodos e a quantidade de dispersão da corrente de cada eletrodo, que causa a interação de canais. Para testar se o fator de maior causa de redução da resolução espectral é o número de eletrodos ou a interação de canais, eles testaram dez pacientes implantados e seis pacientes normo-ouvintes, usando sentenças manipuladas com filtros e distorções, simulando diferentes graus de interação de canal e resolução espectral (número de

eletrodos). Como resultado, a interação de canais fez o desempenho piorar no ruído em maior proporção que a resolução espectral (número de canais). Assim, eles concluíram com o estudo que a resolução espectral, apesar de ser reduzida pelo número de canais, sofre grande influência da interação de canais, que faz o paciente perder pistas espectro-temporais finas. Além disso, também mostraram que entendimento da fala no ruído flutuante para os pacientes com IC é limitado.

Hughes (2008) buscou acessar a interação de canais de pares de eletrodos por meio de um cálculo com a dispersão de excitação (*spread of excitation* – SOE). Chamado índice de separação do ECAP (*electrically evoked compound action potential*), é a comparação de duas medidas da SOE de cada eletrodo. A cada par de eletrodo, é sobreposta as duas curvas da SOE e é subtraída a diferença de amplitude de cada uma delas em um mesmo ponto da curva. Ao final, são somadas todas as diferenças. Quanto maior o valor, mais independente são os canais, uma vez que, menos interação há entre eles. Esses eletrodos foram testados na discriminação de pitch, em que eram apresentados dois estímulos de dois eletrodos, e o paciente tinha que dizer se o segundo estímulo era mais agudo ou mais grave. Hughes encontrou correlação significativa positiva entre a independência do canal e o desempenho da discriminação de pitch, ou seja, quanto mais independentes forem os canais, melhor percepção de pitch terá o paciente. Hughes também apontou que a grande vantagem de avaliar a SOE pelo índice de separação é que, neste método, indiretamente, também está sendo avaliado o formato da curva, uma vez que está sendo comparado os limites de cada curva.

Winn e Litovsky (2015), definiram a resolução espectral como a habilidade do sujeito em distinguir sons que se diferem apenas na sua qualidade espectral, ou seja, sua frequência. E essa habilidade é essencial na percepção de fala, pois muitos fonemas, como /b/-/d/-/g/ ou /p/-/t/-/k/, se diferenciam apenas pela pista espectral, como o pico da frequência do formante. Os autores conduziram um estudo com 19 usuários de IC bilateral e dez normo-ouvintes em que um dos objetivos era medir o uso funcional das pistas espectrais, pelos usuários de IC, para compreender a fala. Para isso, eles manipularam sílabas na transição dos formantes e na inclinação espectral. Eles encontraram que os pacientes de implante coclear têm mais dificuldade em usar as pistas de transição de formantes, e confiam mais na inclinação espectral do som.

Gifford et al. (2018) estudaram a relação entre detecção da modulação espectral e o reconhecimento de fala em 578 pacientes de implante coclear, sendo 477 adultos com

surdez de instalação pós-lingual, 65 adultos com surdez de instalação pré-lingual e 36 crianças. Os testes utilizados foram reconhecimento de palavras monossílabas, sentenças no silêncio e sentenças no ruído na relação sinal-ruído +5. O teste de detecção da modulação espectral consiste em apresentar três estímulos, sendo dois deles ruídos de espectro plano e outro sendo uma modulação espectral sinusoidal, e o paciente deve dizer qual dos três estímulos é o diferente. O grupo encontrou relação significativa entre resolução espectral e reconhecimento de fala, no silêncio e ruído, nos pacientes adultos (pré e pós linguais). Porém nas crianças elas tiveram um desempenho de fala razoável, mas detecção espectral pobre, raramente passando de 60% de acerto no teste. Os autores atribuíram isso à hipótese de que crianças com implante coclear, por desenvolverem as habilidades auditivas dessa forma, precisariam menor informação espectral. Os adultos com surdez de instalação pré-lingual faziam uso de aparelho auditivo antes do implante e desenvolveram a oralidade assim.

Jeddi et al. (2019) pesquisaram em 75 crianças com surdez de instalação pré-lingual, de oito a 12 anos a relação entre a resolução temporal - medida pelo limiar de discriminação espectro-temporal modulado e pela discriminação de frequência - e o reconhecimento de fala - medida por reconhecimento de palavras e sentenças. Eles encontraram, com significância, associação negativa os testes de resolução temporal e o reconhecimento de fala. Além disso, também houve associação negativa entre resolução espectral e idade na implantação, ou seja, quanto maior a idade da criança ao começar a usar o IC, pior a resolução de frequência. Além disso, os autores também concluíram que a resolução espectral foi responsável por até 40% da variação na percepção de fala.

Biesheuvel et al. (2019) conduziram um estudo com 27 pacientes adultos, pré e pós linguais, com mais de 6 meses de uso do implante, para avaliar a interferência da resolução espectral de todo o feixe de eletrodo na discriminação da fala. Nesse estudo, utilizaram o teste escolha forçada de três alternativas, em que o sujeito aponta qual dos três estímulos é diferente. Nesse teste é estimulado um eletrodo de contato e são criados dois canais virtuais adjacentes a esse eletrodo. As distâncias inter-eletrodos testadas foram de 1, 0.5 e 0.25 eletrodos de contato, em todo o feixe. O teste de percepção de fala utilizado foi o consoante-vogal-consoante, 48 apresentações a 65dBNPS e 75dBNPS no silêncio, e em 65dB no ruído de relação sinal-ruído (SNR) de +10 e +5dB. A pontuação de discriminação e a percepção de fala se relacionaram de forma inversamente proporcional e foi significativa no silêncio (com forte coeficiente de correlação) e no ruído

SNR +10 (média correlação), ou seja, quanto menor a diferença de pitch percebida, melhor foi o desempenho no silêncio e no ruído. Nesse estudo, os autores também mostraram a grande variedade de percepção de pitch entre os pacientes, mas, principalmente, entre os eletrodos do mesmo paciente, mostrando a importância de medir todos os eletrodos ou, pelo menos, grande parte do feixe. Além disso, os autores sugeriram que é preciso estudar medidas clínicas, como desativação de eletrodos ineficientes, para tentar melhorar a percepção de fala nos pacientes com pobre resolução espectral.

Grimm et al. (2019) realizaram um estudo com dois modelos neurais de aprendizado e três combinações de sons com diferentes informações espectrais: um som simulando a audição normal (Alta resolução – 30 canais sem interação), um simulando o som do implante coclear sem nenhuma interação de canais (Média resolução – 16 canais sem interação) e outra simulando o implante coclear com interação de canais (Baixa resolução – 16 canais com interação). No estudo, eles compararam o desempenho esperado nas três resoluções e o tempo de aprendizado em cada uma delas. Eles concluíram que a interação de canais é grande causadora da diminuição da resolução espectral e que, redes neurais que aprenderam a escutar na audição normal e, depois, foram para a condição de baixa resolução, tem um maior tempo de aprendizado do som. Ou seja, a interação de canais também contribui na demora do aprendizado dos pacientes com surdez pós-lingual.

Silva et al. (2020) realizaram um estudo com 123 medidas da dispersão de excitação (SOE) nos eletrodos 6, 11 e 16, em feixes retos e perimodiolares e compararam com o reconhecimento de monossílabos no silêncio. Eles encontraram relação negativa no feixe perimodiolar no eletrodo 6, 11 e na média combinada entre os três eletrodos, ou seja, quanto maior foi a dispersão de excitação, pior o reconhecimento de monossílabos, com significância estatística no eletrodo 11. Além disso, também encontraram, maior dispersão em milímetros da SOE, maior amplitude da SOE e maior limiar de resposta neural nos feixes retos, com diferença significativa quando comparados aos perimodiolares.

Desativação de eletrodo no implante coclear

Saleh et al. (2013) fizeram um estudo em 25 pacientes, implantados com as marcas Med-El, Advanced Bionics (AB) e Cochlear. Nesse estudo, eles testaram a diferenciação de eletrodos, a partir de um tom puro correspondente à frequência central de cada

eletrodo. Nesse teste, os pacientes tinham duas alternativas de tom para classificarem e, assim, era identificada a região de frequência que o paciente tinha dificuldade de discriminação, para então escolher os eletrodos a serem desativados. Foram feitos dois programas: um programa com os eletrodos desativados e a mudança da velocidade de estimulação que é alterada automaticamente nas marcas Med-El e AB, e na Cochlear foi alterada manualmente; e outro programa com a mesma velocidade de estimulação pela mudança da largura de pulso manual na Med-El e AB. Ao final, 16 dos 25 pacientes tiveram melhora estatística significativa em algum desses programas e 20 preferiram a qualidade sonora dos novos programas. Na média, a melhora de 10% no reconhecimento de sentenças e 4dB de melhora no limiar da relação sinal/ruído.

Noble et al. (2013) propuseram a programação guiada por imagens, para identificar a dispersão da corrente elétrica do eletrodo até atingir o gânglio espiral. Para isso, eles fizeram uma imagem base de modelo a partir de estudos com cócleas de cadáveres para estimarem a posição do gânglio espiral, uma vez que esse não aparece na tomografia. A partir da imagem da tomografia, os pesquisadores conseguiram ver o posicionamento exato de cada eletrodo e o posicionamento estimado do gânglio espiral e fizeram o gráfico de distância versus curva de frequência, em que é possível analisar em qual região cada eletrodo está estimulando. Dessa forma, eles conseguiram visualizar os eletrodos com maior chance de interação de canal, ou seja, eletrodos que estão estimulando a mesma área, para desativá-los.

Em 2014, Noble et al. usaram essa técnica em 68 pacientes pós linguais unilaterais ou bilaterais (totalizando 72 orelhas), com implantes da Cochlear Corporation, Med-El ou Advanced Bionics, e foram mapeados com esses eletrodos desativados para teste por até quatro semanas. Os autores desativaram todos os eletrodos que sugeriam interação de canais, mas, no limite, deixaram oito eletrodos ativos. Os testes utilizados para comparação foram: lista de monossílabos, reconhecimento de sentenças no silêncio e no ruído de relação sinal-ruído +10dB, frases Bamford-Kowal-Bench no ruído adaptativo e detecção de modulação espectral. Também preencheram o questionário de auto-avaliação de benefício Abbreviated Profile of Hearing Aid Benefit (APHAB) e Speech, Spatial and Qualities of Hearing Scale (SSQ). Como resultado, na média, houve melhora significativa nos testes de monossílabos, ruído +10, ruído +5, ruído adaptativo e em algumas modulações espectrais. Individualmente, houve melhora em 54% dos usuários nos testes objetivos, em 64% dos sujeitos nos questionários APHAB e SSQ e, ao final,

78% dos participantes preferiram manter a nova programação para uso diário. Esses resultados sugerem que essa abordagem para diminuir a interação de canais pode ser eficaz para melhorar o desempenho dos pacientes implantados.

Em 2016, Noble et al. utilizaram a mesma técnica de programação guiada por imagem em crianças de 5-17 anos, com perda auditiva instalada no período pré-lingual. O novo mapeamento foi realizado em 21 orelhas de 18 crianças. Foram desativados, na média, 7 eletrodos, variando de 2 a 14 eletrodos (que configura até 64% do feixe desativado). Dos seis testes realizados de reconhecimento de fala no silêncio e ruído e modulação espectral, houve melhora significativa na média de quatro testes (reconhecimento de palavras, reconhecimento de sentenças no ruído +10dB e +5dB e ruído adaptativo). Também houve melhora significativa no protocolo autorreferido de qualidade de vida pediátrico (PedsQL) na sub escala emocional referida pelos pais e pelas crianças, e na contagem total referida pelas crianças. Individualmente, 18 orelhas tiveram melhora significativa em pelo menos um teste e quatro pacientes tiveram declínio significativo em um, porém, ao final, 85% das crianças preferiram manter o novo mapa, incluindo as crianças que apresentaram declínio em algum dos testes.

Labadie et al. (2016) também utilizaram essa mesma técnica em 29 orelhas de 26 pacientes adultos com surdez pré-lingual. A média de desativação nos pacientes da Advanced Bionics, da Cochlear Corporation e da Med-El foram, respectivamente, 5,5 (variando de 2 a 8), 8,3 (variando de 1 a 12) e 2,3 (variando de 2 a 3) eletrodos. O teste de detecção da modulação espectral teve melhora significativa e houve diferença estatística nas palavras monossílabas, nas sentenças no silêncio ou ruído. Individualmente, alguns sujeitos tiveram melhora significativa, outros um declínio significativo e a maioria não houve mudança. Mesmo com esses números, 72,4% dos pacientes preferiram o novo programa e mantiveram o seu uso para o dia a dia. Os autores atribuíram os resultados ao fato de que os pacientes adultos com surdez pré-lingual têm muito mais dificuldade auditiva, por falta memória auditiva e maior tempo de privação. Um exemplo disso, foi que 17 pacientes (58%) nem conseguiu atingir o mínimo necessário para o teste do ruído na relação sinal-ruído +10dB.

Zhou (2016; 2017) fez a desativação de eletrodos a partir dos limiares de nível mínimo de corrente em baixa velocidade (80 pulsos por segundo), sendo que quanto maior o limiar, pior o padrão de excitação neural (interação de canais). Para comparação o autor usou o limiar do ruído adaptativo e o limiar de discriminação espectro-temporal

modulado. Os sujeitos da pesquisa foram seis adultos com surdez pós-lingual, usuários de IC da marca Cochlear (22 eletrodos) que tiveram os cinco “piores” eletrodos desativados, cada um. Todos os pacientes tiveram melhora no limiar de ruído para reconhecimento de fala (média de 3,98dB de melhora) e no teste de resolução temporal (média de melhora de 1,09 ondulações por oitava), com significância estatística, também sugerindo que a desativação de eletrodos com interação de canais mais elevada, pode melhorar na resolução espectral e, conseqüentemente, a discriminação de fala.

Bierer e Litvak (2016) pesquisaram o efeito da desativação de eletrodo e a mudança do modo de estimulação no reconhecimento de consoantes e vogais mediais no silêncio e no ruído. Para isso, criaram 6 programas. 1) Todos os canais em modo de estimulação monopolar, que dispersa mais a corrente elétrica; 2) Todos os canais em modo de estimulação tripolar parcial (pTP), que tem a corrente mais focada; 3) Canais com limiares elétricos acima do desvio padrão do mapa desativados e modo de estimulação pTP; 4) Canais com limiares elétricos abaixo do desvio padrão do mapa desativados e modo de estimulação pTP; 5) Canais com limiares elétricos acima do desvio padrão do mapa desativados e modo de estimulação monopolar e 6) Canais com limiares elétricos abaixo do desvio padrão do mapa desativados e modo de estimulação monopolar. A hipótese era de que o mapa com todos os canais em pTP e os mapas com os eletrodos acima do desvio padrão de nível mínimo tivesse melhor desempenho nos testes de reconhecimento de fala. O critério de desativação baseou-se nos níveis mínimos, pois os autores explicam, os canais que têm pobre interface eletrodo-neurônio, precisam de mais corrente elétrica para responder ao estímulo, ou porque essa distância é grande ou porque a população neural da região é escassa. No estudo, não houve diferença significativa em nenhum dos mapas. Entretanto, pacientes que tinham desempenhos ruins antes da pesquisa, melhoraram nos mapas de pTP e desativação de eletrodos, mas sem estatística significativa. Os autores consideraram limitações do trabalho a amostra pequena, sendo que só alguma tinham desempenho ruim, e a falta de tempo para aclimatização dos mapas.

Schvartz-Leyzac et al. (2017) pesquisaram em sete pacientes peri ou pós linguais o desempenho de fala em mapas com 20 a 8 eletrodos ativos (20, 16, 12 e 8), em 11 posicionamentos diferentes. Os testes escolhidos para avaliação foram: sentenças no silêncio e no ruído, reconhecimento de vogal no silêncio e no ruído e reconhecimento de consoante no silêncio e no ruído. Eles encontraram piora no desempenho conforme o

número de eletrodos ativos diminuía. A diferença no reconhecimento de vogal e consoante, na condição com ou sem ruído, foi modesta, variando de sem diferença até 7% de piora conforme o número de canais diminui. Os sinais complexos tiveram uma piora mais significativa. Na média, a piora da sentença no ruído foi de 12% (variando de 6.8 a 16.4%) e no limiar de ruído para reconhecimento de fala houve piora de 2 dB. Esse estudo reflete o cuidado que é preciso ter na desativação de eletrodos.

Berg et al. (2019) estudaram a relação entre quantidade de eletrodos ativos e discriminação de fala em diferentes feixes de eletrodos. Eles realizaram a pesquisa com 11 pacientes implantados com o feixe periomodiolar da marca Cochlear e testaram cinco programas com diferentes quantidades de eletrodos ativos. A condição de maior quantidade de eletrodos (22) com máximas em 16 foi a de melhor desempenho em todos os testes, sendo eles, reconhecimento de monossílabos, reconhecimento de vogal, reconhecimento de consoante, reconhecimento de frases no silêncio, no ruído de relação sinal/ruído +5dB, teste de resolução espectral e teste subjetivo de qualidade sonora.

Berg et al. (2020) em nova pesquisa com o método semelhante, pesquisaram em 11 pacientes implantados com a marca Cochlear, com feixe reto ou feixe periomodiolar com translocação para a escala vestibular. Eles aplicaram os mesmos testes para avaliação de resultados e concluíram que pacientes com feixe reto ou periomodiolar com translocação para escala vestibular atingem sua máxima performance com 8-10 eletrodos, não obtendo melhora significativa com 22 eletrodos. A distância do eletrodo-modíolo nesse estudo de 2020 foi de 0.4-1.5mm, enquanto no estudo anterior (feixe periomodiolar com boa inserção) foi de 0.2-0.8mm, corroborando com a hipótese de que os feixes periomodiolares tem maior independência de canais, enquanto os feixes retos têm maior interação entre os canais e limita o benefício e os resultados do paciente.

Em 2021, Berg et al., seguiram o método com dez pacientes implantados com feixe de eletrodo reto, da marca Med-El, mas com 12 eletrodos e maior comprimento, ou seja, maior distância inter-eletrodos. Nesse estudo eles encontraram o pico de resultados a partir de oito canais, porém, houve melhora de 8 para 12 canais em muitos dos pacientes. Os autores atribuíram esse resultado ao fato de que o feixe de eletrodo, apesar de ser de parede lateral e ter maior distância do modíolo, tem distância física maior entre eles próprios, diminuindo, parcialmente, a interação de canais dos eletrodos.

Danieli et al. (2021) usaram a técnica da programação guiada por imagens, com o a tomografia computadorizada cone beam em 14 sujeitos, limitando a quantidade de

eletrodos desativados para, no máximo, 8 em um feixe reto de 20 eletrodos. Nenhum dos pacientes tiveram mais que 6 eletrodos desativados. Nesse estudo, eles, a partir da imagem da tomografia, fizeram uma imagem 3D e usaram a equação do posicionamento radial ideal para comparar com o posicionamento real. Os eletrodos escolhidos para desativação eram aqueles com o posicionamento inadequado mais longe do modíolo ou os eletrodos envolvidos em dobras do feixe. Para avaliar o desempenho de fala, eles fizeram um “índice de reconhecimento de fala” com frases, em que as palavras com significado semântico tinham peso dois e as palavras com significado gramatical peso um. Como resultado, eles tiveram melhora, na média, de 12% do reconhecimento no silêncio e 13% no ruído, com diferença estatística. Dois pacientes que, no início não tiveram benefício, após quatro semanas tiveram melhora no ruído, e um paciente não teve diferença no silêncio ou ruído após o tempo da pesquisa. No final, todos os pacientes preferiram a qualidade sonora do programa com a desativação guiada para usar no dia a dia. Os autores concluíram que a desativação guiada de eletrodos para reduzir a interação entre canais é benéfico e melhora o desempenho do paciente, porém, deve-se colocar um limite de desativação.

3. METODO

Estudo aprovado pelo comitê de ética do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, sob protocolo CAAE: 30389220.4.0000.0068 (Anexo 1).

DESENHO DO ESTUDO

Estudo prospectivo de corte transversal.

AMOSTRA

CRITÉRIOS DE INCLUSÃO

- Adultos, usuários de implante coclear da marca Cochlear® há mais de 12 meses,
- Com a perda de audição instalada no período pós-lingual,
- Programação estável avaliada por um audiologista experiente,
- Média de limiares audiométricos em campo livre de até 35dB,
- Desempenho no teste de reconhecimento de frases gravadas, maior que 50% em contexto aberto, com gravação, no silêncio com implante coclear.

CRITÉRIOS DE EXCLUSÃO:

- Pacientes sem resposta neural;
- Telemetria de impedâncias alterada;
- Inserção incompleta do feixe de eletrodos
- Impedâncias alteradas nos eletrodos 16, 11 ou 6.

LOCAL DE ESTUDO

O estudo foi realizado no grupo de implante coclear da Divisão de Clínica Otorrinolaringológica do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da USP.

PROCEDIMENTO

Os pacientes convidados, que aceitaram participar e assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido (Anexo 2) faziam parte dos agendamentos da rotina do grupo de implante coclear, e a coleta das medidas foi realizada em um dos retornos do paciente, após a validação de que a programação do implante atingiu níveis estáveis.

Começamos a pesquisa com a coleta das medidas objetivas. Foi usado o próprio processador de fala da Cochlear (CP802, CP810 ou CP910), cabo de ligação entre processador de fala e interface de programação (Pod) e um notebook com o software Custom Sound™ EP versão 3.0 ou superior (Cochlear Corporation, Sidney, Australia) para controlar os parâmetros de estimulação, registro e análise.

Conforme rotina das programações do IC, o primeiro teste realizado é o de telemetria de impedâncias dos eletrodos, garantindo que todos os eletrodos estejam com os valores preconizados para o funcionamento adequado (entre 0.565 e 30 kOhms), sendo desativados os eletrodos com impedâncias alteradas.

Após isso, procuramos o potencial de ação composto eletricamente evocado (ECAP - *electrically evoked compound action potential*). O ECAP é uma resposta sincronizada das fibras neurais do nervo coclear, que pode ser captada pelo próprio IC, em um procedimento chamado de telemetria de resposta neural (NRT - *neural response telemetry*). É um teste rápido e objetivo, que pode ser feito independente da colaboração do paciente, realizado, inclusive, no momento intra-cirúrgico. Um eletrodo específico é escolhido para ser o eletrodo prova, no qual é apresentado um estímulo para ativar as células do gânglio espiral, e um eletrodo adjacente capta a resposta neural gerada por esse estímulo. Essa resposta neural tem como característica uma onda com um pico negativo N1 entre 0.2 e 0.4 milissegundos, seguida de um pico positivo P1 com latência menor que 1 milissegundo (Abbas et al., 1999; Lai e Dillier, 2000). É considerada resposta neural válida quando há reprodutibilidade do traçado, ausência de artefato e/ou saturação do amplificador. Quando encontrada a onda, diminuimos a corrente até encontrar o limiar da resposta elétrica, ou seja, a menor corrente capaz de gerar uma resposta neural mensurável pelo software. Durante a testagem, o artefato do estímulo facilmente pode obscurecer o registro da resposta neural, considerando que ele é centenas de vezes maior do que a amplitude dessa resposta.

Para o cancelamento do artefato, Abbas et al. (1999) propuseram o método de mascaramento prévio pelo paradigma de subtração. Esse método consiste na apresentação de quatro estimulações sequenciais. A primeira etapa é o estímulo prova apresentado no eletrodo alvo, gerando como resposta o artefato do estímulo prova e resposta neural. A segunda etapa se aproveita da propriedade refratária do nervo, apresentando um estímulo mascarador e o estímulo prova, em eletrodos diferentes, em um intervalo de tempo (MPI

– *masker-probe interval*) de 300ms. Como resposta, haverá o artefato e a resposta neural do mascarador e o artefato do estímulo prova. Não haverá resposta neural do estímulo prova, pois as fibras estarão em período refratário. Na terceira etapa é apresentado apenas o mascarador, gerando o artefato e a resposta neural. E, por último, na quarta etapa, o amplificador é acionado para captação, sem nenhum estímulo, para captar os artefatos inerentes ao sistema. Subtraindo essa sequência de estimulação, resta apenas a resposta neural do estímulo prova mascarada.

Resumindo:

- 1) Estímulo prova = artefato prova + resposta neural ao estímulo prova
- 2) Estímulo mascarador + estímulo prova = artefato mascarador + resposta neural ao mascarador + artefato prova
- 3) Estímulo mascarador = artefato mascarador + resposta neural ao mascarador
- 4) Amplificador = artefatos inerentes ao sistema
- 5) Etapa 1 – etapa 2 – etapa 3 – etapa 4 = resposta neural ao estímulo prova mascarado

A partir do mesmo software de registro da resposta neural, é possível obter uma medida chamada de dispersão de excitação (*SOE - spread of excitation*), com o objetivo de avaliar o grau de propagação da excitação neural de forma longitudinal pela extensão da cóclea. Isso é possível variando o eletrodo mascarador, distanciando-o do eletrodo prova, de forma que o mascarador ocupe outras fibras neurais que não aquelas que estão sendo estimuladas pelo estímulo prova. O conceito por trás desse método é que, conforme ocorre a dispersão do campo elétrico, acontece uma sobreposição das fibras neurais ativadas pelo estímulo prova e pelo estímulo mascarador, então a resposta neural resultante gradativamente diminui em relação à resposta neural do estímulo prova, pois as fibras que respondem para os dois estímulos estarão em período refratário.

Dessa forma, conseguimos ver o quanto as fibras neurais responsáveis por outros eletrodos respondem ao estímulo do eletrodo prova, ocasionando a interação entre os canais, ou seja, a sobreposição das respostas neurais ao longo do feixe de eletrodo. No gráfico da função da dispersão de excitação, o eixo x corresponde ao eletrodo mascarador e o eixo y a amplitude da resposta neural mascarada. O pico de resposta representa a

maior sobreposição das fibras, geralmente quando o eletrodo prova e o mascarador estão no mesmo eletrodo (pois, dessa forma, todas as fibras neurais responsivas estarão em período refratário). A amplitude de zero representa que não houve sobreposição de fibras detectáveis (Hughes and Stille, 2010).

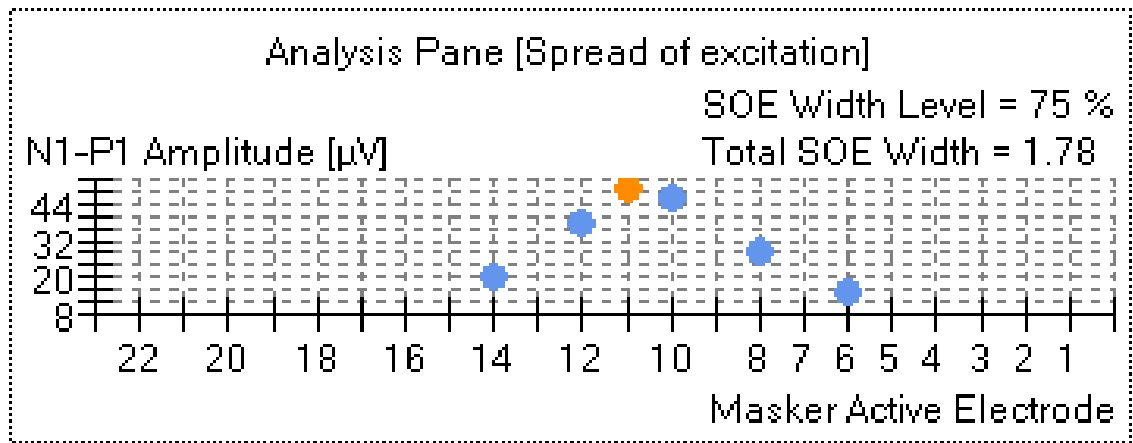


Figura 1. Tela de resultado da SOE pelo SoftwareCustom Sound EP

Para a pesquisa, foram realizadas as medidas nos eletrodos 16, 11 e 6 como eletrodos-prova e os eletrodos mascaradores irão variar automaticamente em cada uma das medidas. Esses três eletrodos foram escolhidos por se localizarem na região apical, medial e basal da cóclea, respectivamente.

O nível de corrente utilizado para a pesquisa da SOE foi no nível máximo de conforto do paciente (nível C), do mapa em uso ou, caso o paciente sinta desconforto, a intensidade foi de 10 unidades de corrente acima do limiar da NRT, feita anteriormente. Utilizamos o nível C preferencialmente uma vez que a SOE é influenciada pelo nível de corrente utilizado (Cohen et al., 2004) e, utilizando o nível máximo do programa em uso, conseguimos observar como a dispersão a dispersão máxima real que está acontecendo.

A largura de pulso foi a mesma da programação (25ms ou 37ms), a taxa de estimulação 40Hz e intervalo interpico entre o estímulo prova e mascarador de 400ms. Para o registro da resposta, o eletrodo foi dois eletrodos apicais do eletrodo estímulo, ganho do amplificador de 50 dB e delay de 122 ms, em 50 varreduras, janela de medida de 1600 ms e taxa de amostragem efetiva de 20 kHz.

Para a comparação da SOE com os resultados nos testes de fala, foram anotados os dados de largura da SOE em milímetros no ponto 0.75 da curva, amplitude total e eletrodo de maior amplitude. A figura 2 mostra um exemplo de como aparece no software as informações, sendo 0,89 mm o tamanho da dispersão em 75% da curva, 147,54 uV a amplitude total e o pico de maior amplitude no eletrodo 16.

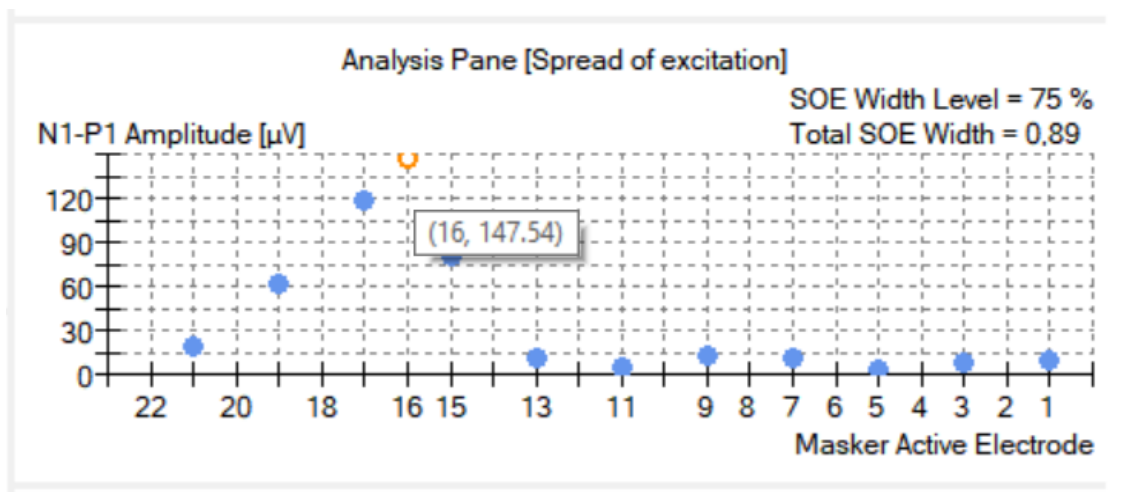


Figura 2. Tela do Custom Sound EP – mostrando os parâmetros de amplitude, largura da SOE (mm) e pico da função, coletados da medida da dispersão de excitação (Spread of Excitation). No exemplo aleatório, a largura da SOE do eletrodo 16 é de 0,89 mm em 75% da curva, o pico de maior amplitude apareceu no eletrodo 16, e a amplitude da resposta neural no eletrodo do pico da curva foi 147,54 uV.

Quando o software não consegue calcular a largura da dispersão em milímetros, por falta de informação de eletrodos (ausência de NRT na intensidade do teste ou parada manual por desconforto ou estimulação do nervo facial) ou por uma dispersão muito grande, foi considerada como $SOE > 5$ mm, por sugestão da equipe de estatística.

Em seguida, a partir da programação estável e em uso pelo paciente, foram criados três mapas, com a desativação de um dos eletrodos (e6, e11 e e16) em cada um deles. Foi escolhido apenas um eletrodo por vez para melhor avaliação do comportamento em cada região da cóclea (basal, medial ou apical), melhor avaliação da correlação largura da SOE e efeito no reconhecimento de fala e melhor acurácia em determinar um ponto de corte para a desativação do eletrodo.

Quando o eletrodo foi desativado, houve um reajuste automático da faixa de frequência e todos os demais parâmetros foram mantidos iguais. Os programas foram:

1. PU. Programa em uso, com reteste de níveis máximos de estimulação
2. PD16. Programa com o eletrodo 16 desativado (região apical);
3. PD11. Programa com o eletrodo 11 desativado (região medial);
4. PD6. Programa com o eletrodo 6 desativado (região basal).

No atendimento de programação periódica, a avaliação e verificação do programa em uso é rotineiramente realizada. Os testes foram realizados em cabine acústica ou em caixa acústica calibrada (Otocube), apresentados a 65dBNA. Para a pesquisa foi aplicado o protocolo padrão e adicionados alguns testes complementares, compreendendo:

- Audiometria tonal em campo livre com o IC

A audiometria deveria estar com os níveis entre 25 e 35dB, mostrando acesso adequado a todos os sons da fala. Foi realizada apenas no programa em uso do paciente, uma vez que os níveis de estimulação não mudaram nos demais programas.

- Teste de discriminação de 25 monossílabos no silêncio

Foi utilizada uma lista gravada de 25 monossílabos foneticamente balanceada para avaliação do reconhecimento de fala no silêncio (Pereira e Schochat, 2011)

- Reconhecimento de dissílabos foneticamente balanceados com ruído

Uma lista gravada com 25 dissílabos foneticamente balanceados (Harris et al., 2001) foi apresentada concomitantemente ao ruído *twenty-talker babble noise*. A fala e o ruído foram apresentados a 0° azimuth pela caixa calibrada Otocube. Nesse teste, a fala foi fixada em 65 dB NA e encontramos qual a relação sinal-ruído no qual o paciente reconhece 50% das palavras apresentadas. Na impossibilidade de realizar esse teste, foi realizada uma lista de dissílabos na intensidade fixa de sinal e ruído em 65dB NA (SNR = 0 dB - relação sinal-ruído de zero).

- Teste de discriminação de frequência / diferencial de pitch (harmonic complexes)

Teste realizado na caixa acústica Otocube pelo software ASSE, no qual são apresentados dois sons e o paciente deve responder se eles são iguais ou diferentes.

O software automaticamente aumenta a diferença entre os sons apresentados quando o paciente erra, ou a diminui quando ele acerta. Após 5 acertos consecutivos, o software calcula a média da menor diferença entre os tons apresentados (figura 3). O objetivo do teste é determinar qual a menor diferença de frequências que o paciente consegue discriminar. O teste varia de 200Hz até 414Hz.

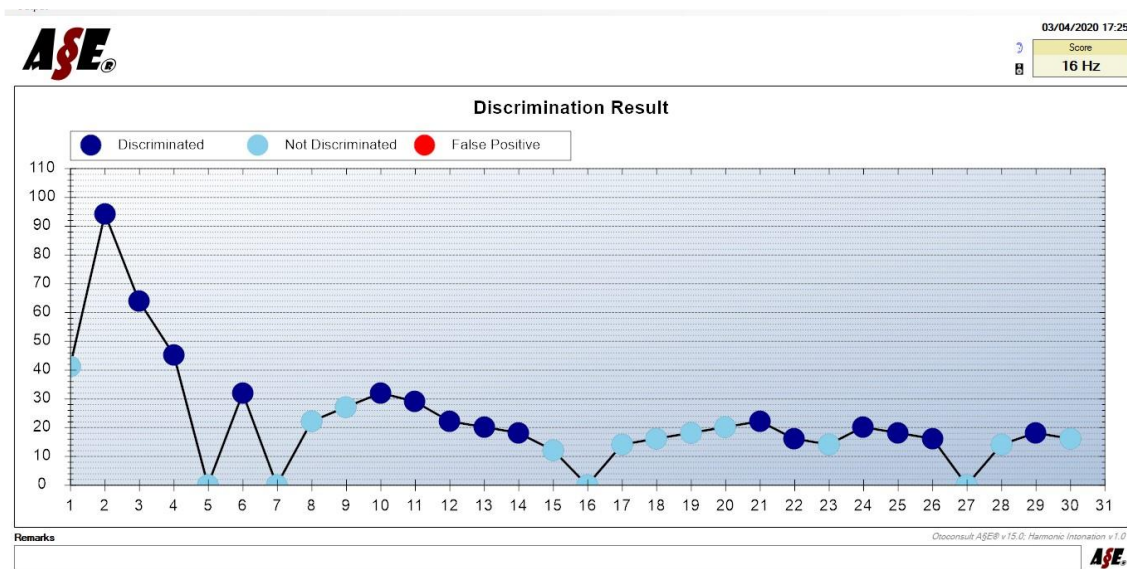


Figura 3. Tela do software ASSE mostrando o cálculo da menor diferença percebida entre os tons apresentados (com tom-base de 200 Hz), no exemplo limiar de 16 Hz.

As posições dos mapas na programação do processador, bem como a ordem da bateria de avaliação, foram realizadas de forma randomizada para descartar quedas de desempenho por cansaço ou aprendizado. Além disso, o paciente foi cego quanto ao programa testado.

Os dados de cada teste, em cada programa em uso, foram tabulados usando o programa em uso como o programa referência e os demais programas como comparação para avaliar se houve melhora ou inalteração/piora de desempenho.

ANÁLISE ESTATÍSTICA

Foram analisadas as variáveis:

- Largura da SOE (em mm) dos eletrodos e6, e11 e e16
- Eletrodo do pico da SOE dos eletrodos e6, e11 e e16
- Amplitude da resposta neural no pico da SOE (em μV) dos eletrodos e6, e11 e e16
- Reconhecimento de monossílabos (%) no silêncio em cada mapa
- Reconhecimento de dissílabos, em dB no ruído adaptativo, ou porcentagem (%) com ruído fixo em cada mapa
- Valor delta de discriminação de frequências (em Hz) em cada mapa

As variáveis quantitativas foram apresentadas através de suas medianas, mínimo e máximo.

Foi construída uma curva ROC para avaliar o grau de discriminação da variável SOE em relação à melhora das notas das variáveis monossílabo, ruído adaptativo e discriminação de frequência. Para determinar o melhor ponto de corte da variável largura da SOE, foi utilizado o índice de Youden (J) para encontrar o ponto na curva ROC com maior sensibilidade e especificidade.

Para comparação de proporções de melhoria de desempenho ou inalteração/piora entre os grupos, recorreu-se ao teste exato de Fisher.

A partir dos valores de corte da SOE, foram realizadas comparações entre os pacientes com valores acima e abaixo do corte, pelo teste Mann-Whitney.

Todas as análises foram realizadas no software SPSS 21 para Windows e o nível de significância utilizado foi de 5%.

4. RESULTADOS

Dez pacientes entre 17 anos e 74 anos de idade, sendo dois com implante coclear bilateral aceitaram participar, totalizando 12 orelhas. Todos os pacientes apresentaram impedâncias dentro da normalidade nos eletrodos testados e nenhum paciente tinha outro eletrodo desativado, além da desativação pesquisada no estudo.

Na tabela 1 podemos observar a distribuição demográfica dos pacientes da pesquisa quanto ao lado de implantação, etiologia, feixe de eletrodo, idade quando foi realizada a pesquisa em anos e o tempo de uso do implante coclear em meses, mostrando que 7 pacientes apresentaram implantes de feixe reto e 5 com feixe perimodiolar. O tempo médio de uso do IC foi de 87 meses, variando entre 23 e 165 meses.

Tabela 1. Dados demográficos da amostra estudada incluindo orelha, etiologia, feixe de eletrodo e idade dos sujeitos da pesquisa

ID	Lado IC	Etiologia	Feixe de eletrodo	Idade na pesquisa (anos)	Tempo de IC (meses)
1	OD	Meningite	CI 422	17	23
2	OE	Otoesclerose	CI24RE ST	63	108
3	OD	Desconhecida	CI24RE CT	45	162
4*	OD	TCE	CI24RE CT	36	101
5*	OE	TCE	CI24RE CT	36	101
6	OD	Ototoxicidade	CI24RE CT	74	165
7*	OD	Auto-imune	CI 422	43	92
8*	OE	Auto-imune	CI 422	43	40
9	OD	Meningite	CI24RE CT	51	115
10	OD	Desconhecida	CI 422	61	29
11	OE	Desconhecida	CI 522	51	51
12	OD	Meningite	CI24RE CA	60	160

Legenda: *ID 4 e 5 são do mesmo paciente implantado em forma simultânea, e ID 7 e 8, são do mesmo implantado sequencialmente. OD: orelha direita; OE: orelha esquerda; CI 422, CI24RE ST e CI 522 implantes de feixe reto; CI24RE CT implantes de feixe perimodiolar.

Na tabela 2 estão dispostos os dados do limiar do ECAP medido através do Software Custom Sound® EP, no modo de registro avançado, corrente e largura de pulso (PW) no nível C do mapa em uso. Embora em alguns pacientes o mapa esteja programado com largura de pulso de 37 μ s, as medidas da SOE foram feitas com largura de pulso de 25 μ s em todos os pacientes.

Tabela 2. Dados do limiar do ECAP, largura de pulso e nível máximo de conforto (Nível C) de cada paciente estudado.

ID	Eletrodo	NRT medida	PW	Nível C
1	e16	133	37	162
	e11	142	37	161
	e6	154	37	167
2	e16	195	25	211
	e11	196	25	206
	e6	230	25	211
3	e16	150	37	201
	e11	151	37	194
	e6	135	37	189
4	e16	172	37	192
	e11	173	37	190
	e6	230	37	184
5	e16	169	25	188
	e11	174	25	186
	e6	230	25	167
6	e16	SR	37	197
	e11	150	37	191
	e6	230	37	186
7	e16	195	25	174
	e11	182	25	174
	e6	230	25	156
8	e16	180	25	164
	e11	160	25	170
	e6	230	25	166
9	e16	152	25	202
	e11	160	25	195
	e6	230	25	190
10	e16	155	25	168
	e11	190	25	166
	e6	202	25	168
11	e16	196	25	178
	e11	181	25	170
	e6	184	25	164
12	e16	184	25	186
	e11	184	25	182
	e6	181	25	168

Legenda: SR – sem resposta.

Os dados coletados da medida do *Spread of Excitation* (SOE) em cada paciente, nos eletrodos 16, 11 e 6 estão na tabela 3. Entre todos os eletrodos testados, foi possível coletar as informações da dispersão de excitação (SOE) em 33 eletrodos.

Tabela 3. Resultados da largura, amplitude e eletrodo-pico do teste Spread of Excitation.

ID	Eletrodo	Largura SOE (mm)	Amplitude do pico da SOE (μV)	Eletrodo do pico
1	e16	4.79	214.48	15
	e11	2.47	205.94	11
	e6	3.63	334.33	7
2	e16	2.62	28.35	16
	e11	2.92	26.98	11
	e6	>5	18.72	7
3	e16	1.84	381	17
	e11	1.63	371.66	11
	e6	2.71	472.22	7
4	e16	>5	103.48	19
	e11	2.19	59.09	10
	e6	2.1	221.99	6
5	e16	>5	75.48	17
	e11	2.69	22.54	12
	e6	1.64	41.33	5
6	e16	1.84	33.47	16
	e11	3.22	38.26	11
	e6	0.87	56	6
7	e16	-	-	-
	e11	1.75	12.64	12
	e6	1.41	37.91	5
8	e16	1.64	19.81	16
	e11	4.48	19.47	12
	e6	2.29	24.93	5
9	e16	0.78	35.18	16
	e11	1.52	77.53	11
	e6	1.26	91.19	6
10	e16	1.94	49.18	16
	e11	3.76	52.94	14
	e6	6.3	31.42	5
11	e16	-	-	-
	e11	2.59	25.61	12
	e6	-	-	-
12	e16	2.1	169	17
	e11	2.03	50.04	11
	e6	3.31	40.3	6

A figura 4 ilustra a imagem do exame da dispersão da excitação (SOE) no sujeito, no eletrodo 16 (figura 4A) e no eletrodo 11 (figura 4B).

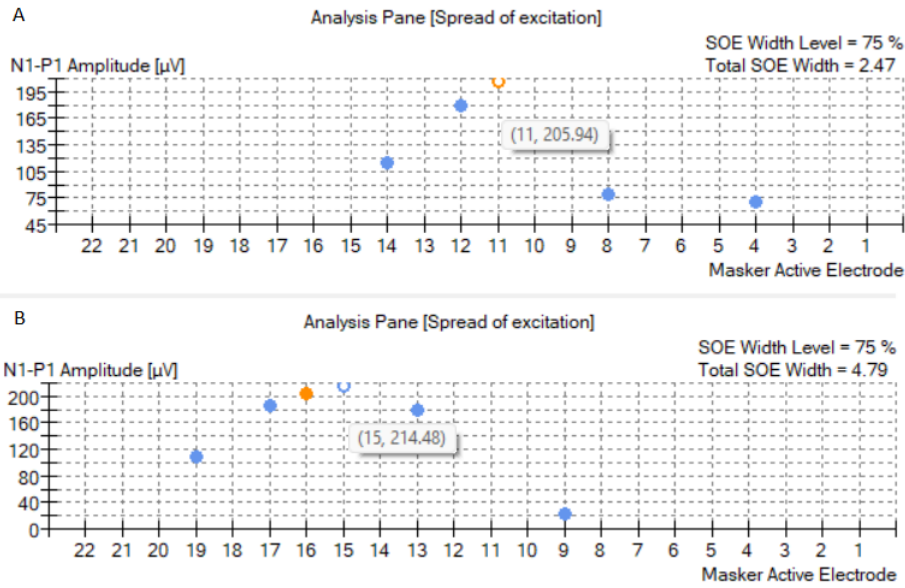


Figura 4. Imagem da medida da dispersão da excitação (SOE) no sujeito 1. Em (A) SOE de largura 2,47 mm no eletrodo 11. Em (B), SOE de largura 4,79 mm no eletrodo 16 e pico deslocado para o eletrodo 15.

Um resumo dos dados, com medianas, mínimo e máximo das variáveis estudadas da SOE de toda a amostra estão apresentadas na tabela 4.

Tabela 4. Medianas, valores mínimos e máximos dos níveis de corrente usados para a medida da SOE e resultados das variáveis da SOE em cada eletrodo testado

Eletrodo	Variável	Mediana	Mínimo	Máximo
e16	Nível de corrente (uc)	193	162	211
	largura SOE (mm)	1,89	0,78	4,79
	Amplitude (µV)	62,33	19,81	381
	eletrodo do pico da SOE	16,5	15	19
e11	Nível de corrente (uc)	190	161	206
	largura SOE (mm)	2,53	1,52	4,48
	Amplitude (µV)	44,15	12,64	371,66
	eletrodo do pico da SOE	11	10	14
e6	Nível de corrente (uc)	185	156	211
	largura SOE (mm)	2,195	0,87	6,3
	Amplitude (µV)	41,33	18,72	472,22
	eletrodo do pico da SOE	6	5	7

Tabela 5. Distribuição da largura da SOE (mm) dos eletrodos e6, e11 e e16 e reconhecimento de monossílabos (%), dissílabos no ruído (com ruído adaptativo ou fixo) e delta da discriminação de frequência (Hz) nos mapas estudados.

ID	Eletrodo	Largura SOE (mm)	Programa	Monossílabos (%)	Ruído (dB ou %)	Discriminação de frequência (Hz)
1			PU	28	53 dB	49
	e16	4.79	PD16	40	52.82 dB	24
	e11	2.47	PD11	28	54.07 dB	54
	e6	3.63	PD6	36	54 dB	43
2			PU	36	21 dB	24
	e16	2.62	PD16	24	18.43 dB	81
	e11	2.92	PD11	28	28 dB	38
	e6	>5	PD6	36	16 dB	56
3			PU	56	56%	64
	e16	1.84	PD16	56	52%	62
	e11	1.63	PD11	48	52%	59
	e6	2.71	PD6	44	56%	51
4			PU	60	10.4 dB	32
	e16	>5	PD16	68	9.5 dB	38
	e11	2.19	PD11	52	15.5 dB	59
	e6	2.1	PD6	60	27.5 dB	38
5			PU	48	15.9 dB	36
	e16	>5	PD16	56	19.9 dB	41
	e11	2.69	PD11	44	20.3 dB	67
	e6	1.64	PD6	36	16.5 dB	67
6			PU	76	9 dB	25
	e16	SR	PD16	SR	SR	SR
	e11	3.22	PD11	84	10.9 dB	21
	e6	0.87	PD6	68	10.9 dB	45
7			PU	92	18.25 dB	19
	e16	1.84	PD16	88	9.75 dB	13
	e11	1.75	PD11	80	10.25 dB	14
	e6	1.41	PD6	100	23.75 dB	21
8			PU	76	7.5 dB	18
	e16	1.64	PD16	76	7.5 dB	41
	e11	4.48	PD11	80	13.05 dB	24
	e6	2.29	PD6	80	8 dB	18
9			PU	68	7.5 dB	47
	e16	0.78	PD16	68	10.5 dB	56
	e11	1.52	PD11	76	8.4 dB	56
	e6	1.26	PD6	60	8.4 dB	77
10			PU	76	10%	NR
	e16	1.94	PD16	76	60%	NR
	e11	3.76	PD11	80	20%	NR
	e6	6.3	PD6	76	20%	NR
11			PU	92	68%	NR
	e16	SR	PD16	96	72%	NR
	e11	2.59	PD11	84	84%	NR
	e6	SR	PD6	96	80%	NR
12			PU	100	72%	NR
	e16	2.1	PD16	88	64%	NR
	e11	2.03	PD11	88	68%	NR
	e6	3.31	PD6	76	60%	NR

Legenda: NR. Não realizado; PU. Programa em uso; PD16. Programa com e16 desativado; PD11. Programa com e11 desativado; PD6. Programa com e6 desativado; Ruído adaptativo (dB)/ reconhecimento de dissílabos no ruído fixo (%)

A tabela 5 mostra a largura da SOE em mm e os resultados nos testes de fala no silêncio, no ruído e a discriminação de pitch dos pacientes, com o mapa em uso (mapa controle - PU), mapa com o e16 desativado (PD16), e11 desativado (PD11) e e6 desativado (PD6).

Para avaliar o melhor ponto de corte da largura da SOE para ter um impacto positivo sobre o reconhecimento de monossílabos, discriminação no ruído e discriminação de frequência, foi realizada uma curva ROC comparando a largura da SOE com a melhora ou não no teste (figura 5). A partir do reconhecimento de monossílabos, foi possível traçar uma curva ROC com significância estatística ($p < 0,05$) e, pelo Índice de Youden, foi encontrado o valor de 3.0 mm como ponto de maior sensibilidade (70%) e especificidade (86,9%) para predizer a desativação do eletrodo. A curva ROC do teste de reconhecimento de fala no ruído (figura 5B) e discriminação de frequência (figura 5C) não teve significância estatística, demonstrando que não há um valor de largura de SOE que, quando o eletrodo é desativado, há maior probabilidade de melhora nesses testes.

Na tabela 6, está apresentada a comparação da média, mínimo e máximo dos parâmetros estudados da SOE, separados pela largura da SOE < 3 e ≥ 3 .

Tabela 6. Comparação dos parâmetros estudados entre os grupos de pacientes que apresentaram SOE < 3 mm e ≥ 3 mm.

Corrente (em UC)	N	SOE < 3 mm	N	SOE ≥ 3 mm	p
e16	7	197 (164-211)	3	188 (162-192)	0.1655
e11	9	191 (161-206)	3	170 (166-191)	0.1956
e6	7	185 (156-194)	4	179 (167-211)	0.4447
Amplitude (em μV)					
e16	7	35.18 (19.8-381)	3	103.48 (75.4-214.9)	0.21
e11	9	50,04 (12.8-371.6)	3	38,26 (19.47-52.94)	0,5175
e6	7	56 (24.9-472.2)	4	35.86 (18.72-343.3)	0.3447
Pico da SOE					
e16	7	16 (16-17)	3	17 (17-19)	0.0527
e11	9	11 (11 – 12)	3	12 (11 – 14)	0,2294
e6	7	6 (5-7)	4	6.5 (5-7)	0.3477

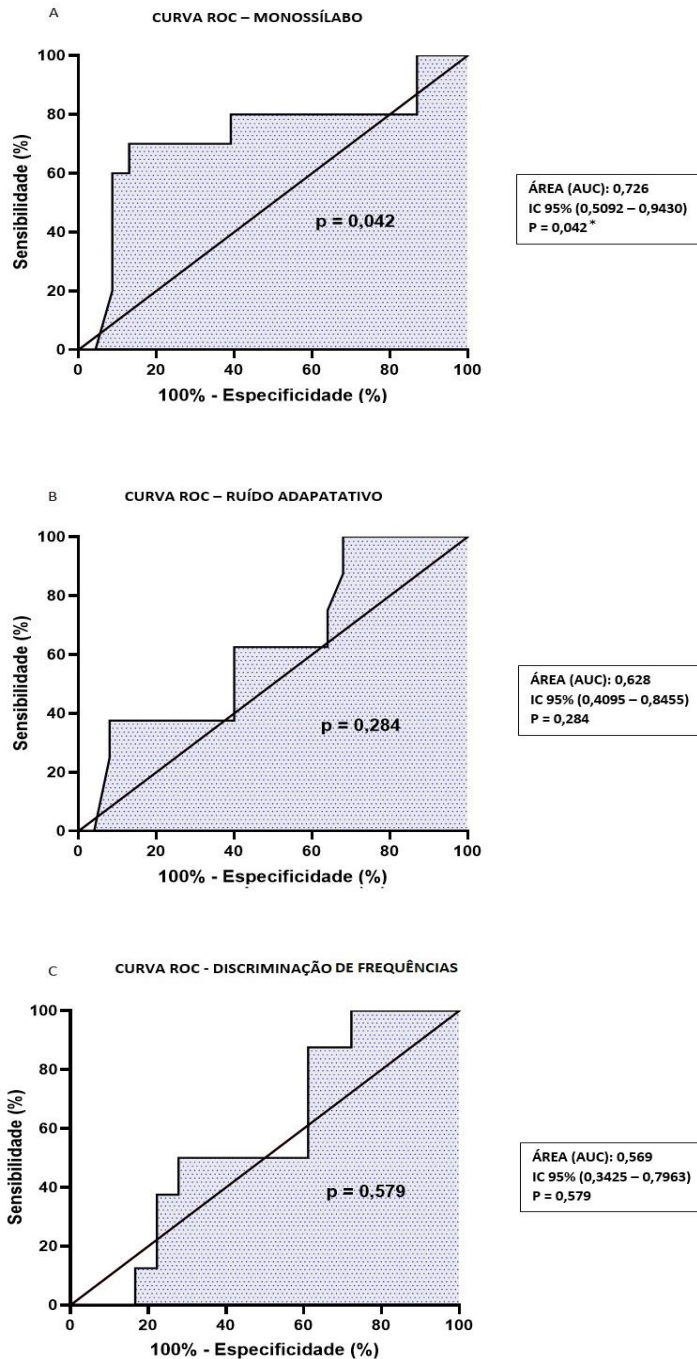


Figura 5. Curvas ROC representando no eixo x a especificidade do teste e no eixo y a sensibilidade do teste. Houve significância estatística ($p < 0,05$) na curva de reconhecimento de monossílabos. Pelo Índice de Youden, o melhor valor da largura da SOE, equilibrado entre especificidade e sensibilidade, que gera um impacto positivo no reconhecimento de monossílabos foi de 3.0 mm. Não houve relação estatística entre a largura da SOE e a melhora no desempenho de reconhecimento no ruído (B) ou discriminação de frequência (C).

A figura 6 ilustra os gráficos de desempenho do reconhecimento de monossílabos com a desativação do eletrodo e16 (A), e11 (B) e e6 (C), separado por grupo com a SOE até 2,9 mm e a partir de 3.0 mm – ponto de corte sugerido pela curva ROC. Houve diferença estatística ($p < 0,05$) quando o e16 e o e11 foram desativados, sendo que 100% dos pacientes nos quais a largura da SOE foi igual ou maior do que 3.0 mm no e16 e no e11, quando tiveram o eletrodo em questão desativado, melhoraram o desempenho de monossílabos. No e6, não houve diferença estatística entre os grupos, sugerindo que a desativação desse eletrodo com ponto de corte da largura da SOE em 3.0 mm não interfere no reconhecimento de monossílabos.

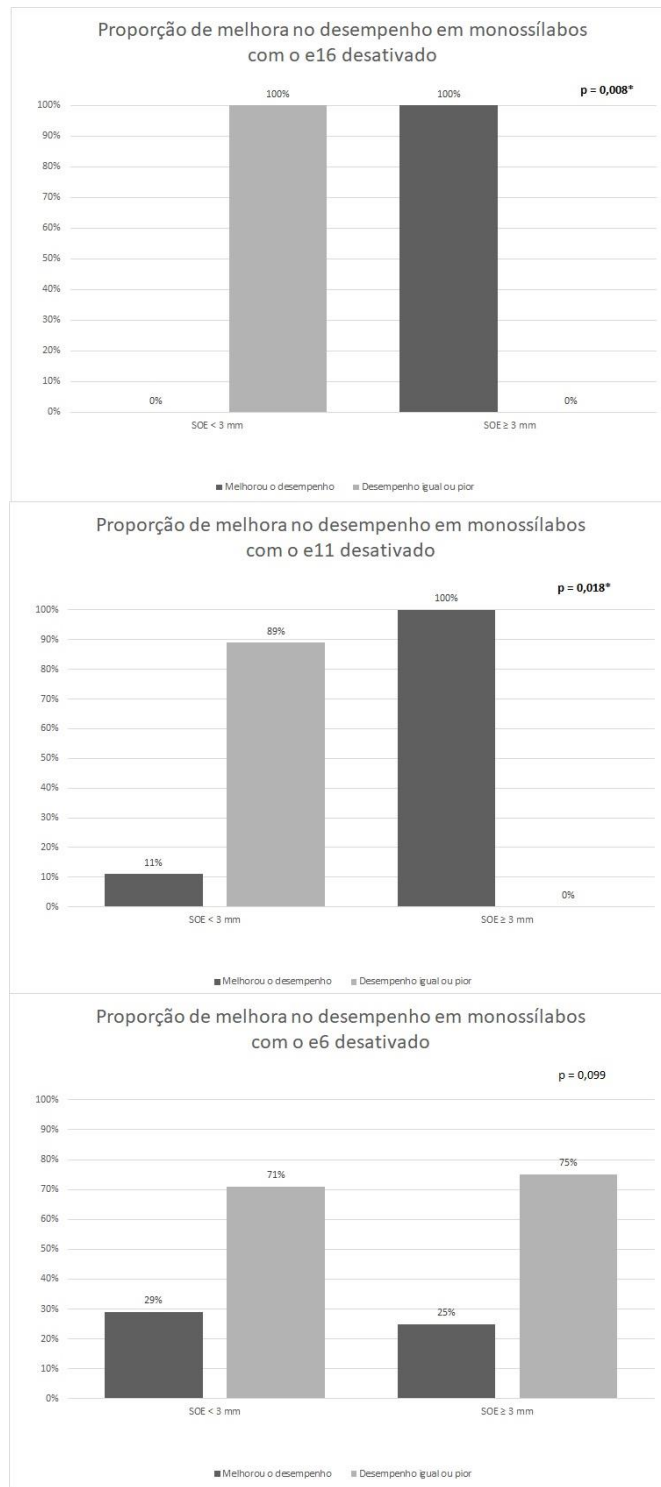


Figura 6. Porcentagem de indivíduos que apresentaram melhora ou piora/inalteração do desempenho em monossílabos, separado pela largura da SOE no e16 (A), e11 (B) ou e6 (C). Houve diferença significativa ($p < 0,05$) no e16 e e11, sendo que todos do grupo com a SOE igual ou maior que 3.0 mm nesses eletrodos tiveram melhora do desempenho em monossílabos quando o eletrodo foi desativado.

Dos pacientes que melhoraram o desempenho, a melhora média foi de 8% (variando de 4 a 12%) com a desativação do e16 e média de 6% (variando de 4 a 8%) de melhora com a desativação do e11. O resultado de melhora, inalteração ou piora do desempenho de reconhecimento de monossílabos está na tabela 7. O paciente 6 não apresentou resposta neural no eletrodo 16, portanto, não foi realizado o mapa e os testes com a desativação do mesmo pois não haveria parâmetros suficientes para a comparação largura x desempenho.

Tabela 7. Variação do desempenho no reconhecimento de monossílabos no silêncio (em %) nos programas avaliados em cada sujeito

	PD16	PD 11	PD 6
1	12	0	8
2	-12	-8	0
3	0	-8	-12
4	8	-8	0
5	8	-4	-12
6	NR	8	-8
7	-4	-12	8
8	0	4	4
9	0	8	-8
10	0	4	0
11	4	-8	4
12	-12	-12	-24
Mediana	0 (-12 - 12)	-6 (-12 - 8)	0 (-24 - 8)

Legenda: NR. Não realizado

A sensibilidade, especificidade e acurácia da intervenção de desativação de eletrodo está ilustrada na tabela 8. As informações estão separadas por eletrodo e, ao final, a visão geral com todos os eletrodos coletados, independentemente da posição.

Como a curva ROC de reconhecimento de fala no ruído e discriminação de frequência demonstrou que não há um ponto de corte com significância estatística de sensibilidade/especificidade que prediz a melhora a partir da desativação de eletrodo, usamos o valor de 3 mm, assim como nos monossílabos, para avaliar a proporção de melhora ou inalteração/piora de desempenho.

Tabela 8. Sensibilidade, especificidade e acurácia da abordagem de desativação de eletrodo com SOE ≥ 3 mm para a melhora do reconhecimento de monossílabo.

	e16	e11	e6	Todos os eletrodos
Sensibilidade	100%	75%	33.30%	70%
Especificidade	100%	100%	62.50%	87%
Acurácia	100%	91.70%	54.50%	81.80%
VPP	100%	100%	25%	70%
VPN	100%	91.70%	71.40%	87%

Legenda: VPP. valor preditivo positivo; VPN. Valor preditivo negativo.

Os gráficos de reconhecimento de dissílabos no ruído, separados por grupo com SOE menor que 3 mm e a maior ou igual a 3 mm, após a desativação dos eletrodos e16, e11 e e6, estão na figura 7A, B e C respectivamente. Não houve significância estatística em nenhum eletrodo.

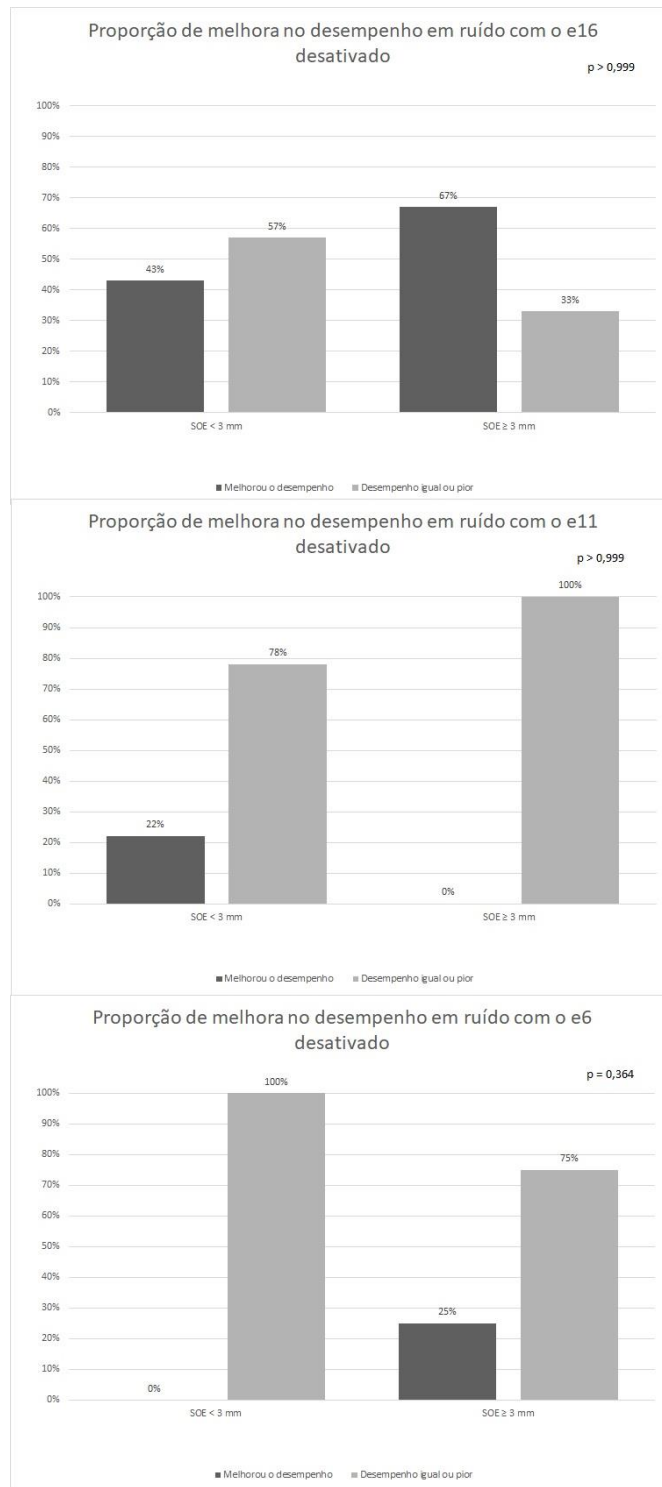


Figura 7. Porcentagem de indivíduos que apresentaram melhora ou piora/inalteração do desempenho no reconhecimento de fala no ruído, separado por pela largura da SOE no e16 (A), e11 (B) ou e6 (C). Não houve diferença significativa estatisticamente em nenhum dos eletrodos.

A variação do desempenho no reconhecimento de fala no ruído de cada sujeito e a média nos novos programas está na tabela 9.

Tabela 9. Variação e média do desempenho no reconhecimento de fala no ruído nos novos programas de cada sujeito

	e16	e11	e6
1	-0.18	1.07	1
2	-2.57	7	-5
3	4*	4*	0*
4	-0.9	5.1	17.1
5	4	4.4	0.6
6	SR	1.9	1.9
7	-8.5	-8	5.5
8	0	5.55	0.5
9	3	0.9	0.9
10	50*	10*	10*
11	4*	16*	12*
12	-8*	-4*	-12*
Mediana (dB)	-0,18 (-8,4 – 4)	3,15 (-8 – 7)	0,95 (-5 – 17)
Mediana (%)	4 (-8 – 50)	7 (-4 – 16)	5 (-12 – 12)

Legenda: *- pacientes em que não foi possível realizar o teste com ruído adaptativo por falha no equipamento Otocube, e, então, foi realizado na relação sinal/ruído de 0 dB.

A Figura 8 demonstra os gráficos de discriminação de frequência, separados por grupo com SOE menor que 3 mm e maior ou igual a 3 mm, após a desativação dos eletrodos e16 (A), e11 (B) e e6 (C). Não houve diferença significativa estatisticamente em nenhum dos eletrodos.

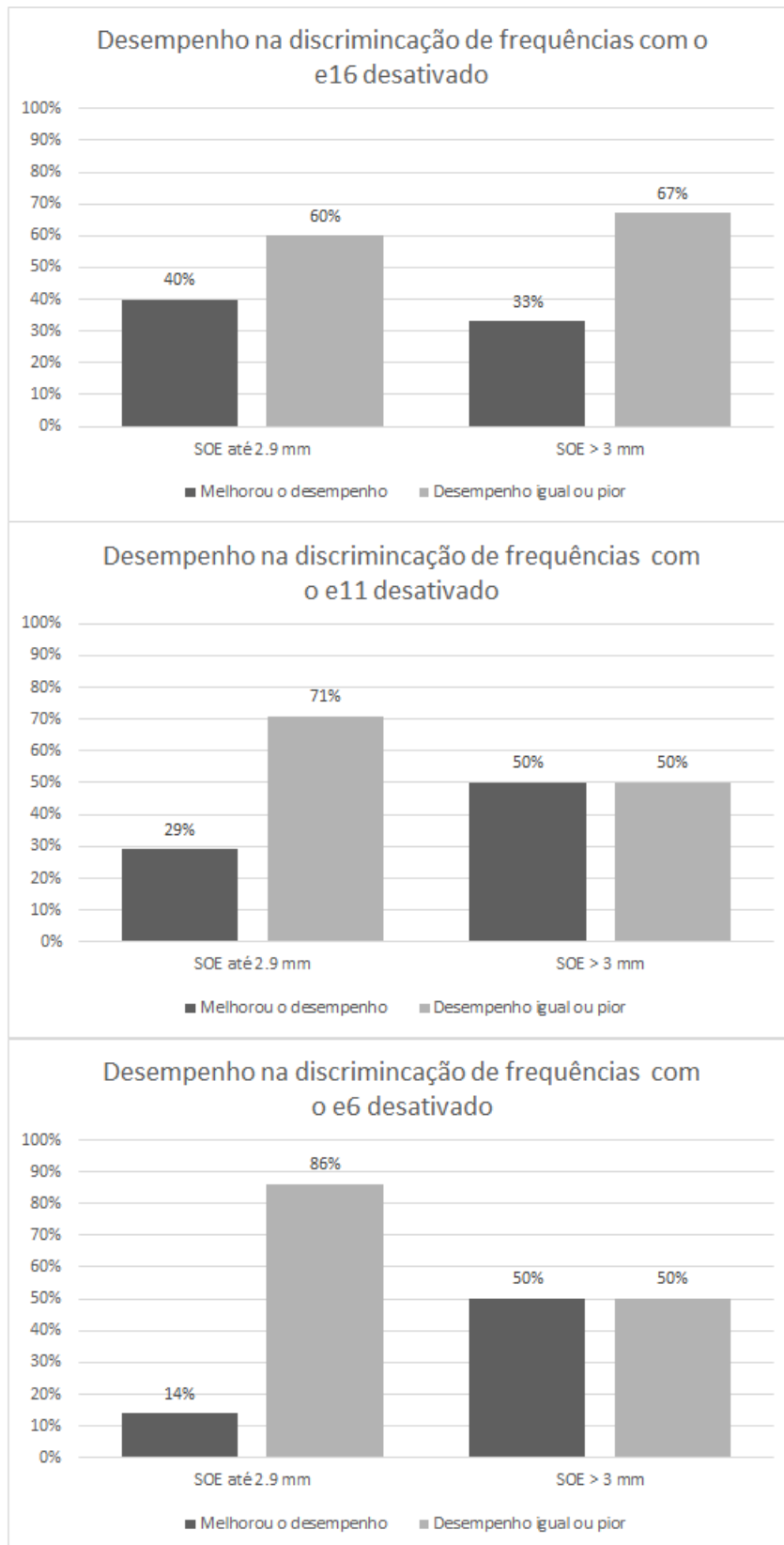


Figura 8. Porcentagem de indivíduos que apresentaram melhora ou piora/inalteração do desempenho da discriminação de frequência, separados por grupo com SOE menor que 3 mm e a partir de 3 mm, após a desativação dos eletrodos e16 (A), e11 (B) e e6 (C).

A variação do desempenho de discriminação de frequências de cada sujeito e a média nos novos programas está na tabela 10.

Tabela 10. Variação do desempenho na discriminação de harmônicos entre o resultado no mapa em uso (PU) e os novos programas de cada sujeito, e mediana (mínimo e máximo) da amostra estudada.

	PD16	PD 11	PD 6
1	-25	5	-6
2	57	14	32
3	-2	-5	-13
4	6	27	6
5	5	31	31
6	0	-4	20
7	-6	-5	2
8	23	6	0
9	9	9	30
10	NR	NR	NR
11	NR	NR	NR
12	NR	NR	NR
Mediana	5 (-25 – 57)	6 (-5 - 31)	6 (-13 – 32)

Legenda: NR. Não realizado

5. DISCUSSÃO

O objetivo desse estudo foi avaliar se a dispersão da excitação (SOE) poderia ser utilizada como marcador de interação de canais deletéria, chegando a um valor de largura da SOE preditivo para a desativação de eletrodo para melhorar o reconhecimento de fala no silêncio ou no ruído, e na discriminação de frequências.

Foi possível observar que os pacientes que tiveram largura da SOE maior ou igual a 3,0 mm nos eletrodos 16 ou 11, quando foram desativados, houve melhora no desempenho de reconhecimento de monossílabos no silêncio. Não foi possível chegar a valores otimizados de largura de SOE para melhora dos testes de fala no ruído e discriminação de frequências, entretanto, o reconhecimento de monossílabos poderia ser considerado mais dependente da contribuição espectral, por ter menor carga semântica.

A desativação guiada de eletrodos buscando melhorar o desempenho de reconhecimento de fala dos pacientes implantados tem sido explorada pela literatura, porém, ainda há discussão sobre o melhor método a ser utilizado e o número de eletrodos que devem ou podem ser desativados.

Como a desativação no nosso estudo foi realizada um eletrodo por vez, foi possível observar que todos os pacientes que tiveram largura da SOE igual ou maior a 3,0 mm nos eletrodos apicais (e16) ou mediais (e11), quando tiveram um desses eletrodos desativados, melhoraram o desempenho no teste de reconhecimento de monossílabos no silêncio. A sensibilidade e especificidade para esse ponto de corte foram altas, sendo 100% de sensibilidade e especificidade para o e16 e 75% de sensibilidade e 100% de especificidade para o e11. Esse resultado sugere que o teste da SOE pode ser sensível para encontrar onde está ocorrendo uma interação de canais prejudicial ao desempenho do paciente e, mesmo um eletrodo com resposta ruim, pode ser suficiente para limitar o resultado do paciente na identificação de padrões espectrais específicos para o reconhecimento de monossílabos.

Nosso estudo propôs a desativação guiada pela SOE, por ser um teste clinicamente disponível no software e de rápida execução (1 minuto e 28 segundos por eletrodo). Os demais estudos realizados com a abordagem de desativação, utilizaram diferentes métodos para chegar à hipótese da necessidade de desativação de eletrodo. Noble et al. (2013) propuseram a identificação do eletrodo a ser desativado a partir de imagens de

tomografia computadorizada (TC), o que expõe os pacientes a radiação, e reconheceram que o maior obstáculo para determinar a relação espacial entre os eletrodos e o gânglio espiral está justamente em identificar as células do gânglio espiral in vivo, pois as fibras nervosas têm diâmetro da ordem de microns, sendo muito pequenas para serem identificadas à TC.

No estudo de Danieli et al. (2021) também propuseram a desativação baseada no posicionamento do eletrodo a partir de imagens tomográficas, porém limitando a quantidade de eletrodos desativados em até oito. Para identificar qual eletrodo desativar o grupo fez uma imagem 3D a partir da tomografia de feixe cônico (*conebeam*), e uma equação do posicionamento radial ideal para comparar com o posicionamento real, e então os eletrodos na posição não ideal – com maior distância das células ganglionares ou sugestiva de dobra no feixe - foram desativados. Das 14 orelhas testadas, houve melhora de desempenho em 13 e apenas um paciente permaneceu com os mesmos resultados. A melhora média do reconhecimento de fala foi de 12% no silêncio e 13% no ruído. O grupo sugeriu com o trabalho que a programação baseada por imagens, desativando eletrodos em posições não ideais, é benéfico para a inteligibilidade de fala, desde que limitando a quantidade de eletrodos desativados.

Em nosso estudo também pudemos observar que, quando eletrodos com dispersão abaixo de 3 mm foram desativados, a maioria dos pacientes pioraram o seu desempenho em monossílabos, como visto na figura 6 e na tabela 7. Todos os pacientes (100%) com dispersão abaixo de 3 mm pioraram com a desativação do e16, 89% pioraram com a desativação do e11 e 71% com a dispersão do e6. Esse achado corrobora a nossa hipótese de que a SOE pode guiar a decisão clínica de qual eletrodo está sendo importante para o reconhecimento de fala e qual pode ser desativado, pois está prejudicando o desempenho. Além de ir de encontro com a literatura, que os pacientes podem se beneficiar com mais eletrodos (Schvartz-Leyzac et al., 2017).

Além da programação guiada por imagens, outra forma para identificar interação de canais deletéria é por testes comportamentais. Saleh et al. (2013), usaram o teste de diferenciação de eletrodos a partir de um dispositivo de programação específico para pesquisa, para prever a interação e canais. Nesse estudo, eles desativaram os eletrodos da região com menor percepção e houve melhora média de 10% no reconhecimento de sentenças e 4 dB no limiar de ruído para reconhecimento de fala. Dos 25 sujeitos

pesquisados 64% melhoraram nos testes e 80% referiram qualidade auditiva melhor. Já Zhou (2016; 2017) buscou a interação de canais deletéria também de forma comportamental, a partir dos limiares comportamentais do nível mínimo de corrente em baixa velocidade (80 pulsos por segundo), sendo que quanto maior o limiar, maior a interação de canal. Foram desativados os cinco “piores” eletrodos, e os oito pacientes testados tiveram melhora no limiar de ruído para reconhecimento de fala e no teste de resolução temporal, com significância estatística.

A vantagem de utilizar a largura da SOE para acessar a interação de canais do paciente, é por ser um exame objetivo, rápido e de fácil acesso, uma vez que é realizado no próprio software de programação e pode ser feito pelo audiologista em qualquer retorno do paciente.

Apesar desse resultado promissor da largura da SOE e o desempenho no reconhecimento de monossílabos, esse resultado não se reproduziu no eletrodo basal 6. Silva et al. (2020) compararam a largura da SOE com reconhecimento de monossílabos, separado por eletrodo reto e periomodiolar. Encontraram maior SOE nos eletrodos retos e, com relação ao teste de fala, encontraram relação inversamente proporcional da largura da SOE com o resultado de reconhecimento de monossílabos apenas no eletrodo periomodiolar, nos eletrodos 16 e 11, com significância estatística no e11. Nesse estudo, não houve relação de largura da SOE com reconhecimento de monossílabos na região basal, o que também combina com nossos achados.

Na pesquisa de Lee et al (2019), o grupo encontrou que os eletrodos da base da cóclea (do e1 ao e6) têm maior diferença no limiar na NRT intraoperatório entre os feixes retos (CI 422) e feixes perimodiolares (CI 24 RE CA). Os autores levantaram a possibilidade de isso acontecer pois na base a população neural sobrevivente tende a ser menor e a distância entre o eletrodo e modíolo é maior na base, e essa diferença é mais notável nos feixes retos, já que ele fica na parede lateral. Diferentemente desse resultado, Tsuji et al. (2009) compararam o limiar da NRT no feixe periomodiolar CI24RE CA, antes e depois da remoção do estilete, permitindo a observação no mesmo paciente do efeito do feixe periomodiolar ainda reto antes da remoção estilete e depois quando assume a posição próxima ao modíolo. Encontraram que a maior diferença no limiar da resposta neural foi no ápice, sugerindo que na base da cóclea o feixe de eletrodo estava ancorado na cocleostomia.

Essas considerações são importantes pois o nível do limiar da NRT tem impacto na intensidade do estímulo usado para a medida da SOE. E à medida que o nível de estímulo aumenta, o número de neurônios recrutados por um estímulo elétrico aumenta consideravelmente (Morris e Pfungst, 2001). Como o gráfico da SOE é formado a partir das amplitudes das respostas neurais de cada eletrodo prova e mascaradores, a intensidade do estímulo interfere no padrão de resposta. Hughes e Stille (2010) avaliaram os efeitos do nível de estímulo no padrão de mascaramento espacial, para determinar se o aumento do nível de estímulo resultava sistematicamente em padrões mais amplos. Os dados foram obtidos em eletrodo basal, médio e apical, em 18 indivíduos (N = 9 Advanced Bionics, N = 9 Nucleus Cochlear) e encontraram, no geral, padrões mais amplos para níveis de estimulação mais altos, em comparação com níveis mais baixos. Apesar disso, alguns sujeitos não mostraram diferença nos padrões de mascaramento espacial entre os níveis. Semelhante a esse resultado, Biesheuvel et al. (2022) avaliaram a SOE em 24 pacientes implantados com feixes retos e observaram que níveis de correntes menores estão relacionados a padrões de excitação mais estreitos.

Em nosso estudo utilizamos, preferencialmente, o nível máximo de conforto medido do paciente (nível C) para a coleta da dispersão da excitação pois esse nível é a maior energia que o implante coclear irá gerar, traduzindo de forma mais fiel a condição de dispersão de excitação no mapa em uso. Ou seja, as respostas de SOE encontradas permitiram obter a imagem do padrão da excitação gerado pelo programa de uso diário do paciente. Quando comparamos os grupos de pacientes com a SOE até 3 mm e o grupo com a SOE igual ou maior que 3 mm, não houve diferença significativa entre o nível de corrente usado para medir a SOE, sugerindo que em ambos os grupos o valor de corrente foi semelhante. Podemos inferir, então, que a largura da SOE foi influenciada por outros fatores, como um posicionamento não adequado ou densidade neural, justificando a melhora do reconhecimento de fala no silêncio, quando o eletrodo foi desativado.

Além da intensidade do estímulo, a literatura nos mostra que a SOE também é significativamente diferente a depender da região da cóclea e desenho do eletrodo, sendo eletrodos retos e a região apical com maior dispersão de excitação (He et al., 2017). Isso nos leva a pensar que o valor de 3.0 mm, apesar de ter sido suficiente no e16 e e11, com boa acurácia, para melhorar o desempenho em monossílabos, pode não ser adequado a todos os feixes e em todas as regiões da cóclea, uma vez que há diferenças consideráveis entre eles. Faz-se necessário um estudo com maior número de sujeitos, em que se possa

separar as regiões da cóclea por tipo de feixe (reto e periomodiolar), e seu comportamento nos testes de fala.

Quanto a repercussão da desativação de eletrodos no reconhecimento de fala no ruído e na discriminação de frequências, não foi observado neste estudo melhora em nenhum dos eletrodos testados. A curva ROC demonstrou que não houve um ponto de largura de SOE que se relacionava, com significância, com a melhora ou piora nesses testes.

Diferente de nossos resultados, outros estudos conseguiram observar melhora no ruído e/ou testes de resolução espectral (Noble et al., 2013; Noble et al., 2014; Zhou 2016; Daniele et al., 2021). Mas, neste estudo, nós desativamos apenas um eletrodo por vez, enquanto as outras pesquisas desativaram, no mínimo, cinco eletrodos. Não desativamos mais de um eletrodo, pois idealmente, não há uma estimativa de quantos eletrodos poderiam ser desativados, sem prejuízo de desempenho, uma vez que, quanto mais complexo for o sinal, mais eletrodos se fazem necessários, e alguns pacientes podem se beneficiar com o máximo de eletrodos possível (Croghan et al., 2017). No estudo de Noble et al., 2014, por exemplo, houve pacientes com muitos eletrodos desativados que pioraram o desempenho, mesmo quando estes estavam em posições não ideais. Um dos contrapontos a esse fator, foi a limitação de eletrodos desativados, como no estudo de Danieli et al., 2021, que limitaram em cinco.

Como um único eletrodo desativado no ápice ou região medial foi suficiente para melhorar o reconhecimento de monossílabos no silêncio, uma hipótese é de que, para sinais mais complexos, é necessário diminuir ainda mais a interação entre os canais para conseguir observar algum benefício, justificando a desativação de mais de um eletrodo.

Scheperle e Abbas (2016) no seu estudo sobre seletividade periférica espacial, chamam atenção para os seguintes fatos: o processamento periférico pode não ser suficiente para entender as diferenças no reconhecimento de fala, especialmente em sons complexos que dependem mais do processamento central; fazer a medida do ECAP para avaliar a interação de canais em eletrodos muito espaçados (como usar apenas um em cada região da cóclea), não captura a variabilidade de seletividade espacial ao longo do feixe de eletrodo, ainda mais importante para sinais complexos de fala e; a avaliação da interação de canais pela largura em milímetros de eletrodos individuais é mais susceptível ao tipo de estimulação, posição do eletrodo e nível de corrente. Esses fatores –

processamento central, avaliação da SOE por eletrodo individual e teste em apenas um eletrodo por região - podem explicar a falta de relação com os resultados de fala no ruído.

No nosso estudo, também observamos que o pico da SOE, muitas vezes, não foi no eletrodo estimulado, sugerindo que a maior estimulação ocorreu em fibras responsivas adjacentes, que deveriam responder por outro eletrodo, podendo ter causado uma estimulação transversal, mesmo com a largura em milímetros baixa. E, ainda, há pacientes que nunca chegam na amplitude zero, ou seja, mesmo eletrodos mascaradores remotos ao eletrodo-prova ainda estão sendo estimulados. Logo, apesar de alguns pacientes terem uma largura da SOE estreita, abaixo do ponto de corte sugerido, tinham o pico deslocado ou curva com padrão assimétrico, sugerindo que há uma distorção tonotópica do sinal. Hughes e Abbas (2006) também encontraram em seu estudo pacientes com mesma largura de SOE no ponto 0.75 da curva, porém com padrões de estimulação e morfologia bem distintos, o que pode dificultar usar apenas a medida em milímetros. Apesar de no nosso estudo não ter tido diferença estatística entre os grupos o deslocamento do pico, não foi pesquisado e não encontramos na literatura a relação do deslocamento do pico com o reconhecimento de fala e discriminação de frequência. Uma combinação da largura da SOE com o pico de maior estimulação, poderia ajudar a escolher qual eletrodo desativar.

Outra variável importante na SOE é a amplitude do pico. No nosso estudo houve uma grande variação da amplitude, indo de 12.64 a 472.22 μV , sendo que esses valores remetem a quantidade de fibras recrutadas responsivas na região. Um padrão de excitação com uma amplitude baixa e pico deslocado, mesmo que tenha uma largura adequada em mm, poderia sugerir uma região com gap de inervação - “zona morta neural” (Abbas et al., 2004). Como a quantidade de células ganglionares remanescentes impacta na resolução espectral, a amplitude pode ser um fator de atenção junto à largura. Padilla e Landsberger (2016) em seu estudo com corrente focada para diminuição da interação de canais, observaram que há muita variabilidade de redução entre os pacientes e entre as regiões cocleares. Um dos fatores citados por eles é a sobrevivência neural, visto que, se determinada região tem poucas células remanescentes, então precisa de mais corrente, até atingir determinada amplitude e dispersão, que corresponda a uma sensação de loudness adequada.

No nosso estudo, apesar da grande variação de amplitude, não houve diferença entre o grupo com SOE < 3 mm e ≥ 3 mm, sugerindo que a amplitude não interferiu na dispersão mais ampla ou mais estreita. Não foi possível identificar, no entanto, se a amplitude interfere no desempenho de reconhecimento de fala.

Logo, o eletrodo pico e a amplitude podem ter impacto em habilidades de percepção de fala, especialmente as mais complexas, como fala no ruído. Entretanto, ainda não há na literatura uma caracterização da curva da SOE esperada, com amplitude, eletrodo-pico e largura. Novos estudos poderiam abordar essa frente de caracterização da SOE para guiar as desativações se baseando não apenas na largura.

A literatura nos mostra outra forma, diferente da largura em mm, para analisar a SOE e ter acesso a interação de canais, o chamado “índice de separação de canais” faz uma comparação de amplitudes normalizadas em duplas de eletrodo, comparando se os dois eletrodos comparados são mais ou menos independentes (Hughes, 2008). Essa forma de avaliar teve relação significativa com discriminação de *pitch* (Hughes, 2008) e foi o melhor preditor de desempenho de fala no ruído na pesquisa de Scheperle e Abbas, 2006. Porém, nesta pesquisa, os autores citam que a desvantagem desse método de avaliação é a falta de praticidade para obter o resultado e aplicar o cálculo em cada um dos pares, diferentemente da largura em milímetros que é apresentada de forma automática e imediata pelo software.

Por último, no teste de discriminação de frequências acreditamos que não houve uma relação com a largura da SOE pois o teste avalia a região de 200 a 414Hz, enquanto os eletrodos citados são responsáveis por outras regiões de frequências, sendo que o eletrodo 16, responsável pelas frequências mais graves pesquisadas, tem a frequência inferior de 938 Hz e superior de 1063 Hz. Para avaliar, então, a discriminação de frequências com a desativação de eletrodos e sua possível relação com a SOE, novos estudos precisam ser feitos com um teste com uma banda de frequências mais ampla.

Sabe-se que os pacientes com implante coclear têm uma pobre resolução espectral, provavelmente por uma combinação de alguns fatores como número de eletrodos pequeno, a população neural remanescente no gânglio espiral e a dispersão da corrente elétrica dentro da cóclea (Noble et al., 2014). Como os dois primeiros fatores tem uma limitação na possibilidade de intervenção, a identificação da interação de canais dentro

da cóclea e a desativação de eletrodos com interação deletéria é o fator mais prático para melhorar a resolução espectral dos pacientes com IC e aprimorar seus resultados.

O diferencial do nosso estudo foi ter utilizado a medida da SOE, já disponível no software da empresa, como marcador de interação de canais deletéria, trazendo aplicabilidade clínica de forma rápida e objetiva. A utilização da SOE para guiar a desativação de um eletrodo torna-se uma nova ferramenta objetiva, dentro do software, para o audiólogista conseguir fazer uma melhor programação, buscando melhorar a qualidade sonora e a inteligibilidade de fala do paciente.

Entretanto, pelo número da amostra reduzido, não conseguimos fazer a separação dos pacientes por tipo de feixe, buscando uma melhor caracterização da SOE e sua implicação nos resultados dos testes de reconhecimento de fala, o que resultou em uma limitação do trabalho. Além disso, também não foi comparada a SOE com exame de imagem que possibilite a visualização do posicionamento do eletrodo dentro da cóclea.

Sendo assim, para futuros estudos, sugerimos buscar uma melhor caracterização da largura da SOE em um número maior de regiões da cóclea, separando os tipos de feixes de eletrodos, incluindo o impacto da amplitude e do eletrodo pico no reconhecimento de fala.

6. CONCLUSÃO

A dispersão da excitação permitiu a identificação de regiões com interação de canais deletéria.

Para a desativação de eletrodo, foi encontrado o ponto de corte de 3 mm de largura da dispersão da excitação no eletrodo apical (e16) e medial (e11) que tiveram impacto com significância estatística na melhora do reconhecimento de monossílabos no silêncio.

Não encontramos relação entre a desativação de um eletrodo e a melhora ou não na discriminação de fala no ruído e discriminação de frequências.

7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Abbas PJ, Brown CJ, Shallop JK, Firszt JB, Hughes ML, Hong SH, Staller SJ. Summary of results using the nucleus CI24M implant to record the electrically evoked compound action potential. *Ear Hear.* 1999 Feb;20(1):45-59.
- Abbas PJ, Hughes ML, Brown CJ, Miller CA, South H. Channel interaction in cochlear implant users evaluated using the electrically evoked compound action potential. *Audiol Neurootol.* 2004 Jul-Aug;9(4):203-13.
- Bento RF, Brito Neto R, Castilho AM, Goffi-Gomez MVS, Giorgi SB, Guedes MC. Resultados auditivos com o implante coclear multicanal em pacientes submetidos a cirurgia no Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo. *Rev. Bras. Otorrinolaringol.* 2004; 70 (5): 632-637.
- Berg KA, Noble JH, Dawant BM, Dwyer RT, Labadie RF, Gifford RH. Speech recognition as a function of the number of channels in perimodiolar electrode recipients. *J Acoust Soc Am.* 2019;145(3):1556. doi:10.1121/1.5092350
- Berg KA, Noble JH, Dawant BM, Dwyer RT, Labadie RF, Gifford RH. Speech recognition with cochlear implants as a function of the number of channels: Effects of electrode placement. *J Acoust Soc Am.* 2020 May;147(5):3646.
- Berg KA, Noble JH, Dawant BM, Dwyer RT, Labadie RF, Gifford RH. Speech recognition as a function of the number of channels for an array with large inter-electrode distances. *J Acoust Soc Am.* 2021
- Bierer JA, Litvak L. Reducing Channel Interaction Through Cochlear Implant Programming May Improve Speech Perception: Current Focusing and Channel Deactivation. *Trends Hear.* 2016 Jun 17;20.
- Biesheuvel JD, Briaire JJ, de Jong MAM, Boehringer S, Frijns JHM. Channel discrimination along all contacts of the cochlear implant electrode array and its relation to speech perception. *Int J Audiol.* 2019 May;58(5):262-268
- Biesheuvel JD, Briaire JJ, Kalkman RK, Frijns JHM. The effect of stimulus level on excitation patterns of individual electrode contacts in cochlear implants. *Hear Res.* 2022 Jul;420:108490. doi: 10.1016/j.heares.2022.108490. Epub 2022 Mar 25. PMID: 35395510.
- Cohen LT, O'Leary SJ, Saunders E, Knight MR, Cowan RSC: Modelling methods tailored to human psychophysical and ECAP data: Practical applications to sound processing. Abstracts of Conference on Implantable Auditory Prostheses, Pacific Grove, 2001
- Cohen LT, Busby PA, Cowan RSC: Measurement of spatial spread of neural excitation, using NRT (version 3) in the Nucleus Cochlear Implant System. 7th International Cochlear Implant Conference, Manchester, UK, 2002, p 53.
- Cohen LT, Saunders E, Richardson LM. Spatial spread of neural excitation: comparison of compound action potential and forward-masking data in cochlear implant recipients. *Int J Audiol.* 2004 Jun;43(6):346-55.
- Croghan NBH, Duran SI, Smith ZM. Re-examining the relationship between number of cochlear implant channels and maximal speech intelligibility. *J Acoust Soc Am.* 2017

- Dec;142(6):EL537. doi: 10.1121/1.5016044. Erratum in: J Acoust Soc Am. 2018 May;143(5):2621. PMID: 29289062.
- Danieli F, Bevilacqua MC. Reconhecimento de fala em crianças usuárias de implante coclear utilizando dois diferentes processadores de fala. *Audiol., Commun. Res.* 2013 Mar; 18(1): 17-23.
- Danieli F, Dermacy T, do Amaral MSA, Reis ACMB, Gnansia D, Hyppolito MA. Auditory performance of post-lingually deafened adult cochlear implant recipients using electrode deactivation based on postoperative cone beam CT images. *Eur Arch Otorhinolaryngol.* 2021 Apr;278(4):977-986.
- Fu QJ, Nogaki G. Noise susceptibility of cochlear implant users: the role of spectral resolution and smearing. *J Assoc Res Otolaryngol.* 2005;6(1):19-27.
- Gifford RH, Noble JH, Camarata SM, et al. The Relationship Between Spectral Modulation Detection and Speech Recognition: Adult Versus Pediatric Cochlear Implant Recipients. *Trends Hear.* 2018; 22: 2331216518771176. doi:10.1177/2331216518771176
- Goffi-Gomez MVS, Magalhaes ATM. Ativação e programação do implante coclear. In: : Bento R, Lima R Jr, Tsuji R, Goffi-Gomez M, Lima D, Brito R, editores. *Tratado de implante coclear e prótese auditivas implantáveis.* São Paulo: Thieme; 2014. p. 335-45
- Grimm R, Pettinato M, Gillis S, Daelemans W. Simulating speech processing with cochlear implants: How does channel interaction affect learning in neural networks?. *PLoS One.* 2019;14(2):e0212134.
- Harris RW, Goffi MVS, Pedalini MEB, Merrill A, Gygi MA. Psychometrically equivalent Brazilian portuguese bisyllabic word recognition spoken by male and female talkers. *Pró-fono.* 2001;13(2):249-262.
- He S, Teagle HFB, Buchman CA. The Electrically Evoked Compound Action Potential: From Laboratory to Clinic. *Front. Neurosci.* 2017 jun; 11:339.
- Hughes ML, Abbas PJ. The relation between electrophysiologic channel interaction and electrode pitch ranking in cochlear implant recipients. *J Acoust Soc Am.* 2006 Mar;119(3):1527-37. doi: 10.1121/1.2163273. PMID: 16583898.
- Hughes ML. A re-evaluation of the relation between physiological channel interaction and electrode pitch ranking in cochlear implants. *J Acoust Soc Am.* 2008 Nov;124(5):2711-4.
- Hughes ML, Stille LJ. Effect of stimulus and recording parameters on spatial spread of excitation and masking patterns obtained with the electrically evoked compound action potential in cochlear implants. *Ear Hear.* 2010 Oct;31(5):679-92.
- Jeddi Z, Lotfi Y, Moossavi A, Bakhshi E, Hashemi SB. Correlation between Auditory Spectral Resolution and Speech Perception in Children with Cochlear Implants. *Iran J Med Sci.* 2019;44(5):382-389.
- Jones GL, Won JH, Drennan WR, Rubinstein JT. Relationship between channel interaction and spectral-ripple discrimination in cochlear implant users. *J Acoust Soc Am.* 2013;133(1):425–433.

- Labadie RF, Noble JH, Hedley-Williams AJ, Sunderhaus LW, Dawant BM, Gifford RH. Results of Postoperative, CT-based, Electrode Deactivation on Hearing in Prelingually Deafened Adult Cochlear Implant Recipients. *Otol Neurotol*. 2016;37(2):137-145.
- Lai WK, Dillier N. A simple two-component model of the electrically evoked compound action potential in the human cochlea. *Audiol Neurootol*. 2000;5(6):333-345. doi:10.1159/000013899
- Landsberger DM, Srinivasan, AG. Virtual Channel Discrimination is Improved by Current Focusing in Cochlear Implant Recipients. *Hear Res*. 2009 Aug;254(1-2):34-41.
- Lee, JY, Hong, SH, Moon, I., Kim, EY, Baek, E, Seol, HY, & Kang, S. (2019). Effect of Cochlear Implant Electrode Array Design on Electrophysiological and Psychophysical Measures: Lateral Wall versus Perimodiolar Types. *J Audiol Otol*. 2019 Jul; 23(3): 145–152.
- Morris DJ, Pflugst BE. Effects of electrode configuration and stimulus level on rate and level discrimination with cochlear implants. *J Assoc Res Otolaryngol*. 2000;1(3):211-223. doi:10.1007/s101620010022
- Noble JH, Labadie RF, Gifford RH, Dawant BM. Image-guidance enables new methods for customizing cochlear implant stimulation strategies. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*. 2013 Sep;21(5):820-9.
- Noble JH, Gifford RH, Hedley-Williams AJ, Dawant BM, Labadie RF. Clinical evaluation of an image-guided cochlear implant programming strategy. *Audiol Neurootol*. 2014;19(6):400-11.
- Noble JH, Hedley-Williams AJ, Sunderhaus L, et al. Initial Results with Image-guided Cochlear Implant Programming in Children. *Otol Neurotol*. 2016;37(2):e63-e69.
- Oliveira JAA. Implante coclear. *Medicina (Ribeirão Preto)* 2005, 38 (3/4): 262-272.
- Pereira LD, Schochat E. Testes Auditivos Comportamentais Para Avaliação do Processamento Auditivo Central [CD-ROM]. São Paulo: Pró-Fono; 2011. 1 vol. CD-ROM.
- Saleh SM, Saeed SR, Meerton L, Moore DR, Vickers DA. Clinical use of electrode differentiation to enhance programming of cochlear implants. *Cochlear Implants Int*. 2013 Nov;14 Suppl 4:S16-8.
- Silva JC, Goffi-Gomez MVS, Magalhães AT, Tsuji RK, Bento RF. Is the spread of excitation width correlated to the speech recognition in cochlear implant users? *Eur Arch Otorhinolaryngol*. 2021 Jun;278(6):1815-1820.
- Srinivasan AG; Landsberger DM; Shannon RV. Current Focusing Sharpens Local Peaks of Excitation in Cochlear Implant Stimulation. *Hear Res*. 2010 December 1; 270(1-2): 89–100.
- Srinivasan AG, Padilla M, Shannon RV, Landsberger DM. Improving speech perception in noise with current focusing in cochlear implant users. *Hear Res*. 2013; 299:29–36.

Stickney GS, Loizou PC, Mishra LN, Assmann PF, Shannon RV, Opie JM. Effects of electrode design and configuration on channel interactions. *Hear Res.* 2006 Jan;211(1-2):33-45.

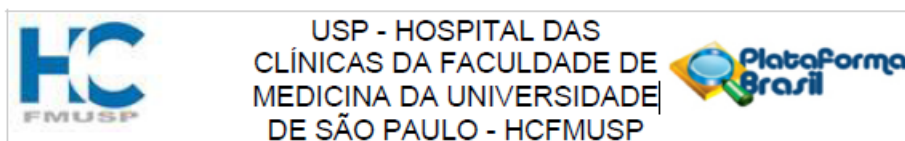
Winn MB, Litovsky RY. Using speech sounds to test functional spectral resolution in listeners with cochlear implants. *J Acoust Soc Am.* 2015;137(3):1430-1442.

Zhou N. Monopolar Detection Thresholds Predict Spatial Selectivity of Neural Excitation in Cochlear Implants: Implications for Speech Recognition. *PLoS One.* 2016; 11(10):e0165476. 2016 Oct 31.

Zhou N. Deactivating stimulation sites based on low-rate thresholds improves spectral ripple and speech reception thresholds in cochlear implant users. *J Acoust Soc Am.* 2017 Mar;141(3):EL243

ANEXOS

Anexo 1. Aprovação comitê de ética



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: Efeitos da desativação direcionada de eletrodos no reconhecimento de fala no silêncio e no ruído

Pesquisador: Maria Valéria Schmidt Goffi Gomez

Área Temática:

Versão: 1

CAAE: 30389220.4.0000.0068

Instituição Proponente: Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da USP

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 3.974.822

Apresentação do Projeto:

O projeto de pesquisa intitulado: "Efeitos da desativação direcionada de eletrodos no reconhecimento de fala no silêncio e no ruído" trata-se de um estudo experimental, de corte transversal e abordagem quantitativa a ser desenvolvido no mestrado de Juliana Coutinho da Silva sob orientação da Dra. Maria Valéria Schmidt Goffi Gomez no ambulatório de implante coclear do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da USP. O estudo será realizado com 20 pacientes pós linguais usuários de Implante Coclear durante um dos retornos de rotina, em que serão realizados mapas com desativação de eletrodo na região apical, medial e basal da cóclea, a partir teste de dispersão de excitabilidade (SOE) nos eletrodos 6, 11 e 16. O teste de dispersão de excitabilidade (SOE) é uma medida objetiva realizada a partir da telemetria de resposta neural, capaz de prover informações sobre a interação entre os canais no implante coclear (IC). Com os novos mapas, serão testados o limiar de discriminação de fala no ruído, discriminação de harmônicos e audiometria. A hipótese dos pesquisadores é a de que se uma grande dispersão de excitabilidade faz com que ocorra sobreposição de fibras neurais, e, conseqüentemente, o paciente tem uma pior resolução espectral, então será possível observar pela SOE a região do eletrodo que responde desproporcionalmente a outro estímulo e desativá-los, melhorando a discriminação de fala no silêncio e ruído.

Serão incluídos no estudo adultos, usuários de implante coclear entre 1 e 5 anos, com a perda de

Endereço: Rua Ovídio Pires de Campos, 225 5º andar
Bairro: Cerqueira Cesar **CEP:** 05.403-010
UF: SP **Município:** SAO PAULO
Telefone: (11)2661-7585 **Fax:** (11)2661-7585 **E-mail:** cappesq.adm@hc.fm.usp.br



Continuação do Parecer: 3.974.822

audição instalada no período pós-lingual, programação estável, avaliada por um audiologista experiente. Os procedimentos a serem realizados e a coleta de dados em prontuários eletrônicos fazem parte da rotina do ambulatório.

Objetivo da Pesquisa:

O objetivo deste estudo é avaliar se a desativação de eletrodos na região de dispersão ampla da corrente (em regiões que a largura SOE exceda 2 eletrodos adjacentes), mostrada pela SOE, pode melhorar o desempenho do paciente com implante coclear. Os objetivos secundários serão: analisar se a dispersão de excitabilidade (SOE) é uma medida sensível capaz de prever qual eletrodo poderá ser desativado para reduzir, em milímetros, o tamanho da dispersão do campo elétrico; e identificar se a desativação de eletrodos adjacentes com mesma amplitude durante a medida da SOE melhora o limiar de discriminação de harmônicos.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Os autores destacam que os procedimentos envolvidos na pesquisa são avaliações e testes feitos rotineiramente na rotina do ambulatório, objetivos, rápidos e não-invasivos, onde não é esperado qualquer dor, desconforto ou risco. Como benefícios destacam um maior conhecimento sobre a interação entre os eletrodos do implante coclear e suas possíveis implicações clínicas para melhorar a discriminação de frequência e consequente reconhecimento da fala no silêncio e no ruído.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

O estudo apresenta relevância clínica, social e científica e os resultados poderão trazer conhecimentos inovadores aos especialistas. Tanto os objetivos do estudo quanto a metodologia proposta e a justificativa para o projeto estão claramente descritos.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Os documentos foram apresentados e estão em conformidade, incluindo o TCLE que apresenta-se adequado à proposta.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

O estudo apresenta relevância clínica, social e científica e os resultados poderão trazer conhecimentos inovadores aos especialistas. Acredito não haver impedimentos para a realização da pesquisa.

Considerações Finais a critério do CEP:

Em conformidade com a Resolução CNS nº 466/12 – cabe ao pesquisador: a) desenvolver o projeto

Endereço: Rua Ovídio Pires de Campos, 225 5º andar
Bairro: Cerqueira Cesar CEP: 05.403-010
UF: SP Município: SAO PAULO
Telefone: (11)2661-7585 Fax: (11)2661-7585 E-mail: cappelq.adm@hc.fm.usp.br



Continuação do Parecer: 3.974.622

conforme delineado; b) elaborar e apresentar relatórios parciais e final; c) apresentar dados solicitados pelo CEP, a qualquer momento; d) manter em arquivo sob sua guarda, por 5 anos da pesquisa, contendo fichas individuais e todos os demais documentos recomendados pelo CEP; e) encaminhar os resultados para publicação, com os devidos créditos aos pesquisadores associados e ao pessoal técnico participante do projeto; f) justificar perante ao CEP interrupção do projeto ou a não publicação dos resultados.

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BASICAS_DO_PROJETO_1419584.pdf	27/03/2020 11:41:11		Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLE_Juliana_DesativacaoEletrodo.docx	26/03/2020 17:20:32	Juliana Coutinho da Silva	Aceito
Cronograma	Cronograma_JulianaCoutinho2.docx	25/03/2020 08:45:11	Maria Valéria Schmidt Goffi Gomez	Aceito
Folha de Rosto	FR_Valeria.pdf	20/02/2020 11:46:24	Maria Valéria Schmidt Goffi Gomez	Aceito
Outros	RegistroEletronico0001.pdf	20/02/2020 11:40:22	Maria Valéria Schmidt Goffi Gomez	Aceito
Outros	Parecer_para_uso_dados_digitais_ORL.pdf	27/12/2019 10:50:18	Maria Valéria Schmidt Goffi Gomez	Aceito
Outros	DecPatrocinio0001.pdf	11/12/2019 12:46:05	Maria Valéria Schmidt Goffi Gomez	Aceito
Outros	FormRetrospectivo0001.pdf	11/12/2019 12:39:21	Maria Valéria Schmidt Goffi Gomez	Aceito
Outros	CCompromisso0001.pdf	11/12/2019 12:38:33	Maria Valéria Schmidt Goffi Gomez	Aceito
Outros	CAnuencia0001.pdf	11/12/2019 12:37:47	Maria Valéria Schmidt Goffi Gomez	Aceito
Outros	AproDpto0001.pdf	11/12/2019 12:37:28	Maria Valéria Schmidt Goffi	Aceito

Endereço: Rua Ovídio Pires de Campos, 225 5º andar
Bairro: Cerqueira Cesar CEP: 05.403-010
UF: SP Município: SAO PAULO
Telefone: (11)2661-7585 Fax: (11)2661-7585 E-mail: cappesq.adm@hc.fm.usp.br



USP - HOSPITAL DAS
CLÍNICAS DA FACULDADE DE
MÉDICINA DA UNIVERSIDADE
DE SÃO PAULO - HCFMUSP



Continuação do Parecer: 3.974.822

Outros	AproDpto0001.pdf	11/12/2019 12:37:28	Gomez	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	Projeto.docx	11/12/2019 12:36:38	Maria Valéria Schmidt Goffi Gomez	Aceito

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

SAO PAULO, 16 de Abril de 2020

Assinado por:

ALFREDO JOSE MANSUR
(Coordenador(a))

Endereço: Rua Ovídio Pires de Campos, 225 5º andar

Bairro: Cerqueira Cesar CEP: 05.403-010

UF: SP Município: SAO PAULO

Telefone: (11)2661-7585 Fax: (11)2661-7585 E-mail: cappesq.adm@hc.fm.usp.br

Anexo 2. Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE)

HOSPITAL DAS CLÍNICAS DA FACULDADE DE MEDICINA DA
UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO-HCFMUSP

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Título da pesquisa - **Efeitos da desativação direcionada de eletrodos no reconhecimento de fala no silêncio e no ruído**

Pesquisador principal – **Maria Valéria Schmidt Goffi Gomez**

Departamento/Instituto – **Departamento de Oftalmologia e Otorrinolaringologia. Disciplina de Otorrinolaringologia. HCFMUSP.**

O objetivo deste estudo é avaliar a contribuição da desativação de eletrodos escolhidos em situações de escuta difícil, como no ruído e em ambientes com reverberação.

Sua participação é inteiramente voluntária. Você não é obrigado a participar e, se você quiser, você pode mudar de opinião a qualquer momento.

Os dados coletados poderão ser apresentados em cursos, publicações e eventos científicos, mas o seu nome, ou qualquer identificação sua, não será revelado em nenhum momento.

Essas informações estão sendo fornecidas para a sua participação voluntária neste estudo, o qual tem como objetivo avaliar se a desativação de eletrodos na região de dispersão ampla da corrente, pode melhorar o desempenho do paciente com implante coclear.

Todas as avaliações correspondem a procedimentos simples, não invasivos, onde não é esperado qualquer dor, desconforto ou risco. Serão feitos novos mapas com diferentes ajustes na programação e será realizado nesses novos programas o teste de repetição de palavras no ruído, discriminação de frequência e nova audiometria. A duração de todo o procedimento, irá demorar cerca de 2 horas.

As informações obtidas neste estudo poderão contribuir para o melhor conhecimento dos resultados do implante coclear com a desativação de eletrodos com ampla dispersão da corrente.

Os dados obtidos durante a pesquisa serão sigilosos, sendo os mesmos utilizados somente para esta pesquisa. As informações obtidas serão analisadas em conjunto com outros pacientes, não sendo divulgada a identificação de nenhum dos participantes.

É garantida, a qualquer momento, a sua liberdade de retirada de consentimento, deixando de participar do estudo, sem qualquer prejuízo à continuidade de seu tratamento na Instituição.

Em qualquer etapa do estudo, você terá acesso aos profissionais responsáveis pela pesquisa para esclarecimento de dúvidas. O principal investigador é a fonoaudióloga Doutora Maria Valéria Schmidt Goffi Gomez que pode ser encontrado no endereço *av. Dr. Enéas de Carvalho Aguiar, 155 – 6º andar, sala 6. Prédio dos Ambulatórios*, Telefone (11) 2661-9491, E-mail valeria.goffi@hc.fm.usp.br. Se você tiver alguma consideração ou dúvida sobre a ética da pesquisa, entre em contato com o Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) – Rua Ovídio Pires de Campos, 225 – 5º andar – tels: (11)2661.7585- (11)2661-1548 – (11)2661-1549 –; e-mail: cappesq.adm@hc.fm.usp.br

Fui suficientemente informado a respeito do estudo “Efeitos da desativação direcionada de eletrodos no reconhecimento de fala no silêncio e no ruído”.

Eu discuti as informações acima com o Pesquisador Responsável (Dr^a Maria Valéria Schmidt Goffi Gomez) ou pessoa (s) por ele delegada (s) (Fga Juliana Coutinho da Silva) sobre a minha decisão em participar nesse estudo. Ficaram claros para mim os objetivos, os procedimentos, os potenciais desconfortos e riscos e as garantias. Concordo voluntariamente em participar deste estudo, assino este termo de consentimento e recebo uma via rubricada pelo pesquisador.

Assinatura do participante /representante legal _____

Data ____ / ____ / ____

Assinatura do responsável pelo estudo _____

Data ____ / ____ / ____