FRANCISCO DAS CHAGAS CABRAL JÚNIOR

Influência da profundidade de inserção angular do feixe de eletrodos na performance auditiva de pacientes submetidos a implante coclear

Tese apresentada à Faculdade de Medicina
da Universidade de São Paulo para obtenção
do título de Doutor em Ciências

Programa de Otorrinolaringologia

Orientador: Prof. Dr. Ricardo Ferreira Bento

(Versão corrigida. Resolução CoPGr 6018/11, de 1 de novembro de 2011. A versão original está disponível na Biblioteca da FMUSP)

**SÃO PAULO
2019**

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)

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

©reprodução autorizada pelo autor

Cabral Júnior, Francisco das Chagas
Influência da profundidade de inserção angular do
feixe de eletrodos na performance auditiva de
pacientes submetidos a implante coclear / Francisco
das Chagas Cabral Júnior. -- São Paulo, 2019.
Tese(doutorado)--Faculdade de Medicina da
Universidade de São Paulo.
Programa de Otorrinolaringologia.
Orientador: Ricardo Ferreira Bento.

Descritores: 1.Perda auditiva 2.Eletrodos
3.Implante coclear 4.Reabilitação 5.Testes de
discriminação da fala 6.Percepção da fala
7.Telemetria

USP/FM/DBD-387/19

Responsável: Erinalva da Conceição Batista, CRB-8 6755

Aos meus pais, Francisco e Francileide, meus maiores exemplos de integridade, respeito, amor e dedicação. Sempre foram os maiores incentivadores do crescimento pessoal e profissional por meio do estudo e da disciplina. Apoio incondicional e imprescindível para minha formação e trajetória percorrida.

À minha esposa, Carolina, pelo companheirismo, amor inesgotável e paciência. Os dias ao seu lado são sempre mais felizes e os desafios sempre mais amenos. Grande exemplo de dedicação, força e doação.

Às minhas irmãs pelo apoio e amor incondicionais. Exemplo de seres humanos íntegros e profissionais exemplares.

AGRADECIMENTOS

A Deus, pelas bênçãos sem fim.

Ao Prof. Dr. Ricardo Ferreira Bento, professor Titular da disciplina de Otorrinolaringologia da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (FMUSP) e orientador desta tese, pelo exemplo de profissional, líder e gestor, pela orientação, apoio e confiança nesta tese e pelas oportunidades e ensinamentos durante a residência, preceptoria e pós-graduação.

À Dra. Maria Valéria Goffi Gomez, fonoaudióloga chefe do Grupo de Implante Coclear do Hospital das Clínicas da FMUSP, por toda dedicação empenhada, pelas ideias, sugestões e correções desta tese. Obrigado pelo entusiasmo, incentivo, otimismo, confiança e exemplo profissional.

Ao Prof. Dr. Rubens Vuono de Brito Neto, Professor Associado da Disciplina de Otorrinolaringologia da FMUSP, pelos ensinamentos pessoais e profissionais, pela amizade e oportunidades proporcionadas durante minha formação profissional em São Paulo e Bauru. Obrigado pelas críticas construtivas, orientações e sugestões no exame de qualificação.

À Dra. Eloísa Maria Mello Santiago Gebrim, coordenadora do grupo de diagnóstico por imagem em cabeça e pescoço do Instituto de Radiologia do Hospital das Clínicas da FMUSP, pelo exemplo e pelo amor com o qual desempenha a profissão. Pela paciência e tempo dispendido para me orientar e ajudar na construção desse trabalho. Por todo ensinamento e disponibilidade para discutir os casos durante a residência e o fellow no Hospital das Clínicas da FMUSP.

Ao Dr. Robinson Koji Tsuji, chefe do grupo de Implante Coclear do Hospital das Clínicas da FMUSP, pela dedicação e seriedade que exerce a profissão. Pelo incentivo, ideias e pelos ensinamentos teóricos e práticos durante a minha formação como Otologista. Obrigado pela paciência e pela forma como compartilha seu conhecimento. Obrigado pelas críticas e sugestões no exame de qualificação.

À Dra. Signe Schuster Grasel, médica assistente do Hospital das Clínicas da FMUSP, pelo exemplo de profissionalismo, seriedade e perfeccionismo. Seus elogios e sugestões foram essenciais durante o exame de qualificação. Sua dedicação é admirável e exemplar.

Ao Dr. Rui Imamura, Dr. Ronaldo Frizzarini e Dr. Fábio Pinna, pelas contribuições e lições sobre os fundamentos de metodologia científica e estatística, ensinadas com primor e carinho, incentivando e estimulando o desenvolvimento de pesquisas nessa Instituição.

Às fonoaudiólogas do grupo de Implante Coclear do Hospital das Clínicas da FMUSP, pelo apoio durante a realização do trabalho e realização técnica dos exames, sem os quais esse projeto não seria possível.

Aos médicos assistentes do Hospital das Clínicas da FMUSP e Hospital Universitário, pela excelência na profissão e capacidade de transmitir os conhecimentos e compartilhar experiências durante minha formação como residente.

Aos médicos assistentes do grupo de Otologia do Hospital das Clínicas da FMUSP, pela excelência na profissão e capacidade de transmitir os conhecimentos e compartilhar experiências e momentos inesquecíveis durante minha formação no fellowship.

Aos meus companheiros de pós-graduação em Otologia, pela amizade, pelos ensinamentos e por todo apoio durante a execução do trabalho, ambulatorios, cirurgias e cursos. Obrigado pelos anos de convivência com tanta parceria e carinho.

Aos residentes e preceptores do Hospital das Clínicas da FMUSP, principalmente os que se tornaram grandes amigos, pelo apoio, incentivo e ensinamentos. Pelas noites em claro, pelos momentos de descontração e toda ajuda durante a residência, preceptoria e fellow. Obrigado por ter tornado essa época leve, agradável e inesquecível.

À Damaris, secretária do grupo de Implante Coclear, por todo apoio e disponibilidade durante a realização deste trabalho.

Às secretárias Maria Márcia Alves, Maria Marileide Alves e Lucivânia Lima da Silva, pela atenção, paciência e carinho durante minha formação e pós-graduação nesta instituição.

Aos meus sogros, Guilherme e Cláudia, pela convivência harmônica e amorosa e pelo apoio incondicional ao meu crescimento pessoal e profissional.

Aos pacientes do Grupo de Implante Coclear, por terem acreditado nesse projeto e pelo incentivo diário a me tornar um profissional mais humano e mais capacitado. Por despertarem a vontade de sempre querer fazer o melhor.

Esta 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. Serviço 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 Documentações; 2011.

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

SUMÁRIO

Lista de abreviaturas e siglas

Lista de figuras

Lista de tabelas

Lista de gráficos

Resumo

Abstract

1	INTRODUÇÃO	1
2	OBJETIVOS	6
2.1	Objetivo primário	7
2.2	Objetivos secundários	7
3	REVISÃO DA LITERATURA	8
3.1	Profundidade de inserção: <i>rationale</i>	9
3.2	Profundidade de inserção linear <i>versus</i> angular	11
3.3	Profundidade de inserção angular e performance auditiva	15
3.4	Anatomia e tamanho coclear	24
3.5	Dispersão de excitabilidade neural em eletrodos de parede lateral	29
4	MÉTODOS	33
4.1	Amostra	34
4.1.1	Critérios de inclusão	35
4.1.2	Critérios de exclusão	35
4.2	Aspectos éticos da pesquisa	37
4.3	Coleta de dados	37
4.4	Procedimento cirúrgico	37
4.5	Exame de imagem	39
4.6	Medição do ângulo de inserção	40
4.7	Medida do diâmetro do giro basal da cóclea	42
4.8	Avaliação audiológica	43
4.9	Dispersão de excitabilidade dos eletrodos	44
4.10	Análise estatística	46
5	RESULTADOS	48
5.1	Tempo de surdez	49
5.2	Idade na cirurgia	50
5.3	Límiars auditivos e reconhecimento de fala	50
5.4	Profundidade de inserção angular e reconhecimento de fala	51
5.5	Diâmetro do giro basal da cóclea	52
5.6	Dispersão de excitabilidade	53
6	Discussão	55

6.1	Correlação entre a profundidade de inserção angular do feixe de eletrodos e o resultado auditivo por meio da análise do reconhecimento de fala em pacientes submetidos à cirurgia de implante coclear	58
6.2	Influência de outras covariáveis, como tempo de surdez, idade na qual foi realizada a cirurgia e limiares tonais pré-operatórios no resultado auditivo	62
6.3	Correlação entre o diâmetro do giro basal da cóclea e a profundidade do ângulo de inserção para o eletrodo de parede lateral CI422	67
6.4	Correlação entre a dispersão de excitabilidade dos eletrodos 6, 11 e 16 e a profundidade angular de inserção	70
6.5	Limitações	76
7	CONCLUSÕES	77
8	ANEXOS	79
9	REFERÊNCIAS	87

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AAS	- Aparelho de amplificação sonora
AB	- <i>Advanced Bionics</i>
CID	- <i>The Central Institute for the Deaf Sentence Test</i>
CNC	- <i>Consonant-nucleus-consonant</i>
CUNY	- <i>City University of New York</i>
CVC	- <i>Consonant-vowel-consonant</i>
DP	- Desvio-padrão
ECAP	- Potencial de ação composto evocado eletricamente
HC-FMUSP	- Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo
HD	- Alta resolução
HINT	- <i>Hearing in noise test</i>
IC	- Implante coclear
MIP	- Projeção de intensidade mínima
MPR	- Reconstrução multiplanar
NPS	- Nível de pressão sonora
NR	- Não relatado
NRT	- Telemetria da resposta neural
OC	- Órgão de Corti
OMC	- Otite média crônica
PAI	- Profundidade angular de inserção
PKB	- <i>Phonetically Balanced Kindergarten</i>
RW	- <i>Round window</i>
SOE	- Dispersão de excitabilidade (<i>Spread of excitation</i>)
TC	- Tomografia computadorizada
TNRT	- Limiares da telemetria da resposta neural

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 -	Representação esquemática em duas dimensões dos planos de rotação da cóclea	14
Figura 2 -	Esquema demonstrando a adição do eixo Z paralelo ao modíolo para criar um modelo de reconstrução baseado em três dimensões.....	15
Figura 3 -	Reconstrução de tomografia de alta resolução e desenho esquemático demonstrando como é realizada a medição das distâncias A e B.....	26
Figura 4 -	Ângulo de inserção versus distância ao longo da parede lateral para cócleas pequenas, médias e grandes.....	26
Figura 5 -	Ângulo da profundidade de inserção como função do diâmetro do giro basal da cóclea mostrando uma forte correlação negativa para pacientes com inserção final de 25 mm e 23 mm (posição intermediária).....	28
Figura 6 -	Desenho esquemático contendo as especificações técnicas do implante Nucleus CI422 fornecido pelo fabricante	38
Figura 7 -	Imagem intraoperatória mostrando o primeiro (L^{20}) e segundo (L^{25}) anéis do feixe de eletrodos CI422, correspondendo a inserções lineares de 20 mm e 25 mm, respectivamente.....	39
Figura 8 -	Reconstrução de imagem de tomografia computadorizada em paciente submetido a implante coclear CI422 no HC-FMUSP	41
Figura 9 -	Reconstrução de tomografia computadorizada no plano coclear para medição do ângulo de inserção em paciente submetido a implante coclear no HC-FMUSP. O ângulo final de inserção é $455,5^\circ$	41
Figura 10 -	Exemplo da medição do tamanho da cóclea através do diâmetro do giro basal (distância A) a partir do ponto médio da janela redonda até a parede contralateral da cóclea	42
Figura 11 -	Exemplo de amplitude absoluta do ECAP em função do eletrodo mascarador para o eletrodo estimulador 11.....	46

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Características sociodemográficas e etiologia da surdez dos participantes do estudo	36
Tabela 2 - Média dos limiares auditivos tonais antes da cirurgia e 6 meses após ativação	50
Tabela 3 - Comparação do reconhecimento de fala em contexto aberto nos diferentes tempos da cirurgia de implante coclear dos participantes do estudo, HC-FMUSP	51
Tabela 4 - Valores dos limiares da telemetria da resposta neural (TNRT), nível de corrente e dispersão de excitabilidade (amplitude e largura) dos eletrodos 6 (e6), 11 (e11) e 16 (e16)	53

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1 -	Correlação entre o tempo de surdez e o reconhecimento de fala pós-operatório (<i>open-set</i>) 6 meses após ativação do implante coclear	49
Gráfico 2 -	Correlação entre a média tritonal (500 Hz, 1000 Hz, 2000 Hz) do limiar auditivo pós-operatório e o diâmetro do giro basal da cóclea dos pacientes incluídos no estudo	52
Gráfico 3 -	Correlação entre a profundidade de inserção angular e a dispersão de excitabilidade (SOE) do eletrodo 6 dos pacientes incluídos no estudo.....	54

RESUMO

Cabral-Jr FC. *Influência da profundidade de inserção angular do feixe de eletrodos na performance auditiva de pacientes submetidos a implante coclear* [tese]. São Paulo: Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo; 2019.

INTRODUÇÃO: A cirurgia de implante coclear é uma terapia universalmente aceita para o tratamento de pacientes com perda auditiva de grau severo a profundo, permitindo que seus usuários detectem estímulos complexos e alcancem desempenho auditivo bastante satisfatório. No entanto, apesar dos avanços tecnológicos, grande variabilidade na percepção de fala é observada entre os usuários provavelmente porque existem muitos fatores implicados nesse processo, incluindo fatores demográficos, cognitivos e ligados à interface neurônio-eletrodo dentro da cóclea. O objetivo desse protocolo é estudar alguns fatores que podem estar correlacionados com a performance auditiva em usuários de implante coclear, analisando a influência da profundidade angular de inserção (PAI) do feixe de eletrodos nos escores auditivos pós-operatórios e outros cofatores como o tempo de privação auditiva, o tamanho da cóclea e a dispersão de corrente dos eletrodos. **MÉTODO:** Quarenta e dois pacientes (totalizando 45 ouvidos) foram arrolados para o estudo e foram submetidos à cirurgia de implante coclear com eletrodo CI422® e tomografia computadorizada pós-operatória para avaliar a profundidade de inserção angular do feixe de eletrodos e o diâmetro do giro basal da cóclea. Os testes de percepção de fala foram correlacionados com os dados demográficos, os limiares auditivos tonais, a dispersão de excitabilidade e a profundidade de inserção angular 6 e 12 meses após ativação do implante coclear. **RESULTADOS:** PAI média foi de 433,1° (310°-517°; DP 49,66) na população estudada e apresentou coeficiente de correlação de -0,343 ($p=0,055$) com a performance auditiva 6

meses após a cirurgia. O tempo de privação auditiva correlacionou-se negativamente ($r=-0,452$) com os testes de fala 6 meses após o implante coclear ($p=0,004$). A dispersão de excitabilidade neural nos eletrodos da região basal e média da cóclea apresentaram correlação significativa negativa ($p=0,003$) e positiva ($p=0,04$), respectivamente, com a profundidade de inserção. A performance auditiva apresentou melhora progressiva até 12 meses da cirurgia, apresentando estabilidade nos resultados após.

CONCLUSÕES: a profundidade de inserção angular não interfere na performance auditiva após 1 ano da cirurgia de implante coclear, apesar de influenciar significativamente na dispersão de excitabilidade de maneiras diferentes ao longo da cóclea. Dentre os demais cofatores estudados, apenas o tempo de privação auditiva influenciou nos resultados auditivos após a cirurgia. O reconhecimento de fala após o implante coclear tende a melhorar até 12 meses após a cirurgia, atingindo um platô após esse tempo.

Descritores: Perda auditiva; Eletrodos; Implante coclear; Reabilitação; Testes de discriminação da fala; Percepção da fala; Telemetria

ABSTRACT

Cabral-Jr FC. *Influence of angular insertion depth of electrode array on speech perception in patients undergone to cochlear implant surgery*[thesis]. São Paulo: “Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo”; 2019.

INTRODUCTION: Large variations in individual speech performance occur among cochlear implant users, even after optimizing fitting parameters. It is unknown how certain factors related to cochlear implantation, such as; age at implantation, insertion depth, cochlea size and current spread affect hearing outcomes. This study primarily aimed to examine the angular insertion depth, and to determine the relationship between angular insertion depth, spread of neural excitation (SOE), and speech performance. **METHODS:** Forty-two adults (45 ears) with sensorineural deafness prospectively underwent cochlear implantation (CI422; Cochlear Corporation) and were followed for 12 months. Preoperative and postoperative pure tone average and speech comprehension were analyzed, along with the duration of deafness, age at implantation and electrically evoked compound action potential (ECAP) function in the base, middle, and apex of the cochlea. Postoperative computed tomography was assessed to measure angular insertion depth of electrode array and cochlea size. **RESULTS:** The median angular insertion depth was 433°. The SOE showed considerable differences over the cochlea and was significantly affected by insertion depth at basal and medial cochlear regions ($p = 0.003$ and $p = 0.04$, respectively). No correlation was observed between SOE and speech perception at 12 months after cochlear implant activation; neither between insertion depth and speech understanding. Duration of deafness negatively influenced speech outcomes. **CONCLUSIONS:** The angular insertion depth of cochlear implant electrode array influences the SOE in distinct ways in different regions of the cochlea. This is relevant to guide mapping and stimulation mode in distinct electrodes

along the cochlea. The angular insertion depth should be individualized to improve electric spread from electrodes. Speech perception is not affected by insertion depth of lateral wall electrodes.

Descriptors: Hearing loss; Electrodes; Cochlear implantation; Rehabilitation
Speech discrimination tests; Speech perception; Telemetry

1 INTRODUÇÃO

O implante coclear é um tratamento universalmente aceito para pacientes com diagnóstico de perda auditiva severa a profunda uni ou bilateral. Diversos modelos, técnicas cirúrgicas e inovações tecnológicas foram desenvolvidos desde a sua invenção com o objetivo de melhorar o desempenho auditivo dos pacientes submetidos à cirurgia¹. No entanto, ainda são observadas bastantes variações individuais no que diz respeito ao resultado e aproveitamento auditivo do dispositivo entre os pacientes, mesmo após otimização dos parâmetros da programação do implante^{2,3}.

Dessa forma, mesmo com a disponibilidade de diferentes tipos de eletrodos e a diversidade de algoritmos de processamento do sinal do implante coclear, a habilidade de percepção auditiva apresenta semelhança entre os dispositivos de fabricantes distintos, porém uma ampla variabilidade interindividual, sugerindo que existem fatores significantes indivíduo-dependentes^{4,5}.

Nesse contexto, diversas variáveis têm sido apontadas e estudadas como possíveis cofatores associados a melhor ou pior desempenho auditivo após a cirurgia do implante coclear⁶. Com exceção do tempo de surdez, não existe concordância entre os estudos sobre quais fatores realmente têm impacto no reconhecimento de fala⁴. Dentre os fatores que podem contribuir para os resultados do implante coclear, os mais amplamente estudados são:

idade na qual foi realizada a cirurgia⁷⁻¹⁰, status cognitivo^{2,4,11}, performance auditiva pré-operatória, estratégias de programação^{3,8} e a posição do eletrodo dentro da cóclea (posição escalar e profundidade de inserção)¹²⁻¹⁵.

Com relação à posição do eletrodo, sabe-se que inserções mais profundas têm uma vantagem inerente de promover estimulação elétrica na região mais apical da cóclea, permitindo que os usuários de implante coclear tenham acesso aos sons mais graves. Isso possibilita maior acesso às diversas regiões frequenciais da cóclea, levando, conseqüentemente, a uma melhor correspondência entre o tom (*pitch*) evocado e a localização (tonotopia) coclear^{16,17}. Além disso, a ativação dos eletrodos mais apicais também tem sido associada a melhores resultados auditivos de uma forma geral, principalmente no ruído, bem como melhor discriminação musical¹⁸. A inserção do feixe de eletrodos até a região apical fornece percentual de cobertura coclear maior, o que reduz a necessidade de remapeamento cortical¹⁹, podendo resultar em melhor performance auditiva em menor tempo^{17,20}.

Por outro lado, inserções mais profundas também têm sido associadas a efeitos deletérios, possivelmente devido à diminuição da estimulação dos eletrodos basais (*overinsertion*), translocação interescalar, maior risco de trauma coclear e confusão (desalinhamento) do *pitch*, visto que a relação espacial entre o órgão de Corti (OC) e as células ganglionares espirais é mais complexa no giro apical da cóclea^{21,22}.

Atualmente, a relação entre a performance auditiva e a profundidade de inserção angular do feixe de eletrodos não está bem estabelecida. Poucos estudos relacionados ao tema foram publicados, utilizando

metodologias e feixes de eletrodos divergentes, bem como resultados inconclusivos^{13,15,23-28}. Na população brasileira, não existem estudos relacionados ao tema, apenas um trabalho desenvolvido para avaliar a profundidade de inserção em 15 cadáveres com três tipos de eletrodos diferentes²⁹, sem qualquer relação com a performance auditiva.

Sem dúvida, a performance auditiva é o parâmetro pós-operatório mais importante do ponto de vista clínico para os pacientes submetidos à cirurgia de implante coclear. Durante os últimos anos, existe uma tendência em escolher e até mesmo customizar o feixe de eletrodos, bem como planejar a profundidade de inserção de acordo com a anatomia coclear de cada indivíduo e de acordo com a audição residual existente, com o objetivo de otimizar o resultado auditivo³⁰⁻³².

O dispositivo do implante coclear (IC) transmite os sinais sonoros recebidos aos eletrodos intracocleares por bandas de frequências, de forma que o reconhecimento de fala depende da compatibilidade entre a informação espectral (alocação de frequência) do IC e a localização física dos eletrodos dentro da cóclea (tonotopia coclear). Alguns fatores podem afetar este mapa de “frequência *versus* localização” (frequência X posição) entre o feixe de eletrodos e a tonotopia coclear e do nervo auditivo, como a profundidade de inserção do feixe de eletrodos, padrão de sobrevivência de tecido neural, dispersão de corrente dos eletrodos e possível anormalidades estruturais da cóclea³³.

Dentre tais fatores, a análise da profundidade de inserção do feixe de eletrodo é um dos mais importante³³ e pode contribuir para que o cirurgião

possa ter mais controle sobre os resultados auditivos. Dessa forma, seria de grande relevância estudarmos o tamanho da cóclea na nossa população, sua correlação com o ângulo de inserção e a dispersão de corrente dos eletrodos, bem como a relação destes últimos parâmetros com o reconhecimento de fala, com o intuito de melhorar os resultados auditivos nos nossos pacientes.

2 OBJETIVOS

2.1 Objetivo primário

Analisar a correlação entre a profundidade de inserção angular do feixe de eletrodos e o resultado auditivo por meio da análise do reconhecimento de fala em pacientes submetidos à cirurgia de implante coclear com o eletrodo CI422 (Cochlear Corporation®).

2.2 Objetivos secundários

- Analisar a influência de outras covariáveis, como tempo de surdez, idade na qual foi realizada a cirurgia e os limiares auditivos pré-operatórios, no resultado auditivo.

- Analisar a correlação entre o diâmetro do giro basal da cóclea e a profundidade do ângulo de inserção para o eletrodo de parede lateral CI422.

- Analisar a correlação entre a dispersão de excitabilidade neural (*spread of excitation* [SOE]) dos eletrodos 6, 11 e 16 com o ângulo de inserção final e a performance auditiva.

3 REVISÃO DA LITERATURA

3.1 Profundidade de inserção: *rationale*

Os sistemas de implante coclear exploram a função frequência X posição da cóclea humana (tonotopia), a qual foi estudada em diversas espécies animais por Greenwood³⁴, em 1990. Para ouvidos normais, existe uma relação exponencial entre a frequência estimulada e a localização coclear, de acordo com a distância a partir do ápice coclear, sendo que estímulos sonoros mais agudos provocam maior deflexão da membrana basilar próximo a janela redonda e os estímulos mais graves no ápice.

Esta função coclear é a base para o funcionamento e mapeamento (programação) do implante coclear. As estratégias de programação do implante coclear utilizam filtros de passa banda responsáveis por filtrar o sinal sonoro e transmitir tal informação para um eletrodo dentro da cóclea¹. Para isso, esses filtros são organizados em frequências centrais de acordo com uma função logarítmica baseada na função frequência X posição para ouvidos normais³⁵. Como existe grande variabilidade individual com relação ao tamanho coclear, tamanho do feixe de eletrodos e profundidade de inserção, diferentes resultados são esperados com relação ao resultado auditivo, uma vez que regiões responsáveis por diferentes frequências contribuem de maneira distinta para inteligibilidade da fala^{36,37}.

Para expressar a relação entre a função frequência X posição, Kawano *et al.*³⁸ relacionaram graficamente o comprimento total (em milímetros) e o tamanho percentual do órgão de Corti com a posição angular da cóclea (a cada quarto de giro), como por exemplo: dois giros completos da cóclea (720°) correspondem a 87,3% do comprimento total do órgão de Corti, e assim por diante. E esses dados foram utilizados por Stakhovskaya *et al.*³⁹ para calcular a frequência característica média para o órgão de Corti e gânglio espiral de acordo com o ângulo de rotação. Por exemplo: um ângulo de rotação de 720° está associado a região do órgão de Corti responsável pela frequência característica de 93 a 184 Hz.

Assim, pode-se observar que existe uma relação entre o tamanho coclear (e das suas estruturas) e a região/banda de frequências estimulada no órgão de Corti. Como o implante coclear mimetiza essa função, uma das formas de avaliar se a cobertura coclear total, ou seja, se o estímulo de todas as faixas de frequências da cóclea pode auxiliar na discriminação auditiva dos pacientes submetidos ao implante coclear é por meio da medida da profundidade de inserção do feixe de eletrodos. A avaliação da profundidade de inserção também avalia o efeito da incompatibilidade entre as frequências características evocadas pelas fibras nervosas estimuladas eletricamente e o espectro das informações acústicas codificadas nas fibras nervosas²⁶.

Este desalinhamento entre os mapas pode ocasionar uma compressão ou expansão de frequências com consequente efeito deletério sobre o reconhecimento de fala, particularmente para pacientes com surdez pós-lingual, os quais já tiveram grande experiência com o mapa acústico normal antes da perda auditiva^{33,40}. Quando a audição é restaurada, o

implante coclear pode não fornecer a mesma distribuição da informação tonotópica como de uma cóclea normal, dependendo do mapa de frequências e da profundidade de inserção dos eletrodos³³.

3.2 Profundidade de inserção linear *versus* angular

Existem duas maneiras de avaliar a profundidade de inserção do feixe de eletrodos: profundidade de inserção linear e profundidade angular de inserção (PAI).

A medida linear da inserção dos eletrodos fornece uma estimativa mais imediata para o cirurgião, uma vez que se traduz na quantidade de contatos inseridos dentro da cóclea. Além disso, esta medida também poderia ser relacionada a uma estrutura longitudinal presente dentro da cóclea, como o órgão de Corti, que é a estrutura mais importante do ponto de vista de análise de frequências⁴¹. No entanto, para estabelecer uma correlação entre a posição linear dos eletrodos e o órgão de Corti, seria necessário obter uma medida fidedigna e factível de tais estruturas. Sabe-se que o comprimento do órgão de Corti não pode ser medido na maioria dos ossos temporais e que existe uma grande variabilidade em relação ao tamanho de tal estrutura entre as pessoas^{38,42-44}. Além disso, existe uma variação (desbalanceamento) entre a posição da membrana basilar e as células ganglionares estimuladas, levando a uma compressão do mapa de frequências principalmente no terço mais apical da cóclea^{39,40,45}.

Por este motivo, a sensação do *pitch* produzida pelo estímulo elétrico do implante coclear geralmente está dissociada daquele matematicamente

calculado por Greenwood³⁴ para a frequência característica. Segundo Boëx *et al.*⁴⁶, quando é utilizada a medida linear para descrever a posição dos eletrodos, a relação entre o *pitch* produzido pelo implante coclear e a função frequência X posição de uma orelha normal tende a ser mais irregular e apresentar uma maior dissociação, mostrando que a medida do comprimento dos eletrodos não é a mais adequada, principalmente quando o feixe está posicionado mais próximo à parede medial, tornando a medida angular ideal para estimar a região frequencial que está sendo estimulada. Por outro lado, quando se utiliza ângulos para aferir a posição do eletrodo, a sensação de *pitch* produzida pelo estímulo elétrico está 1/8 abaixo da frequência X posição característica de uma orelha normal, sendo, portanto, uma relação mais linear e constante^{46,47}.

Além disso, utilizar a medida angular para avaliar a inserção dos eletrodos leva em consideração o comprimento coclear (profundidade linear), o volume (tamanho da cóclea) e a trajetória dos contatos de eletrodos^{24,44,48,49}. Stakhovskaya *et al.*³⁹ também demonstraram que utilizar a medida angular para aferir o percentual de cobertura coclear do órgão de Corti e gânglio espiral confere variabilidade interindividual consideravelmente menor do que se medida em termos de distância absoluta em milímetros (mm) e que a relação frequência versus ângulo de rotação pode ser relativamente constante mesmo para cócleas de diferentes tamanhos.

As discussões acerca desse tema estimularam, em 2005, a formação de um painel com especialistas do mundo inteiro para discutir a forma ideal de descrever a posição dos eletrodos implantados dentro da cóclea⁴¹, chegando a um consenso em relação a um plano de coordenadas coclear

tridimensional, baseado no “*Cochlear View*” ou “visão coclear”. Isso permite que os resultados de pesquisas de diversas áreas possam ser comparados diretamente. Consequentemente, os estudos mais recentes (os quais serão detalhados posteriormente) têm utilizado a profundidade angular como medida ideal de posição do feixe de eletrodos, a qual é mais fidedigna que a profundidade linear, uma vez que inserções lineares semelhantes resultam em diferentes ângulos de inserção^{48,49}.

Esse sistema coclear de coordenadas utiliza planos de rotação e pontos de referência que orientam a medição da profundidade angular de inserção⁴¹. A base para a obtenção do ângulo de inserção dos eletrodos é formada pela “*Cochlear View*” ou visão coclear, que tem sido universalmente aceita e é utilizada em todos os sistemas de coordenadas para medição angular dos eletrodos dentro da cóclea⁵⁰. É um sistema bidimensional, baseado em imagem radiográfica, cujos eixos utilizados como parâmetros são: o eixo 1 (ou plano X) usa uma linha de referência que passa através do canal semicircular superior e centro do vestíbulo (Figura 1) e o eixo 2 (plano Y) que passa através do centro espiral da cóclea e perpendicular ao eixo 1 (Figura 1). A intersecção entre essas duas linhas define o zero grau geométrico^{41,49} (Figura 1). A adição de um terceiro eixo (plano Z) através do centro do modíolo leva em consideração a altura da cóclea e o estende para um sistema tridimensional, garantindo melhor informação espacial da cóclea⁴¹ (Figura 2).

Fonte: A: Retirada do artigo original de Triegeer *et al.*⁴⁹; B: adapta de Verbist *et al.*⁴¹

Figura 1 - Representação esquemática em duas dimensões dos planos de rotação da cóclea. O eixo 1 conecta o ápice do canal semicircular superior ao centro do vestíbulo. O eixo 2 é perpendicular ao eixo 1 e passa através do centro espiral da cóclea. O ângulo de inserção pode ser medido para o eletrodo mais apical (A) ou mais basal (B). A janela redonda será utilizada como ângulo zero de referência não o ângulo geométrico (intersecção entre os eixos 1 e 2)

Para fins de mapeamento de frequência, o ângulo zero deveria estar idealmente localizado no final mais basal do órgão de Corti ou das células espirais⁴¹. Um marco anatômico com relação bem conhecida com a membrana basilar e muito próximo do órgão de Corti é a janela redonda. Além disso, ela pode ser facilmente visualizada na tomografia computadorizada (TC). Sabe-se que a região anterior da janela redonda está localizada a 12° da ponta mais basal do OC⁴³ e que este está localizado aproximadamente a 10° do zero geométrico para medida do ângulo de inserção³⁸. Dessa forma, a janela redonda é utilizada como ponto de referência (ângulo zero) na medida da PAI.

Fonte: Retirada do artigo original de Verbist *et al.*⁴¹

Figura 2 - Esquema demonstrando a adição do eixo Z paralelo ao modíolo para criar um modelo de reconstrução baseado em três dimensões. Note o ângulo de referência zero localizado na altura da janela redonda

3.3 Profundidade de inserção angular e performance auditiva

Nas últimas décadas, a profundidade de inserção dos eletrodos tem sido sugerida como uma variável clínico-cirúrgica que poderia estar relacionada com o reconhecimento de fala após a cirurgia de implante coclear^{19,51-54} e resultados bastante divergentes têm sido descritos na literatura (Quadro 1).

Quadro 1- Caracterização dos estudos que correlacionaram a profundidade angular de inserção e os resultados auditivos em pacientes submetidos a implante coclear

Autor	Número de implantes	Tipo de eletrodo	Exame de imagem	Ângulo de inserção (média em graus)	Testes audiológicos	Achados
An <i>et al.</i> ⁵⁵	26	Med-EI (Flex28) and Cochlear (reto, slim)	TC Cone beam	541,4°	Sentenças em campo aberto (%) [†]	Ausência de correlação [‡]
O'Connell <i>et al.</i> ⁵⁶	48	Med-EI (Flex 24, Flex 28 e Standard)	TC	514°	CNC words (%)	Correlação positiva (p<0,001)
O'Connell <i>et al.</i> ¹⁵	220	Med-EI, Cochlear e Advanced Bionics (AB) ^o	TC	420°	CNC words e AzBio sentence scores	Correlação positiva (p=0,006)*
Van der Jagt <i>et al.</i> ⁵⁷	96 [#]	AB (HiFocus Mid-Scala)	TC	424°	Monossílabos (%): CVC words	Ausência de correlação; Valor de P NR
Van der Marel <i>et al.</i> ⁵⁸	203	AB (HiFocus 1 e HiFocus 1J)	TC	480°	Monossílabos (%): CVC words	Ausência de correlação (p>0,05)
Venail <i>et al.</i> ⁵⁹	23	Med-EI (Flex24, Flex28, FlexSoft)	TC Cone beam	361° (Flex24), 478° (Flex28), 566° (FlexSoft)	PKB test	Correlação negativa (p=0,005)
Buchman <i>et al.</i> ⁶⁰	13	Med-EI (Standard ou eletrodo médio)	TC	657° (standard) e 423° (médio) (p<0,001)	CNC words e HINT	Correlação positiva (p<0,05) ^{&}
Esquia-Medina <i>et al.</i> ²⁷	25	Med-EI (Standard, FlexEAS, FlexSoft)	TC	468°	Monossílabos e dissílabos (%)	Correlação positiva [§] (p=0,02)

Continua

Autor	Número de implantes	Tipo de eletrodo	Exame de imagem	Ângulo de inserção (média em graus)	Testes audiológicos	Achados	Conclusão
Holden <i>et al.</i> ⁴	114	AB e Cochlear [£]	TC	NR	CNC words (%)	Ausência de correlação (p>0,05)	
Skinner <i>et al.</i> ²⁶	15	AB (HiFocus 1, HiFocus Helix, HiFocus 1J)	TC	477°	CNC (monossílabos) (%)	Ausência de correlação (p=0,3)	
Kós <i>et al.</i> ²⁵	26	AB (HiFocus 1, HiFocus II), Med-EL (Combi40+) e Ineraid	Radiografia	HiFocus (463,3°), Med-El (657,5°) and Ineraid (417°)	Identificação de consoantes e vogais (%) com pista visual	Ausência de correlação (p>0,05)	
Yukawa <i>et al.</i> ²⁴	48*	Cochlear (eletrodo reto)	Radiografia	357,7	CNC (fonemas e palavras)	Correlação positiva (p=0,02)	
Chen <i>et al.</i> ²³	10	Clarion e Nucleus-22 (eletrodo reto)	Radiografia e TC	406/254°	Sentenças em format aberto (CUNY ou CID sentences)	Correlação negativa (p<0,02) [°]	

[†] Versão coreana do Instituto Central de Surdez (Central Institute for the Deaf -CID)

[‡] Ausência de correlação significativa entre o percentual de sentenças em apresentação aberta e a profundidade angular de inserção (PAI), porém apresentou correlação positiva significativa entre a PAI e os limiares tonais.

[°] Feixes de eletrodos incluídos no estudo: Med-EL (Flex 28, standard, Flex 24, Combi 40+, Medium); Cochlear (Contour advance, slim straight) e Advance Bionics (1J, Mid-Scala).

[•] CNC scores disponíveis para 137 pacientes com 12-16 meses de seguimento e AzBio para 107 pacientes

[#] População pareada utilizada para a análise estatística foi de 64.

[§] Esta correlação foi obtida após adicionar dados de uma coorte retrospectiva de 6 pacientes (todos implantados com eletrodo Standard). Total de pacientes = 19.

[§] Medina et al encontrou uma correlação positiva entre a PAI e performance auditiva no seguimento a curto prazo (6 meses) e ausência de correlação após 12 de follow-up.

[‡] Eletrodos implantados no estudo: Advanced Bionics (HiFocus 1, HiFocus Helix, HiFocus 1J) e Cochlear (Contour e Contour Advance).

^{*‡} Medida angular disponível em apenas 38 radiografias (pacientes).

^{*‡} A PAI foi de 406 graus para o dispositivo Clarion e 254 graus para o Nucleus.

[°] O grupo implantado com o Nucleus apresentou PAI menor e melhor resultado na performance auditiva.

TC: tomografia computadorizada; NR: não relatado; CNC: consonant-nucleus-consonant; AB: Advanced Bionics; CVC: consonant-vowel-consonant; CUNY: City University of New York; CID: the Central Institute for the Deaf sentence test; PKB: Phonetically Balanced Kindergarten – French version; HINT: hearing in noise test; PAI: profundidade angular de inserção.

Landsberger *et al.*⁶¹ compararam a profundidade de inserção angular de quatro tipos de eletrodos (MED- EL Standard®, MED-EL Flex28®, Advanced Bionics (AB) HiFocus 1J® e Cochlear Contour Advance®) em 92 pacientes e demonstraram que inserções mais profundas estão associadas à melhor correspondência do mapa de frequências do gânglio espiral. Os eletrodos mais longos apresentam maior propensão a atingirem uma cobertura coclear mais completa.

Quarenta e oito pacientes submetidos à implante coclear com Nucleus 22 e Nucleus 24 (Cochlear®) foram avaliados após 6 meses de uso do dispositivo em termos de performance auditiva por Yukawa *et al.*²⁴. Eles consideraram algumas variáveis independentes e realizaram uma regressão múltipla para avaliar a significância de cada uma em predizer o resultado auditivo pós-operatório. Após controlar alguns possíveis fatores de confusão, as variáveis que mais se relacionaram à percepção de fala foram a profundidade angular de inserção e o tempo de perda auditiva. Provavelmente este benefício estaria associado à estimulação mais apical da cóclea pelos eletrodos ali localizados⁶².

Esquia-Medina *et al.*²⁷ realizaram cirurgia de implante coclear em 25 ouvidos com três diferentes tipos de eletrodos da Med-El® (*standard*, *soft* e EAS) e analisaram a relação entre o ângulo de inserção, tamanho da cóclea, parâmetros eletrofisiológicos (telemetria dos eletrodos) e o resultado auditivo com seguimento de 6 meses pós-operatório. A profundidade média de inserção foi de 468°. Seus resultados demonstraram existir correlação positiva entre parâmetros que definem a posição do eletrodo (profundidade

angular de inserção) e os resultados auditivos a curto prazo. Esse resultado não se manteve após 12 meses de seguimento da coorte. Resultados observados com menor tempo de seguimento (6 meses) estão mais relacionados à qualidade do som percebido e são menos dependentes de estratégias de cópia ou adaptação central (treinamento - processamento auditivo), que são observados 1 ano após a ativação do implante coclear. Isso demonstraria a importância da avaliação a curto prazo e o quanto do resultado auditivo pode depender do órgão periférico da audição (cóclea)^{63,64}.

Buchman *et al.*⁶⁰ analisaram a influência da profundidade de inserção no resultado auditivo pós-implante através de um estudo prospectivo, no qual os sujeitos recrutados foram randomicamente selecionados para uma das duas opções de feixes de eletrodos: o feixe *Standard* ou *Medium* da Med-El®. O cálculo da amostra previa o recrutamento de 40 sujeitos para obter o poder almejado, porém uma análise interina após 6 meses de seguimento suspendeu o arrolamento de novos participantes e apenas treze pacientes concluíram o projeto. Neste ponto, os pacientes que foram implantados com feixe *Standard* (inserção angular média = 657°) apresentaram uma tendência ($p=0.07$) à melhor performance auditiva do que os pacientes implantados com feixe de eletrodos *Medium* (ângulo de inserção = 423°). Para avaliar se esta correlação não foi significativa devido ao pequeno tamanho da amostra, os autores incluíram na análise estatística uma coorte retrospectiva a partir do banco de dados do serviço, onde foi identificado mais seis pacientes implantados com o eletrodo *Standard*. Esta

nova análise mostrou uma interação significativa entre o tipo de eletrodo e o reconhecimento de fala ($p<0.05$). Os autores ainda ressaltam que o tempo de surdez, a idade dos pacientes, número de eletrodos ativos e estratégia de programação foram semelhantes entre os grupos. Além disso, o reconhecimento de palavras no pré-operatório era superior no grupo implantado com eletrodo *Medium*.

Dois trabalhos retrospectivos estudaram a associação entre a profundidade angular de inserção e o reconhecimento de fala. Um dos estudos incluiu 220 pacientes implantados com dispositivos de diferentes fabricantes (Advanced Bionics®, Cochlear Corporation® e Med-El®) e tamanhos de eletrodos distintos¹⁵ e outro estudo no qual apenas 48 pacientes implantados com eletrodos do fabricante Med-El® (Flex 24 - 24 mm, Flex 28 - 28 mm e Standard - 31,5 mm) foram alocados⁵⁶. As profundidades de inserção foram, respectivamente, 514° e 420° e ambos apresentaram correlação positiva entre o ângulo de inserção e o reconhecimento de palavras. E, apesar de terem apresentado medidas divergentes para a profundidade angular de inserção (514° *versus* 420°), ambos demonstraram que quanto mais profunda for a inserção, melhor o resultado no teste de reconhecimento de palavras^{15,56}.

Chen *et al.*²³ avaliaram 10 pacientes implantados com dispositivos da AB® e Cochlear® e encontraram uma média de inserção angular de 406° e 254° para os grupos, respectivamente. O grupo com menor ângulo de inserção apresentou melhor resultado no teste de reconhecimento de sentenças em campo aberto (95,6% *versus* 71,2%, $p<0,02$).

Venail *et al.*⁵⁹ também identificaram correlação negativa na análise de 23 pacientes submetido à cirurgia de implante coclear com eletrodos de comprimentos variáveis (Flex24, Flex28, FlexSoft). A profundidade de inserção angular influenciou negativamente o resultado do teste de percepção de fala e aumentou o tempo para se alcançar o resultado máximo em tais testes. Ressalta-se que a concordância entre os mapas de frequências resultou em melhor performance auditiva, mostrando a importância de se alinhar o tamanho da cóclea ao tipo de eletrodo.

Kós *et al.*²⁵ investigaram se a profundidade de inserção e a proximidade do feixe de eletrodos do modíolo teria relação com a performance de fala. Eles realizaram a cirurgia de implante coclear em 26 pacientes com diferentes tipos de eletrodos (Ineraid, HiFocus I, HiFocus II e Combi40+) e obtiveram uma inserção angular média de 500,26°, sendo que os pacientes que receberam o Ineraid tiveram uma inserção média menor (417°) e os implantados com o Med-El Combi40+ maior ângulo de inserção (657,5°). O eletrodo Ineraid apresentou inserção linear superior (21,7 mm) ao eletrodo HiFocus I e II (16,5 mm e 17,68 mm, respectivamente), porém ângulo de inserção com valor inferior ao HiFocus (417° *versus* 463,3°). Não foi identificada nenhuma correlação significativa entre o ângulo de inserção e a reconhecimento de consoantes ou vogais.

Um estudo prospectivo realizado por Skinner *et al.*²⁶ avaliou 15 pacientes implantados com os eletrodos HiFocus I, Ij e Helix (AB®) em termos de profundidade de inserção e performance auditiva. A média da inserção angular do eletrodo mais apical foi de 477° e não houve correlação

entre a profundidade de inserção e a performance auditiva (tempo de seguimento bastante variável entre os participantes). Por outro lado, os autores observaram uma associação negativa entre o número de eletrodos localizados na escala timpânica e o reconhecimento de fala.

Holden *et al.*⁴ avaliaram a influência de diversos fatores nos resultados auditivos de 114 pacientes implantados com eletrodos Contour da Cochlear® (95 pacientes) e HiFocus da AB® (19 pacientes). Diversos parâmetros biográficos, cognitivos, audiológicos e relacionados à posição do eletrodo dentro da cóclea foram estudados. Após realizar testes de correlação entre as variáveis independentes e os testes de reconhecimento de fala e, após controlar os pacientes para eliminar a interferência da idade nos resultados, concluiu-se que a posição angular do eletrodo mais apical não apresentou correlação com os testes de percepção de fala.

Outros dois estudos realizados por Van der Jagt *et al.*⁵⁷ e Van Der Marel *et al.*⁵⁸ também não identificaram correlação entre a medida do ângulo de inserção e performance auditiva pós-implante coclear. Eles estudaram 206 e 203 pacientes, respectivamente, submetidos a implante coclear com o feixe de eletrodos HiFocus e MidScala (AB®). Van der Jagt *et al.*⁵⁷ compararam dois grupos: o primeiro grupo implantado com o eletrodo HiFocus 1J e o segundo com o MidScala. Após parear a amostra para duração da surdez, idade e escore de fonemas pré-operatório cada grupo resultou em 32 pacientes. A profundidade de inserção angular média foi significativamente maior no grupo 1J (469°) do que no grupo MidScala (434°), porém essa diferença não foi associada a melhores escores de percepção de fala.

Apenas o tempo de perda auditiva e a percepção de fala no pré-operatório afetaram significativamente os resultados auditivos. Os pacientes do grupo com inserção mais superficial (grupo MidScala) apresentaram maior incompatibilidade (*mismatch frequency*) entre o mapa da frequência X localização programado pelo implante coclear e o *pitch* associado ao local de contato do eletrodo, de acordo com arranjo frequencial da cóclea humana. Já Van der Marel *et al.*⁵⁸ estudaram 203 pacientes implantados com eletrodos HiFocus 1 e HiFocus 1J (AB®) e avaliaram a influência de fatores paciente-específicos e fatores dependentes da posição dos eletrodos. Nenhum dos fatores associados a posição dos eletrodos (ângulo de inserção, profundidade linear de inserção e posição do eletrodo) apresentou correlação significativa com o resultado auditivo, tanto em pacientes com surdez pré-lingual quando pós-lingual.

Um estudo coreano realizado por An *et al.*⁵⁵ mediu o ângulo de inserção de 26 ouvidos implantados com dispositivos da Med-El® (Flex28) e da Cochlear Corporation® (*Nucleus slim straight*) utilizando tomografia computadorizada por cone *beam*, e correlacionou essa variável com o percentual de sentenças corretas em apresentação aberta. O ângulo médio de inserção foi 541,4°. A profundidade de inserção não apresentou correlação significativa com o teste de sentenças em campo aberto, porém demonstrou correlação positiva significativa com o limiar auditivo de tons puros com implante coclear.

3.4 Anatomia e tamanho coclear

Cada cóclea humana apresenta formato individual e exibe grande variabilidade em suas dimensões (comprimento, largura e altura) e curvatura⁴⁸. Medidas baseadas em estudos de ossos temporais mostram que o comprimento do ducto coclear pode variar de 25 mm a 35 mm^{54,65}. Já a medida da parede lateral da cóclea pode apresentar variação de comprimento entre 38,6 mm e 45,6 mm, e em termos angulares pode alcançar até 1037° (média de 929 graus)⁴⁸. Esta variabilidade anatômica pode influenciar a localização e o trajeto do feixe de eletrodos dentro da cóclea⁴⁸.

Com intuito de prever ou estimar estas variações na profundidade de inserção, recentemente, tem-se estudado a correlação entre o tamanho da cóclea, por meio da medida do seu giro basal, e a inserção angular final do feixe de eletrodos⁶⁶. A medida da profundidade de inserção, seja no pré ou pós-operatório, bem como do tamanho da cóclea são importantes uma vez que os mapas de alocação de frequências do implante coclear raramente são adaptados a tais parâmetros, levando a uma discordância entre a frequência alocada pelo mapa do implante e a frequência característica dos neurônios auditivos no local do eletrodo estimulado^{31,46,59,67}.

A medida do comprimento do ducto coclear ou do órgão de Corti antes da cirurgia utilizando tomografia computadorizada necessita de reconstruções tridimensionais baseadas no formato da cóclea, o que requer segmentação da imagem e grande consumo de tempo na análise dos dados,

não sendo apropriada para uma simples verificação pré-operatória³⁸. Uma alternativa à esta técnica é utilizar um corte adequado da tomografia computadorizada para medição acurada do diâmetro do giro basal da cóclea, o qual apresenta boa correlação com o comprimento total^{66,68} e angular^{30,69} da mesma e, conseqüentemente, com o órgão de Corti.

Escudè *et al.*⁶⁶ avaliaram a tomografia computadorizada de 42 pacientes e correlacionaram o diâmetro do giro basal da cóclea com o tamanho da mesma e com a profundidade angular de inserção. Por meio de reconstrução em três dimensões do giro basal da cóclea é possível medir a distância da janela redonda até o ponto mais distal da parede lateral da cóclea passando através do modíolo. Essa distância é chamada de “distância A” (Figura 3). O diâmetro perpendicular (e no mesmo plano) à distância A é definido como “distância B”. Utilizando essas distâncias medidas através da tomografia, a posição angular da janela redonda e o comprimento da parede lateral da cóclea (equação derivada da função espiral), os autores estabeleceram uma correlação entre a distância A (tamanho da cóclea) e o ângulo de inserção para eletrodos de parede lateral (Figura 4).

Fonte: Retirado do artigo original de Escudé *et al.*⁶⁶

Figura 3 - Reconstrução de tomografia de alta resolução e desenho esquemático demonstrando como é realizada a medição das distâncias A e B

Fonte: Retirado do artigo original de Escudé *et al.*⁶⁶

Figura 4 - Ângulo de inserção versus distância ao longo da parede lateral para cócleas pequenas, médias e grandes. Observe que é possível estimar o ângulo de inserção de acordo com o comprimento do eletrodo

A medida dessa distância A tem sido a mais utilizada universalmente e é considerada suficiente para definir o tamanho coclear^{30,66,70-74}. Outra maneira de realizar é através de uma média aritmética entre o valor estimado para a distância A (chamado aqui de A1) e uma medida realizada da mesma distância, porém um plano perpendicular, chamado de A2⁷⁵.

Especificamente para o eletrodo CI422 da Cochlear®, Franke-Triege *et al.*⁷⁵ desenvolveram uma ferramenta capaz de prever o ângulo final de inserção através da medida pré-operatória do giro basal da cóclea (distância A) e da profundidade linear do eletrodo escolhida pelo cirurgião. Como tal eletrodo apresenta duas marcações brancas na base que correspondem a uma profundidade linear de inserção de 25 mm e 20 mm (os detalhes deste eletrodo serão abordados na metodologia) é possível escolher a inserção final em termos de comprimento (linear). Levando em consideração o tamanho do diâmetro do giro basal, a profundidade do ângulo de inserção e comprimento do feixe de eletrodos inserido (de acordo com a marcação posicionada na janela redonda), os autores conseguiram estabelecer uma correlação negativa importante nos 37 pacientes estudados, como mostra a Figura 5.

RW: round window

Fonte: Retirado do artigo original de Franke-Triegeer *et al.*⁷⁵

Figura 5 - Ângulo da profundidade de inserção como função do diâmetro do giro basal da cóclea mostrando uma forte correlação negativa para pacientes com inserção final de 25 mm e 23 mm (posição intermediária)

Skarzynski *et al.*⁷⁶ estudaram 35 pacientes implantados com o eletrodo CI422 e demonstraram que a seleção ótima do ângulo de inserção deveria ser paciente-específica de acordo com os limiares auditivos em cada frequência, uma vez que a posição angular da ponta do eletrodo pode contribuir para deterioração do resíduo auditivo.

3.5 Dispersão de excitabilidade neural em eletrodos de parede lateral

A medida da dispersão de excitabilidade neural é capaz de fornecer informações sobre a interação entre os eletrodos que ocorre na interface eletrodo-neurônio⁷⁷. O grau de dispersão da excitabilidade neural e, conseqüentemente, a sobreposição de neurônios estimulados por diferentes eletrodos pode levar a interações que podem comprometer as informações fornecidas por cada canal de estimulação, diminuindo a especificidade de informação frequencial. Dessa forma, a medida da área de sobreposição de estímulos pode ser importante para avaliar a performance auditiva dos indivíduos usuários de implante coclear⁷⁸.

São descritas algumas maneiras de se medir a resposta neural em pacientes usuários de implante coclear, sendo a forma mais direta o potencial de ação composto evocado eletricamente (ECAP)⁷⁹. Alguns paradigmas de medida do ECAP podem ser utilizados para avaliar a função neural, como a medida da dispersão de excitabilidade, utilizando a propriedade do período refratário das fibras auditivas^{79,80}. Além disso, o ECAP pode ser utilizado para avaliar a interação fisiológica entre os canais do implante coclear, que é um dos parâmetros descritos como determinantes para a performance auditiva⁸¹. O grau de interação entre os canais por sua vez pode ser mensurado através do estímulo simultâneo de eletrodos utilizando o método de subtração ou através do procedimento do mascaramento prévio^{77,82,83}.

A dispersão de excitabilidade neural pode variar entre os sujeitos em termos de amplitude, formato e largura, bem como ao longo dos eletrodos

num mesmo indivíduo, dependendo da localização. Fatores que podem influenciar essa variação da dispersão de excitabilidade neural estão relacionados à interface eletrodo-neurônio: posição do eletrodo em relação ao neurônio (distância), orientação dos eletrodos (campo elétrico resultante), o padrão de sobrevivência neural, o nível de estímulo e a impedância para dispersão da corrente elétrica (crescimento ósseo)^{77,84}. Canais com interface neurônio-eletrodo pobre podem ter padrão de excitação neural com maior sobreposição de canais adjacentes⁸⁵. Long *et al.*⁸⁶ demonstraram que eletrodos mais distantes da parede medial podem apresentar limiares relativamente maiores. E canais com maiores limiares tendem a ter maior grau de interação⁸⁷.

O uso da dispersão de excitabilidade é um método alternativo de medir a resposta neural e apresenta boa correlação com a medida da distância eletrodo- modíolo⁸⁰, uma vez que a tomografia nem sempre está disponível no pós-operatório, inclui altos custos e expõe o paciente à radiação. Além disso, a dispersão de excitabilidade neural e avaliação do ECAP pode ser útil em avaliar outras variáveis que interferem na interface neurônio-eletrodo⁷⁷, como citado anteriormente.

Bierer *et al.*^{88,89} mostraram que pacientes com baixa performance podem se beneficiar com o uso de correntes mais focais de estimulação ou inativação de eletrodos com configuração monopolar e que a redução da dispersão da corrente produz atividade neural mais seletiva espacialmente no núcleo central do colículo inferior quando utilizada estimulação tripolar parcial. Além disso, Jones *et al.*⁹⁰, demonstraram que o número individual de

eletrodos que fornece informação espectral distinta (mais seletiva) tem sido proposto como um importante fator determinante para a resolução espectral de usuários de implante coclear. No entanto, o uso de estimulações mais focais requer maiores níveis de corrente e a intensidade desejável para estímulo nem sempre é alcançada devidos aos limites de segurança dos dispositivos^{91,92}.

Estudos que comparam a SOE com desempenho auditivo têm revelado resultados variáveis. DeVries *et al.*⁸⁵ compararam diversas estratégias de programação baseadas na distância eletrodo-modíolo, dispersão de excitabilidade e curva de “afinação” psicofísica (*“psycophysical tuning curve”*) e não observaram melhora no desempenho auditivo quando comparadas à estimulação monopolar convencional. Por outro lado, Jones *et al.*⁹⁰ demonstraram que pode ocorrer piora do desempenho auditivo em indivíduos com maior grau de interação entre os canais devido à distorção da informação espectral.

Stickney *et al.*⁹³ também avaliaram a interação entre os eletrodos, porém utilizaram outro parâmetro: o *interaction index*, que avalia a interação entre os campos elétricos de eletrodos estimulados simultânea ou sequencialmente. Eles concluíram que estratégias de fala de estimulação simultânea levam à maior interação elétrica entre os canais com consequente efeito deletério no reconhecimento de vogais, consoantes e sentenças.

Hughes e Abbas⁸³ estudaram 10 sujeitos que receberam o implante Nucleus 24 e foram avaliados com relação à extensão da interação entre os

canais, discriminação da frequência dos eletrodos (teste psicoacústico) e percepção de fala. Eles identificaram que eletrodos perimodiolares apresentam menor dispersão da função mascarada do ECAP (SOE) quando comparados a eletrodos de parede lateral ($p=0,007$), porém isso não foi traduzido em melhor discriminação frequencial (*pitch*). Não houve correlação significativa entre a discriminação do *pitch* de cada eletrodo e a performance auditiva. Um estudo posterior de Hughes e Stille⁹⁴ também não identificaram correlação clara entre o reconhecimento de fala e a SOE.

van der Beek *et al.*⁹⁵ estudaram a relação entre as curvas da dispersão de excitabilidade (em número de eletrodos) e a percepção de fala utilizando métodos seletivos de aferir o ECAP (mascaramento prévio ou polaridade alternada) e concluíram que não existe correlação entre tais parâmetros, mesmo utilizando diferentes níveis de corrente elétrica.

Mens e Berenstein⁹⁶ compararam indivíduos utilizando modos de estimulação diferentes (monopolar *versus* parcial tripolar) para avaliar se a redução da dispersão de excitabilidade neural levaria à melhor performance auditiva. Eles concluíram que o reconhecimento de palavras não apresentou diferença significativa entre os dois modos de estimulação nos oito pacientes avaliados no silêncio ou com ruído de fundo.

Já o estudo de Srinivasan *et al.*⁹⁷ demonstrou melhor discriminação do sinal no ápice e na base da cóclea ao utilizar um modo de estimulação mais focal (quadrupolar *versus* monopolar) em canais virtuais, inclusive em situações nas quais utilizou estímulos distratores.

4 MÉTODOS

4.1 Amostra

Foi realizado cálculo do tamanho da amostra baseado em estudos similares e com uma estimativa de tamanho de efeito de 35% ($r=0,35$ - correlação média). Para um poder de 80% e um valor p de significância de 5% a amostra calculada foi de 47 sujeitos (GPower 3.0.10).

Os pacientes foram selecionados de forma prospectiva de acordo com a indicação de implante coclear do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (HC-FMUSP)⁹⁸ em ambulatório específico, de acordo com os critérios de inclusão a seguir.

Para reduzir a variabilidade na performance auditiva entre os sujeitos da pesquisa e aumentar as chances de observar um efeito, se existir, a população estudada foi controlada por língua nativa, tipo de implante (eletrodo), estratégia de processamento do som e duração do uso do implante (follow-up).

4.1.1 Critérios de inclusão

- Pacientes adultos (maiores de 18 anos) com perda auditiva neurossensorial severa a profunda com indicação de implante coclear de acordo com os critérios adotados pelo Grupo de Implante Coclear do HC-FMUSP. O principal critério audiológico adotado para adultos é a presença de índice de reconhecimento de sentenças em apresentação aberta de 50% ou menos no ouvido a ser implantado, com uso de aparelho de amplificação sonora (AAS), sem leitura orofacial⁹⁸.

4.1.2 Critérios de exclusão

- Suspeita de malformação ou ossificação coclear nos exames de imagem pré-operatórios.
- Atraso do desenvolvimento neuropsicomotor.
- Doenças do espectro da neuropatia auditiva.

Quarenta e dois pacientes preencheram os critérios de inclusão totalizando 45 ouvidos implantados. As características sociodemográficas da amostra e as principais etiologias da perda auditiva estão detalhadas na Tabela 1. Em termos de lateralidade, 64,4% dos sujeitos tiveram a cirurgia realizada no ouvido direito.

Tabela 1 - Características sociodemográficas e etiologia da surdez dos participantes do estudo

Característica		n = 42 n (%)
Gênero	Masculino	22 (52,4)
	Feminino	20 (46,5)
Idade na cirurgia (anos)	Média (DP)	48,6 (14,2)
	Mediana (mín.-máx.)	49 (18-72)
Tempo de surdez (anos)	Média (DP)	10,79 (12,30)
	Mediana (mín.-máx.)	5 (1-46)
Etiologia	Autoimune	1,0 (2,2)
	Genética	6,0 (13,3)
	Menière	3,0 (6,7)
	Meningite	5,0 (11,1)
	OMC	1,0 (2,2)
	Otosclerose	3,0 (6,7)
	Ototoxicidade	2,0 (4,4)
	Idiopática	14,0 (31,1)
	Sarampo	1,0 (2,2)
	Surdez súbita	5,0 (11,1)
	Trauma	4,0 (8,7)
Lado	Direito	29 (64,4)
	Esquerdo	16 (35,6)
Limiar auditivo pré-operatório (dB)	Média (DP)	107,5 (10,5)
	Mediana (mín.-máx.)	108,3 (60-130)
Limiar auditivo pós-operatório (dB)	Média (DP)	28,9 (7,5)
	Mediana (mín.-máx.)	28,3 (15-51,7)

DP: desvio padrão. OMC: otite média crônica; dB: decibel, min: mínimo; máx: máximo

4.2 Aspectos éticos da pesquisa

Os pacientes foram incluídos no protocolo de estudo após assinatura do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (Anexo A) e explicação da pesquisa, dos procedimentos, objetivos e riscos associados pelo pesquisador. O projeto foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa do HC-FMUSP, sob o número de parecer 1.076.762 (Anexo B).

4.3 Coleta de dados

Para os sujeitos incluídos no protocolo do estudo foram coletados os seguintes dados: nome do paciente, número do prontuário, idade (data de nascimento), etiologia da perda auditiva, tempo de surdez profunda, performance auditiva e limiares auditivos tonais no pré-operatório, idade na qual foi realizada a cirurgia e orelha operada. Logo após o procedimento cirúrgico foi coletada a dispersão de excitabilidade dos eletrodos 6, 11 e 16. Os escores nos testes de reconhecimento de fala e limiares auditivos tonais também foram realizados com tempo de seguimento de 1 mês, 6, 12 e 18 meses após o procedimento cirúrgico (detalhados adiante).

4.4 Procedimento cirúrgico

Os pacientes selecionados para o projeto foram implantados com o modelo Nucleus CI422 da Cochlear Corporation® composto por um feixe reto contendo 22 eletrodos ativos, distribuídos ao longo de 20 mm (Figura 6). Este modelo foi desenhado com objetivo de oferecer uma inserção coclear

atraumática e sua ponta mais apical apresenta diâmetro de 0,3 mm. O feixe é caracterizado por apresentar duas marcações brancas em sua base, que indicam a profundidade linear de inserção. A marca mais distal indica a inserção máxima, que corresponde a 25mm (L^{25}). A marca mais proximal indica o início da parte ativa dos eletrodos e corresponde a uma inserção linear de 20 mm (L^{20}). Dessa forma, é possível escolher a profundidade linear de inserção durante a cirurgia para cada paciente⁹⁹.

FONTE: Cochlear Americas⁹⁹

Figura 6 - Desenho esquemático contendo as especificações técnicas do implante Nucleus CI422 fornecido pelo fabricante

A técnica cirúrgica utilizada foi a mastoidectomia clássica (simples) seguida de timpanotomia posterior ampla para visualização adequada do promontório e janela redonda. Caso a janela redonda fosse completamente visualizada, o cirurgião prosseguia com o broqueamento do rebordo ósseo do nicho da janela (*tectulum*), incisão na porção inferior da membrana com estilete e inserção do feixe de eletrodos, utilizando-se uma pinça jacaré na aba cirúrgica, de modo a direcionar os contatos de eletrodos para a parede modiolar. Nos casos em que a janela redonda não foi completamente visualizada, foi realizada um cocleostomia anteroinferior próximo a janela

redonda para inserção do eletrodo. A inserção final desejada para todos os pacientes arrolados foi de 25 mm, porém a inserção era parada antes da marca L²⁵ caso alguma resistência fosse percebida (Figura 7). Todos os procedimentos cirúrgicos foram realizados por dois cirurgiões experientes do grupo de Implante Coclear do HC-FMUSP.

Figura 7 - Imagem intraoperatória mostrando o primeiro (L²⁰) e segundo (L²⁵) anéis do feixe de eletrodos CI422, correspondendo a inserções lineares de 20 mm e 25 mm, respectivamente

4.5 Exame de imagem

As imagens de tomografia computadorizada foram obtidas no primeiro dia após a cirurgia de implante coclear com o aparelho Discovery CT 750 HD da General Eletrics (Milwaukee, Wi, EUA), com aquisição volumétrica helicoidal com kilovoltagem de 120, com corrente de 300 milimpères e tempo de rotação de 0,8 segundo.

Após aquisição das imagens, as mesmas são transferidas para uma estação de trabalho, onde utilizamos um software para processamento de

imagem para gerar a reconstrução em alta resolução (HD) para avaliação das estruturas ósseas. Essas reconstruções multiplanares (MPR) são feitas paralelas ao giro basal da cóclea e perpendicular ao modíolo^{41,75,100} para permitir a localização do eletrodo mais apical e realizar a medição desejada.

A tomografia de alta resolução foi escolhida como método de imagem por reduzir os artefatos metálicos e permitir melhor visualização dos contatos de eletrodos e das estruturas intracocleares, como o modíolo. Além disso, a tomografia de alta resolução é realizada rotineiramente antes da cirurgia de implante coclear para identificar a presença de malformações ou ossificações, dessa forma ela oferece dados importantes e de qualidade além de possibilitar medidas quantitativas que podem ser úteis para a melhor performance do paciente, o que não pode ser obtido com uso de radiografia convencional⁵⁰.

4.6 Medição do ângulo de inserção

Para medição do ângulo de inserção foi utilizada a visão coclear⁵⁰ como descrito anteriormente. De acordo com Verbist *et al.*⁴¹, o ângulo zero de referência foi definido como o centro da janela redonda.

O uso da tomografia permite que sejam realizadas reconstruções multiplanares (MPR) ou projeções de intensidade mínima (MIP) ao longo do giro basal e perpendicular ao modíolo, equivalente à visão coclear⁵⁰, permitindo a medição da PAI, que é definida com o ângulo formando entre a linha que passa através da janela redonda (ângulo zero) e do helicotrema e a linha que passa através do helicotrema e do eletrodo mais apical (Figuras 8 e 9).

Figura 8 - Reconstrução de imagem de tomografia computadorizada em paciente submetido a implante coclear CI422 no HC-FMUSP. O ângulo zero de referência é a janela redonda. A profundidade angular de inserção no caso acima é igual a $360^\circ + 1,4^\circ = 361,4^\circ$

A medida da PAI foi feita por um neuroradiologista e um otologista, que foram cegados com relação aos resultados pós-operatórios. As medidas foram obtidas três vezes e foi realizada uma média aritmética entre elas para se obter a medida final.

Figura 9 - Reconstrução de tomografia computadorizada no plano coclear para medição do ângulo de inserção em paciente submetido a implante coclear no HC-FMUSP. O ângulo final de inserção é $455,5^\circ$

4.7 Medida do diâmetro do giro basal da cóclea

O tamanho ou comprimento da cóclea é estimado por meio da medida do diâmetro do giro basal, que é mensurado por uma linha reta que parte do centro da janela redonda até a parede lateral da cóclea passando através do eixo modiolar, de acordo com Escudè *et al.*⁶⁶. Foram utilizadas imagens de reconstrução da tomografia computadorizada pós-operatória para estimar o diâmetro do giro basal, também chamado de distância A, como abordado anteriormente. A distância A encontra-se representada na Figura 10.

Figura 10 - Exemplo da medição do tamanho da cóclea através do diâmetro do giro basal (distância A) a partir do ponto médio da janela redonda até a parede contralateral da cóclea

4.8 Avaliação audiológica

A média tritonal (500 Hz, 1000 Hz e 2000 Hz) dos limiares em campo livre foi obtida antes da cirurgia com o uso do AAS e 6 meses após o procedimento com o uso do implante coclear em cabina acústica com audiômetro Amplaid AC40 (Tabela 1).

Os testes para avaliação de reconhecimento de fala pré e pós-implante coclear foram conduzidos em cabina acústica com o paciente sentado a um metro do autofalante a 0° azimuth. Foram utilizadas frases gravadas¹⁰¹ apresentadas a 65 dB nível de pressão sonora (NPS) em contexto aberto ou fechado, de acordo com a capacidade do paciente, isolando-se a participação do ouvido contralateral quando aplicável. Os escores dos testes de reconhecimento de fala foram quantificados em percentual de frases corretas e foram realizados no pré-operatório com uso de aparelho de amplificação sonora e com 6, 12 e 18 meses após a cirurgia com uso do implante coclear. Os testes foram realizados tanto em apresentação aberta (*open set*) quanto em apresentação fechada (para os pacientes com desempenho auditivo $\leq 4\%$ em *open set*).

4.9 Dispersão de excitabilidade dos eletrodos

Após a inserção dos eletrodos, a impedância dos eletrodos foi medida para verificar que todos estivessem funcionando. Em seguida, foi realizada a pesquisa do limiar do ECAP e a medida da largura da dispersão da corrente (em milímetros) ao longo da cóclea utilizando o software Custom Sound™ (Cochlear®), disponível comercialmente.

O ECAP foi obtido utilizando-se o procedimento padrão de mascaramento prévio (*foward masking procedure*) para o cancelamento de artefatos, como descrito por Abbas *et al.*⁸⁴. Este método é utilizado geralmente para remover artefatos do estímulo elétrico quando o estimulador e o mascarador estão no mesmo eletrodo^{80,84}. No entanto, ele pode ser empregado também para medir a sobreposição da população neural estimulada, utilizando o mascarador (*masker electrode*) e o estimulador (*probe*) em diferentes eletrodos. Este método é composto por quatro estímulos: traço A - resposta evocada pelo eletrodo estimulador (*probe*). Este estímulo inclui o artefato do estímulo e ECAP evocado pelo *probe*; traço B - dois estímulos sequenciais que vão estimular o mascarador e o estimulador, conseqüentemente este traço vai representar os artefatos evocados pelo mascarador e estimulador e ECAP evocado pelo mascarador apenas (quando o intervalo entre os estímulos é curto o suficiente para não gerar resposta pelo *probe* - período refratário); traço C - resposta derivada do estímulo do mascarador apenas (artefato + ECAP do mascarador); traço D - estímulo com amplitude zero para obter o artefato do sistema. O ECAP elicitado pelo *probe* pode ser obtido subtraindo-se o artefato gerado pelo *probe* (B-C) da resposta evocada apenas do *probe* (A-(B-C)). Por

fim, subtrai-se o artefato gerado pelo sistema $(A-(B-C)-D)^{77}$. Medindo-se o ECAP de um eletrodo estimulador fixo e variando-se a posição do eletrodo mascarador ao longo do feixe, pode-se assim obter a função SOE eletrofisiologicamente (Figura 11). Com isso é possível construir a curva da amplitude da telemetria da resposta neural (NRT) em função do eletrodo mascarador em 1 minuto e 28 segundos.

Os seguintes parâmetros de registro foram utilizados: taxa de estímulo, 40 Hz; largura de pulso, 25 μ s/fase; ganho do amplificador, 50 dB; eletrodo referência (indiferente) para o eletrodo estimulador e mascarador, MP1; eletrodo referência para registro, MP2 (dois eletrodos apical ao eletrodo *probe*); intervalo mascarador-estimulador, 400 μ s; número de varreduras, 50. O mesmo nível de corrente foi utilizado no eletrodo estimulador e mascarador (10 unidades de corrente acima do limiar do ECAP).

Foram registradas as medidas da largura da SOE nos eletrodos 6, 11 e 16 como estimuladores da posição basal, medial e apical da cóclea respectivamente. Foram escolhidos três eletrodos para obtenção da SOE porque tem a mesma sensibilidade para avaliar as diferentes regiões da cóclea do que utilizar mais eletrodos¹⁰², além de consumir menos tempo, já que o paciente estava anestesiado. Na análise do resultado apresentado pelo software, a largura da dispersão (SOE *width*) foi medida em milímetros pelo software Custom Sound, por meio da distância entre dois pontos da curva de respostas neurais no ponto de 75% da função SOE⁸³, porque este é valor percentual mais baixo da amplitude do ECAP no qual foi possível

medir todos os eletrodos testados.

Figura 11 - Exemplo de amplitude absoluta do ECAP em função do eletrodo mascarador para o eletrodo estimulador 11. A seta laranja representa a largura da função mascarada do ECAP (SOE) medida a 75% da amplitude

4.10 Análise estatística

A normalidade da amostra foi estabelecida por meio do teste de Kolmogorov-Smirnov. Para responder ao objetivo principal (correlação entre a profundidade de inserção angular do feixe de eletrodos e o reconhecimento de fala) foi utilizado o coeficiente de Spearman.

Para analisar a influência das demais covariáveis no desempenho auditivo também foi utilizado o coeficiente de correlação de Spearman, bem como para avaliar a correlação entre o SOE e a profundidade de inserção angular.

A comparação entre o reconhecimento de fala e os limiares tonais auditivos antes e após a cirurgia (6, 12 e 18 meses) foi feita utilizando o teste de Wilcoxon para amostras pareadas.

A relação entre o reconhecimento de fala (percentual de sentenças corretas) 6 meses e 12 meses após a ativação (variável dependente) e as demais variáveis independentes (profundidade angular de inserção, idade à cirurgia de implante coclear, tempo de surdez profunda e reconhecimento de fala no pré-operatório) foi avaliada pela regressão linear simples e múltipla.

5 RESULTADOS

5.1 Tempo de surdez

O tempo médio de perda auditiva profunda (com prejuízo funcional) foi de 10 anos (DP=12,3) e mediana foi de 5 anos, variando de 1 a 46 anos entre os sujeitos da pesquisa (Tabela 1). Utilizando o teste não paramétrico de correlação de Spearman, verificou-se uma correlação inversa ($r=-0,452$) moderada entre o tempo de surdez e o percentual de palavras corretas em formato aberto (*open-set*) 6 meses após a ativação do implante coclear, com valor de p estatisticamente significativa ($p=0,004$) (Gráfico 1).

Gráfico 1 - Correlação entre o tempo de surdez e o reconhecimento de fala pós-operatório (*open-set*) 6 meses após ativação do implante coclear

5.2 Idade na cirurgia

A idade média na qual o paciente foi submetido à cirurgia foi de 48,6 anos (desvio padrão: 14,7), com idades variando de 18 a 72 anos (Tabela 1). A idade de realização da cirurgia não apresentou correlação significativa com o resultado auditivo após 6 ou 12 meses de cirurgia ($p=0,98$ e $p=0,86$, respectivamente).

5.3 Limiars auditivos e reconhecimento de fala

Foi utilizada a média das frequências de 500 Hz, 1000 Hz e 2000 Hz para comparar os limiars pré e pós-operatórios. Verificou-se que houve uma melhora significativa no reconhecimento de fala 6 meses após a ativação do implante coclear no grupo estudado ($p<0,001$; teste de Wilcoxon). A média dos valores dos limiars auditivos estão demonstrados na Tabela 2. Os limiars auditivos pré-operatórios não influenciaram os resultados nos testes de reconhecimento de fala em *open-set* 6 meses após ativação do implante coclear ($r=0,024$; $p=0,896$).

Tabela 2 - Média dos limiars auditivos tonais antes da cirurgia e 6 meses após ativação

Avaliação	Mediana (dB) (mín.-máx.)	Mediana (dB) (mín.-máx.)	Valor de p^1
	Pré-operatório	6 meses*	
Limiars auditivos	108,33 (60-130)	28,33 Hz (15-51,67)	$<0,001$

¹Teste de Wilcoxon; *6 meses após ativação do implante coclear

O reconhecimento de fala em apresentação aberta (*open set*) apresentou melhora significativa 6 meses ($p<0,001$) e nova melhora entre 6 e 12 meses ($p=0,005$) após a ativação o implante coclear, porém essa melhora não foi observada quando se comparou entre os tempos de 12 e 18 meses ($p=0,236$; Tabela 3), mostrando estabilização dos resultados 1 ano após a cirurgia.

Tabela 3 - Comparação do reconhecimento de fala em contexto aberto nos diferentes tempos da cirurgia de implante coclear dos participantes do estudo, HC-FMUSP

Avaliação	Mediana (%) (mín.-máx.)	Mediana (%) (mín.-máx.)	Valor de p^1
	Avaliação 1	Avaliação 2	
Pré-open vs. 6m-open	0 (0-50)	50 (0-100)	<0,001
6m-open vs 12m-open	50 (0-100)	70 (0-100)	0,005
12m-open vs. 18m-open	70 (0-100)	70 (0-100)	0,236

¹ Teste de Wilcoxon

Pré-open: reconhecimento de fala em contexto aberto antes da cirurgia; 6m-open: reconhecimento de fala em contexto aberto com 6 meses após a ativação; 12m-open: reconhecimento de fala em contexto aberto 12 meses após a ativação; 18m-open: reconhecimento de fala em contexto aberto 18 meses após ativação; mín.: mínimo; máx. máximo.

5.4 Profundidade de inserção angular e reconhecimento de fala

A profundidade de inserção angular nos pacientes estudados apresentou valor médio de $433,1^\circ$ (310° - 517° ; DP 49,66). A medida angular não apresentou correlação significativa com os testes de reconhecimento de fala em apresentação aberta com 6 meses ($r=-0,343$; $p=0,055$) nem com 12 meses após a ativação do implante coclear ($r=-0,287$; $p=0,234$). Os pacientes foram controlados pelo tempo de surdez (5 e 10 anos) para avaliar se esta variável estaria influenciando a correlação entre a PAI e o reconhecimento de fala. Os coeficientes de Spearman (PAI versus reconhecimento de fala) foram

$r=-0,262$ ($p=0,437$) e $r=-0,354$ ($p=0,106$) para o tempo de privação auditiva inferior a 5 anos e inferior a 10 anos, respectivamente.

5.5 Diâmetro do giro basal da cóclea

A medida do diâmetro do giro basal da cóclea mostrou valor médio de 10,11 mm na população estudada (9,4-11 mm). O teste de Spearman mostrou uma correlação negativa entre a medida do diâmetro do giro basal e o ângulo de inserção, porém sem significância estatística ($r=-0,107$; $p=0,559$).

Encontrou-se correlação inversa moderada entre a medida do giro basal da cóclea e o limiar tonal auditivo médio do pós-operatório ($r=-0,560$; $p=0,001$) (Gráfico 2), porém sem correlação estatisticamente significativa com o teste de reconhecimento de fala.

Gráfico 2 - Correlação entre a média tritonal (500 Hz, 1000 Hz, 2000 Hz) do limiar auditivo pós-operatório e o diâmetro do giro basal da cóclea dos pacientes incluídos no estudo

5.6 Dispersão de excitabilidade

Foi medida a dispersão de excitabilidade dos eletrodos 6 (basal), 11 (medial) e 16 (apical) dos pacientes incluídos no estudo, tendo apresentado valores médios de 1,80 mm, 2,74 mm e 2,38 mm respectivamente (Tabela 4). Utilizando o coeficiente de correlação de Spearman, verificou-se correlação positiva (Gráfico 3) moderada entre a profundidade angular de inserção e SOE do eletrodo 6 ($r=0,627$; $p=0,003$). Para o eletrodo 11 também foi detectada correlação significativa entre o SOE e a PAI, porém esta foi negativa ($r= -0,328$; $p=0,04$).

Tabela 4 - Valores dos limiares da telemetria da resposta neural (TNRT), nível de corrente e dispersão de excitabilidade (amplitude e largura) dos eletrodos 6 (e6), 11 (e11) e 16 (e16)

	e6 (N = 23)			e11 (N = 27)			e16 (N = 21)		
	med.	min.	máx.	med.	min.	máx.	med.	min.	máx.
TNRT (UC)	206	183	230	200	163	234	190	142	232
Nível de corrente para medir a SOE	220	193	246	220	187	250	208	165	255
SOE amplitude (μV)	67,62	19,81	172,12	93,24	41,67	271,52	91,70	32,10	221,65
Largura da SOE (75) em mm	1,80	0,87	3,35	2,74	1,01	6,09	2,38	1,61	5,19

UC: unidades de corrente; med: mediana, min.: mínimo; máx: máximo

Gráfico 3 - Correlação entre a profundidade de inserção angular e a dispersão de excitabilidade (SOE) do eletrodo 6 dos pacientes incluídos no estudo

Entretanto, não houve correlação significativa entre a dispersão de excitabilidade dos eletrodos 6, 11 e 16 e a discriminação auditiva 6 meses após a ativação do implante coclear, mesmo após controlar os pacientes pelo tempo de privação auditiva.

6 DISCUSSÃO

A localização intracoclear e a distância entre os eletrodos do implante coclear parece afetar o reconhecimento de fala após a cirurgia^{78,103}, porém existe grande divergência sobre a influência da profundidade de inserção na performance auditiva. Dessa forma, este estudo propôs investigar a influência da profundidade de inserção angular sobre os resultados auditivos, considerando também outras covariáveis interferentes. Para esta análise, foram utilizados apenas pacientes implantados com eletrodo de um mesmo fabricante (CI422) e com inserção na segunda marcação (25 mm), com exceção de um paciente que só foi possível a inserção entre a primeira e segunda marcação (23 mm), para reduzir a variabilidade do comprimento e do tipo de eletrodos, bem como do fabricante.

A média da profundidade de inserção angular no presente estudo foi de 433,1°, com variação entre 310° e 517°, sugerindo que ainda que se mantenha a profundidade linear, outras características individuais podem interferir na profundidade angular. Franke-Triege *et al.*¹⁰⁴ realizaram estudo em ossos temporais humanos e encontraram um ângulo médio de inserção de 477° para eletrodos de 24 mm (FLEX24), valor semelhante ao encontrado por Adunka *et al.*¹⁰⁵, que utilizaram eletrodos de 31,5mm.

Já nos estudos de Skarzynski *et al.*¹⁰⁶ e Yamamoto *et al.*¹⁰⁷, utilizando o mesmo eletrodo que o utilizado no presente estudo, os valores médios da

PAI encontrados foram, respectivamente, de $391,6^\circ (\pm 40,61)$ e $375^\circ (\pm 17^\circ)$, ou seja, inferiores à média da população deste estudo. Essas diferenças podem ser explicadas pela variabilidade individual da cóclea da população, técnica cirúrgica diferente ou método utilizado para aferir o ângulo de inserção.

Outros autores encontraram ângulos de inserção semelhantes ao verificados ao presente estudo. Zou *et al.*⁶⁹ encontraram média de inserção angular de 423° em ossos temporais analisados com *cone-beam*, mesmo utilizando eletrodos mais longos (28 mm a 32 mm). James *et al.*¹⁰⁸ encontraram uma mediana de inserção angular de 410° para o CI422, enquanto Jia *et al.*¹⁰⁹, que realizaram avaliação intraoperatória com *cone-beam*, acharam um valor médio de PAI para o CI422 de 426° . Isso demonstra que, independentemente do comprimento do eletrodo, outras variações individuais, como o trajeto do feixe de eletrodos, a morfologia e o comprimento da cóclea também interferem na profundidade angular de inserção final^{30,32,66,104}.

6.1 Correlação entre a profundidade de inserção angular do feixe de eletrodos e o resultado auditivo por meio da análise do reconhecimento de fala em pacientes submetidos à cirurgia de implante coclear

Com relação à performance auditiva, não foi observada correlação significativa entre a PAI e o reconhecimento de fala 6 e 12 meses após a ativação do implante coclear em nosso estudo.

Corroborando com achados do presente estudo, Kós *et al.*²⁵ utilizaram diferentes tipos de eletrodos com comprimentos que variaram de 19 a 31 mm e não identificaram correlação significativa entre a performance auditiva (discriminação de vogais e consoantes) e o ângulo de inserção. Outros estudos com diferentes comprimentos de eletrodos também demonstraram não haver influência da profundidade de inserção angular nos testes de discriminação auditiva^{4,26,55,57,58}. No entanto, apenas dois estudos apresentaram desenho prospectivo e incluíram mais de 45 pacientes na análise^{4,57}, sendo que um deles não aponta o valor do ângulo obtido após inserção do feixe de eletrodos⁴. A profundidade angular média de inserção em tais estudos foi de 490,08° (424° - 541,4°), acima da média encontrada em nosso estudo, o que pode ser explicado pelo fato de termos utilizado eletrodos mais curtos e de parede lateral. Nenhum dos estudos pesquisados utilizou apenas o eletrodo CI422®.

Para Chen *et al.*²³ e Venail *et al.*⁵⁹ existiria uma deteriorização da discriminação auditiva à medida que se aumenta o ângulo de inserção, enquanto outros autores concluíram que existe uma correlação positiva significativa entre a performance auditiva e a profundidade de inserção angular, ou seja quão mais profundo é inserido o feixe de eletrodos,

melhores os escores de fala^{15,24,27,56,60}. Esquia-Medina *et al.*²⁷ encontraram correlação positiva apenas para monossílabos e a profundidade de inserção e ausência de correlação para discriminação de sentenças. Além disso, esse efeito não se manteve após 12 meses de seguimento pós-operatório.

Entretanto, esses estudos que demonstraram haver correlação positiva significativa entre a performance auditiva e profundidade de inserção^{15,24,27,56} apresentaram média angular de inserção de 439° (357,7-514°), valor semelhante ao que encontramos no presente estudo (433°), mostrando que talvez outros fatores biológicos ou audiológicos não avaliados nestas pesquisas possam ser responsáveis pelo melhor desempenho auditivo nessa população. Por outro lado, estudos que não encontraram correlação entre a inserção angular e a performance auditiva, como An *et al.*⁵⁵, tiveram a PAI média bem superior (541°) aos estudos citados anteriormente. Isso sugere que outras covariáveis relacionadas ao eletrodo podem ser mais determinantes para o resultado auditivo após o implante coclear do que apenas o valor da inserção angular do feixe de eletrodos, como a posição intracoclear do feixe, o padrão de sobrevivência neural e o alinhamento da frequência *versus* posição¹¹⁰.

Correlação negativa ou positiva com a performance auditiva talvez possa ser detectada apenas em casos extremos, com inserções superficiais ou muito profundas, acima de 500°^{23,56,59}, que não é o objetivo do eletrodo utilizado neste estudo (CI422). Além disso, a estimulação do ápice da cóclea parece ter mais influência na discriminação musical do que no desempenho auditivo propriamente dito²⁸.

Holden *et al.*⁴ estudaram variáveis independentes audiológicas, cognitivas e relacionadas à posição do eletrodo que pudessem interferir no reconhecimento de palavras em contexto aberto em 114 adultos. Após controlar os participantes para a idade na qual foi realizado o implante coclear, não identificaram correlação entre a posição angular do eletrodo mais apical e a o reconhecimento de monossílabos, o que está em concordância com os achados do presente estudo.

Estimar o ângulo de inserção também contribui em outros aspectos relacionados ao resultado do implante coclear. Uma profundidade de inserção menor pode ser almejada em alguns casos quando se deseja evitar o trauma intracoclear para preservar a audição residual¹¹¹. Alguns estudos demonstraram que inserções superiores a 360°-400° (1 giro a 1 giro e ¼ da cóclea) estão associadas a menor índice de preservação dos sons mais graves, principalmente na faixa de 150 a 500 Hz^{112,113}. Outros autores também advogam uma inserção controlada e calculada pelo fato de evitar o deslocamento interescalar do eletrodo da escala timpânica para a vestibular, que também tem sido associado a melhores resultados de performance auditiva⁴.

A posição angular não só do eletrodo mais apical, com também dos demais contatos, permite o mapeamento de cada banda de eletrodo de acordo com a região da frequência característica do órgão de Corti, pois sabe-se que o mapeamento ótimo do implante depende da posição dos mesmos¹¹⁴. Este princípio levou alguns pesquisadores a desenvolverem estratégias de programação do implante coclear baseadas no exame de

imagem, capaz de fornecer a posição angular de cada eletrodo dentro da cóclea e possível interação entre os padrões de estimulação dos mesmos⁷⁸, mostrando que incorporar a medida da PAI na rotina dos pacientes torna-se bastante útil.

Sabe-se que inserções muito profundas podem causar um *by-pass* na região basal da cóclea, deixando de estimular as células ganglionares naquela região, e também pode estar associadas a maiores índices de translocação da escala timpânica para escala vestibular, levando a uma piora do desempenho auditivo^{4,13,115}. Além disso, inserções angulares mais profundas também podem estar associadas a maior trauma intracoclear, resultando em perda do resíduo auditivo e reduzindo o potencial benefício do mesmo^{22,111}.

Outra possível explicação para a inexistência de correlação entre a PAI e o desempenho auditivo encontrada nesse estudo é que inserções muito profundas podem causar confusão ou desalinhamento do *pitch* no ápice da cóclea devido à proximidade das células ganglionares e compressão de frequência nessa região¹¹⁶. No estudo de Gani *et al.*¹¹⁶, alguns pacientes com inserções mais profundas referiram melhor desempenho auditivo após a desativação de eletrodos apicais.

É plausível que quanto mais precisa for a alocação da informação do *pitch* de um eletrodo para a região correspondente na cóclea implantada, maior a contribuição para melhorar a performance auditiva, sendo mais fácil a integração entre a informação acústica e elétrica. Por isso diversas pesquisas têm buscado essa melhor correspondência através de alguns parâmetros, como o ângulo de inserção¹¹⁷.

Talvez não seja necessária uma inserção tão profunda uma vez que a conformação radial das fibras nervosas do gânglio espiral sofre uma compressão à medida que se aproxima do ápice da cóclea. Quarenta por cento do comprimento apical do órgão de Corti (13 mm aproximadamente, faixa de frequência de 880Hz), está comprimido dentro de 20% apical do gânglio espiral³⁹. Além disso, inserções muito apicais podem ocasionar maior interação entre os canais⁹³ (*channel interaction*) e estimulação entre os giros (*cross-turn*), com piora do desempenho auditivo¹¹⁸.

6.2 Influência de outras covariáveis, como tempo de surdez, idade na qual foi realizada a cirurgia e limiares tonais pré-operatórios no resultado auditivo

O processo de envelhecimento natural está associado a alterações no sistema nervoso central relacionadas ao declínio das habilidades de processamento, memória, informações vocais, habilidades cognitivas e processamento temporal¹¹⁹. Tendo em vista a tendência ao envelhecimento populacional e ao potencial consumo de recursos de saúde por esse seguimento da população^{120,121}, estudou-se a possibilidade de que a idade de realização da cirurgia e o tempo da perda auditiva seriam fatores preditivos do resultado auditivo do implante coclear, com o intuito de estabelecer se isso poderia ser um fator limitante ou não na indicação da cirurgia.

Apenas o tempo de privação mostrou influência negativa no resultado auditivo 6 meses após a ativação do implante coclear, ou seja, quanto maior o tempo de privação auditiva, pior tende a ser o reconhecimento de fala com o implante coclear. Este achado está em concordância com outros estudos publicados anteriormente^{4,7,10,122,123}.

Leung *et al.*⁷ demonstraram que a duração da surdez está mais associada ao reconhecimento de monossílabos do que a idade em 749 adolescentes e adultos usuários de implante coclear. Budenz *et al.*¹⁰ mostraram que resultados auditivos pobres inicialmente associados à idade avançada na verdade poderiam ser atribuídos ao tempo de privação auditiva. Um estudo multicêntrico que incluiu dados de 2251 pacientes identificou a duração da privação auditiva como fator preditivo mais fortemente relacionado à performance auditiva¹²⁴. O estudo de Derinsu *et al.*¹²³ incluiu 76 pacientes e mostrou que a duração da perda auditiva foi a variável que apresentou maior correlação negativa com o reconhecimento de palavras após o implante coclear, semelhante ao resultado do presente estudo. Outros autores também identificaram que a duração da perda auditiva tem papel mais relevante do que a idade na qual é realizada a cirurgia^{4,8,125}.

É difícil estimar com certeza o tempo de perda auditiva profunda porque este dado depende da memória do paciente ou exames auditivos pregressos. Talvez por esse motivo exista ainda discordância na literatura com relação à influência do tempo de privação auditiva no resultado do implante coclear. Além disso, diferentes métodos são utilizados para avaliar o resultado auditivo pós-implante (performance no silêncio e no ruído), o que pode ser influenciado pelo status cognitivo do paciente.

Com relação a idade do paciente na qual é realizada a cirurgia, o presente estudo não demonstrou haver correlação entre tal variável e a performance auditiva 6 meses após a cirurgia, corroborando os achados de

outros autores, inclusive aqueles que estudaram populações mais idosas^{10,126,127}. Holden *et al.*⁴ encontraram correlação negativa significativa entre a idade na cirurgia e a performance auditiva, porém a população com mais de 65 anos apresentava nível educacional inferior à subpopulação mais jovem.

Williamson *et al.*¹²⁶ estudaram 28 pacientes com média de idade de 75,8 anos e, utilizando curva de Kaplan-Meier, demonstraram que o implante coclear apresenta benefício auditivo (discriminação de fala em *open-set*) nessa população ao longo do tempo, inclusive na população na nona década de vida. A grande desvantagem desse estudo é que seu desenho foi retrospectivo e não estratificou os resultados em fatores individuais, como duração da privação auditiva. Outro estudo retrospectivo que incluiu 240 adultos comparou o escore de reconhecimento de fala entre a população mais jovem (21 a 64 anos) e a população mais velha (65 anos ou mais) e demonstrou não haver diferença na performance auditiva entre as idades¹²⁸. Derinsu *et al.*¹²³ também concluíram que a idade de realização da cirurgia não é um fator preditivo para o reconhecimento de fala após o implante coclear. Ou seja, a idade no paciente, isoladamente, não deve ser um fator limitante à realização da cirurgia de implante coclear.

Mahmoud *et al.*¹²⁹ apesar de observarem que pacientes com mais de 65 anos reconhecem sentenças (AzBio sentences) significativamente pior que pacientes mais jovens (<65 anos), este achado não se manteve quando foram utilizados monossílabos (CNC monosyllables, $p=0.098$). Budenz *et al.*¹⁰ também encontraram diferença estatisticamente significativa entre o

grupo controle e o grupo de pacientes idosos quando utilizaram percentual de fonemas corretos, porém esta diferença não foi observada para palavras completas. Talvez essa disparidade na literatura possa ser explicada, em parte, pela variabilidade de testes utilizados e pela deteriorização das vias auditivas centrais, que é difícil de ser avaliada e acomete as populações em diferentes graus^{119,130}.

Os benefícios do implante coclear em pacientes com mais de 65 anos foram demonstrados em outras publicações, além de também melhorar qualidade de vida, status psicológico, emocional e interação social¹³¹⁻¹³³. Mais que a idade, talvez as habilidades cognitivas relacionadas ao envelhecimento possam influenciar no reconhecimento de fala nos pacientes submetidos ao implante coclear^{4,7,10,11,134}.

Quando se compara grupos por faixas etárias, não existe controle ou pareamento para outras variáveis, diferentemente quando o mesmo grupo é utilizado antes e após a cirurgia. Consequentemente, já está controlado para nível intelectual por exemplo.

A avaliação audiológica em pacientes candidatos e submetidos a implante coclear não é simples de ser realizada porque inclui diversas configurações a serem consideradas (limiars tonais, discriminação auditiva em contexto aberto e fechado, no silêncio ou no ruído, etc). Os limiars tonais pré-operatórios sem prótese auditiva foram avaliados no presente estudo (média - 107dB) para verificar o efeito da audição residual na performance pós-operatória. Não foi observada correlação significativa entre tal parâmetro e os testes de discriminação de fala no seguimento pós-operatório ($p=0,896$). Esse

achado está em concordância com Favaretto *et al.*¹³⁵ que estudaram 50 idosos (>65 anos) e não demonstraram haver associação entre os limiares pré-operatórios e os testes de compreensão de fala, não sendo considerado um preditor de bom resultado auditivo. De forma similar, Mosnier *et al.*¹²⁷ não encontraram correlação significativa entre os limiares tonais em 1000 Hz e 2000 Hz e a performance auditiva 12 meses após a cirurgia.

Os estudos multicêntricos de Blamey *et al.*⁶ e Lazard *et al.*¹²⁴ demonstraram que apenas 10% e 22%, respectivamente, da variância total dos resultados auditivos pode ser explicada pelos fatores estudados e os limiares auditivos pré-operatórios não contribuíram para essa variância nos testes de percepção de fala após a cirurgia. Os limiares tonais provavelmente estão mais relacionados à sobrevivência e funcionamento das células ciliares e, como comentado anteriormente, não estão correlacionadas aos fatores individuais que interferem na discriminação de fala, como habilidades cognitivas, plasticidade do sistema nervoso central e integridade do sistema auditivo¹²⁴. Esses resultados indicam que a performance com o IC não depende dos fatores periféricos, mas sim da integridade do processamento central. Esse dado é corroborado pelo estudo de Lazard *et al.*¹²⁴ que mostrou que a performance auditiva com IC independe da orelha implantada (seja ela com melhor ou pior limiar tonal pré-operatório). Outro ponto importante a ser ressaltado é que a média dos limiares tonais pré-operatórios na população estudada compatível com perda profunda provavelmente não forneciam audição funcional (>70dB) tendo em vista também a baixa discriminação auditiva no pré-operatório (mediana 0%).

6.3 Correlação entre o diâmetro do giro basal da cóclea e a profundidade do ângulo de inserção para o eletrodo de parede lateral CI422

Com relação ao tamanho da cóclea, sabe-se que o diâmetro do giro basal A tem sido utilizado para estimar o comprimento do ducto coclear^{30,33,66,74,136}, motivo pelo qual foi utilizada tal medida para testar a existência de correlação entre o tamanho da cóclea e o ângulo de inserção do eletrodo CI422. No presente estudo, o diâmetro médio do giro basal (medida A) foi de 10,11 mm, superior ao valor encontrado em outros estudos como Avci *et al.*³² (9,2 mm), Erixon e Rask-Andersen³⁰ (9,3 mm) e Escudè *et al.*⁶⁶ (9,23mm), mesmo tendo utilizado os mesmo parâmetros para as medidas. Isso pode ter decorrido do fato de ter sido utilizado a tomografia pós-operatória que tem mais artefatos devido ao feixe de eletrodos. Outra hipótese é que a população deste trabalho realmente apresente cócleas maiores que a média dessa população citada, já que Ketterer *et al.*¹³⁷ encontraram média de valor da distância A de 9,95 mm e Esquia-Medina *et al.*²⁷ estimaram um valor médio da distância A igual a $9,8 \pm 0,16\text{mm}$, ou seja, medidas semelhantes à encontrada.

O presente estudo não demonstrou correlação significativa entre o diâmetro do giro basal da cóclea a profundidade de inserção angular, corroborando os achados de Esquia-Medina *et al.*²⁷. Como a população estudada apresentou diâmetro basal superior a alguns estudos, talvez seja necessário novo estudo utilizando eletrodos mais longos para confirmar se existe correlação entre a medida A e o ângulo de inserção na nossa população. Por outro lado, segundo Erixon e Rask-Andersen³⁰, o tamanho

do giro basal da cóclea poderia prever o comprimento apenas dos dois giros da cóclea, apresentando menor correlação com o comprimento total da mesma.

Franke-Triegeer *et al.*¹⁰⁴ encontraram correlação negativa entre o diâmetro do giro basal e a profundidade angular de inserção apenas para eletrodos curtos (20 mm) e longos (31 mm). Para eletrodos de tamanho médio (24 mm e 28 mm) não houve correlação entre tais medidas, o que está de acordo com os achados neste estudo.

Zou *et al.*⁶⁹ apenas correlacionaram a medida A com profundidade de inserção linear nos primeiros 360°, ou seja, apenas no giro basal. Ele também demonstrou correlação positiva entre a altura da cóclea e o diâmetro do giro basal, porém foi incapaz de demonstrar relação entre a medida A e a profundidade de inserção angular, mostrando que o trajeto e a morfologia da cóclea são bastante variáveis e que não apenas seu comprimento interfere na profundidade de inserção.

Escudè *et al.*⁶⁶ desenvolveram método para prever a inserção angular final a partir da medida da distância A utilizando uma fórmula matemática (função espiral) e demonstraram que o tamanho da cóclea pode influenciar o ângulo de inserção final, mesmo para eletrodos perimodiolares. No entanto, utilizaram imagens de radiografia no pós-operatório, cuja resolução é inferior à da tomografia, e utilizaram eletrodos perimodiolares de 17 mm e 19 mm, tendo encontrado correlação significativa apenas para eletrodos de 17 mm. Além disso, em estudo recente, Timm *et al.*¹³⁸ comprovaram que a fórmula desenvolvida por Escudè tem

concordância entre o valor estimado e o valor aferido do ducto coclear em apenas 66% dos casos, ou seja, a medida do diâmetro A pode não ser suficiente para estimar a PAI em alguns casos, como demonstrado em nosso estudo.

Isso não exclui a possibilidade de se utilizar o diâmetro do giro basal para estimar o tamanho da cóclea, pois observou-se que tal medida tem correlação negativa com o limiar auditivo tonal no pós-operatório ($r=-0,560$; $p<0,001$), ou seja, quanto maior o giro basal da cóclea, melhor o posicionamento do eletrodo de 25 mm. Isso significa melhor distribuição da corrente elétrica ao longo das células ganglionares, permitindo melhor detecção dos tons, embora essa melhor “detecção dos sons” não garanta melhor reconhecimento de fala, uma vez que para atingir melhor reconhecimento de fala são necessárias outras habilidades além da detecção. A posição de cada eletrodo dentro da cóclea é importante para que ocorra alinhamento entre a frequência elicitada e a frequência característica de cada região da cóclea, com melhora da performance no dimensionamento do *pitch*¹³⁹. Tal medida pode ser um guia para escolha do comprimento do feixe de eletrodos para cada paciente de acordo a medida do giro basal no pré-operatório.

6.4 Correlação entre a dispersão de excitabilidade dos eletrodos 6, 11 e 16 e a profundidade angular de inserção

A interface eletrodo-neurônio é uma fonte potencial de variabilidade na percepção auditiva em usuários de implante coclear, o que está relacionado aos fatores periféricos que influenciam a ativação do nervo auditivo, como localização dos eletrodos, crescimento de tecido ósseo/fibroso e integridade/sobrevivência dos neurônios auditivos^{77,84,87}. Os níveis de corrente necessários e a dispersão de excitabilidade podem ser maiores para eletrodos distantes do modíolo⁹¹, porém, até o momento, não existe nenhum dado convincente estabelecido que correlacione tais parâmetros ao reconhecimento de fala^{80,83,95}.

Avaliar a interação entre os canais do implante coclear pode ser útil nesta população, uma vez que ajustes nos parâmetros de estimulação (largura e intensidade do pulso, configuração dos eletrodos, modo de estimulação) e planejamento da profundidade de inserção podem melhorar a independência de cada canal. Pelo nosso conhecimento, esse é o primeiro relato da literatura que correlaciona a dispersão de excitabilidade com profundidade de inserção e reconhecimento de fala.

No presente estudo foram utilizados dois parâmetros para avaliar a interface neurônio-eletrodo: profundidade angular de inserção e dispersão de excitabilidade; e os correlacionou com a performance auditiva em usuários de implante coclear. Tais parâmetros fornecem dados relacionados à cobertura coclear, posição dos eletrodos e à integridade dos neurônios auditivos. Essa informação pode ser útil para escolha de eletrodos e profundidade de inserção almejada, sendo mais um parâmetro que pode ser

controlado pelo cirurgião para se obter a melhor performance auditiva possível. Além disso, pode ajudar no mapeamento do implante coclear, podendo-se optar por estratégias de programação com uma estimulação mais focal ou até inativação de eletrodos. Foi identificado neste estudo correlação positiva entre a PAI e a dispersão de excitabilidade do eletrodo 6 e correlação negativa entre a PAI e a SOE do eletrodo 11, contrariando nossa hipótese inicial. Ou seja, quanto maior é a profundidade angular de inserção, maior é a dispersão de excitabilidade na base da cóclea, enquanto na região medial essa dispersão propende a diminuir.

Uma possível explicação é que quanto mais profunda é a inserção angular do eletrodo, maior a chance de ocorrer dobras ou torções (acotovelamento) do eletrodo ao entrar em contato com a parede lateral, fazendo com que ele se distancie da parede modiolar na sua porção basal e se aproxime da parede modiolar na porção medial; enquanto no ápice, pelo diâmetro do ducto coclear, os eletrodos parecem não sofrer grande variação na distância para a parede modiolar. Consequentemente, a dispersão da excitabilidade diminui na porção medial à medida que a PAI aumenta e aumenta na base, mantendo-se constante no ápice. Este achado está de acordo com o trabalho de Hughes *et al.*¹⁴⁰, que compararam a separação espacial da SOE de canais virtuais e eletrodos físicos, e demonstraram que a função da SOE no ápice mantém-se mais estável e constante, provavelmente devido ao padrão de sobrevivência neural ou formato cônico da cóclea. Macias *et al.*¹⁴¹ demonstraram que os eletrodos alocados para frequências altas e médias apresentam melhor discriminação em feixes perimodiolares do que

feixes retos, enquanto no ápice essa diferença não é percebida, mostrando que o ápice sofre menos influência da PAI para afetar a distância eletrodo-modíolo e discriminação do *pitch*. Outros autores, apesar de não utilizarem a medida eletrofisiológica (ECAP), concluíram que a distância do eletrodo à parede medial é maior na região intermediária da cóclea do que na base e no ápice⁸⁶, corroborando nossos achados de que a dispersão de excitabilidade é menor na base e maior na região medial da cóclea. Por outro lado, a distância eletrodo-modiolar diminui em direção à base da cóclea à medida que se aumenta a profundidade angular de inserção, contrariando nossos resultados, que mostrou uma tendência a aumento da SOE na base à medida que a inserção torna-se mais profunda. O presente estudo também está de acordo com os achados de van der Beek *et al.*⁹⁵, que relataram maior dispersão de excitabilidade na região medial da cóclea e menor dispersão na região basal. No entanto, utilizaram a região apical como referência para correlação, não aferiram a profundidade de inserção e utilizam apenas 28 sujeitos.

Na tentativa de introduzir todos os eletrodos, o cirurgião pode acabar forçando o feixe e distanciando os contatos da parede modiolar e, em alguns casos, induzir à perfuração da membrana basilar levando a translocação para escala vestibular¹⁴². Para evitar esse fenômeno foi descrita a técnica do *push-back*, que consiste em puxar o feixe de eletrodos alguns milímetros após sua inserção para ajustar a posição do mesmo¹⁴³. Consequentemente, ressalta-se mais uma vez a importância de se estimar o comprimento da cóclea e o feixe de eletrodo indicado para cada paciente para evitar a necessidade dessa técnica.

Outros autores também descreveram que a dispersão de excitabilidade neural pode estar diretamente relacionada à posição do eletrodo (distância do eletrodo ao modíolo)^{80,83,85,144}. Usuários de implante coclear que apresentam boa correlação entre a SOE e a distância eletrodo-modíolo medida na tomografia tendem a apresentar melhor performance auditiva e se beneficiam de programas cuja estratégia reduz a interação entre os canais⁸⁵. Por outro lado, não existe correlação entre a distância eletrodo-modíolo e o pico de amplitude do ECAP¹⁴⁴, demonstrando que a distância radial do eletrodo ao modíolo isoladamente pode não ser um parâmetro confiável para estimar a corrente de estimulação utilizada na programação, uma vez que não leva em consideração o padrão de sobrevivência neural, a dispersão da corrente e a impedância do meio. Quando se estuda a relação entre o pico da amplitude do ECAP e o limiar comportamental de estimulação de cada canal verifica-se correlação negativa entre tais parâmetros¹⁴⁴, ou seja, talvez o status do nervo auditivo seja mais importante do que a posição do eletrodo na determinação do limiar. Davis et al. também concluíram que a distância do eletrodo ao modíolo contribui minimamente para estimar o nível de carga requerido para estimulação supraliminar (nível de conforto C/M)¹⁴⁵.

Destaca-se ainda que poucos estudos não observaram variação da dispersão da excitabilidade neural ao longo da cóclea. Busby *et al.*¹⁴⁶ não encontraram correlação entre a largura da SOE e as diferentes regiões da cóclea, bem como não identificaram correlação entre a medida da SOE e o escalonamento psicoacústico de frequências (*pitch*) em regiões distintas da

cóclea. Porém, eles calcularam essa dispersão em número de eletrodos e não em milímetros e avaliaram apenas nove sujeitos, sem qualquer correlação com a profundidade de inserção ou trajeto do eletrodo dentro da cóclea. Padilla *et al.*¹⁰² compararam se o modo de estratégia de estimulação mais focal (tripolar versus monopolar) em diferentes regiões da cóclea levaria à redução na dispersão de excitabilidade e não observaram nenhuma diferença em relação à localização da cóclea, porém não compararam especificamente o valor da SOE em cada região como no nosso trabalho.

Teoricamente, a redução da dispersão de excitabilidade pode levar a uma redução na interação entre os canais e aumentar a resolução espectral, podendo diminuir problemas com o entendimento do discurso na presença de ruído de fundo e de música⁹¹. Para reduzir a dispersão de excitabilidade dos eletrodos (e consequentemente, interação entre os canais), algumas estratégias de estimulação mais focais já foram propostas^{102,147,148}. Dessa forma, correlacionar a profundidade de inserção com a dispersão de excitabilidade em diferentes regiões da cóclea torna-se um parâmetro de extrema importância para que estratégias de estimulação mais focais sejam utilizadas nos locais onde a dispersão tende a ser maior com o objetivo de reduzir a interação entre os contatos e melhorar o desempenho auditivo. Além disso, não é factível utilizar um padrão de estimulação mais focal em todos os eletrodos porque levaria a um consumo extremamente alto da bateria. Outra razão é que este tipo de estimulação requer fases com maior duração, o que limitaria a taxa de estimulação geral de todo o feixe de eletrodos.

O fato de não haver correlação significativa entre a dispersão de excitabilidade dos eletrodos 6, 11 e 16 e o reconhecimento de fala 6 meses após o uso do dispositivo pode estar relacionado ao fato de termos medido a SOE apenas em três eletrodos, podendo não ter capturado a provável variabilidade da SOE ao longo da cóclea. Outra possível explicação é que a correspondência entre a banda de frequências designada para os eletrodos e a localização física dos mesmos dentro da cóclea seria mais importante para o desempenho auditivo^{54,149} do que apenas a dispersão de excitabilidade em si. A incompatibilidade entre os filtros analíticos de frequências do processador do IC e a localização dos eletrodos pode ocasionar efeito de compressão ou expansão de frequências, prejudicando o reconhecimento de fala, principalmente para vogais^{40,110}.

O resultado deste estudo está de acordo com autores na literatura que também não detectaram correlação significativa entre a dispersão de excitabilidade ou extensão de interação entre os canais e a performance auditiva^{80,83,95,144}. Esse achado também sugere que outros fatores centrais podem estar envolvidos nesse resultado, uma vez que a SOE não fornece informações sobre o processamento do sistema auditivo central; ou que a SOE no estudo tenha sido influenciada pelo padrão de sobrevivência neural. Abbas *et al.*⁸⁴ sugeriram que a medida da SOE pode não ser tão sensível ou específica em regiões onde o padrão de sobrevivência neural é pobre, levando ao deslocamento do pico do mascaramento para eletrodos vizinhos, aumentando a dispersão da função do ECAP. O fato de no presente estudo ter sido utilizado estimulação monopolar também pode ter influenciado negativamente na

discriminação do *pitch* elicitado assim como descrito por Landsberger *et al.*¹⁴⁷ e na seletividade espacial no sistema nervoso central como descrito pelo Bierer *et al.*⁸⁹ e, conseqüentemente, na performance auditiva.

6.5 Limitações

Não foi identificado em qual escala o eletrodo ficou posicionado nem se houve translocação da escala timpânica para escala vestibular. Avaliar a trajetória do eletrodo dentro da cóclea também ajudaria a entender melhor a relação entre a dispersão de excitabilidade e o ângulo de inserção. Além disso, o tamanho da amostra do presente estudo pode ter limitado a identificação de correlação entre o diâmetro da cóclea e a PAI, uma vez que foi calculada para detectar correlação entre a profundidade de inserção e a performance auditiva.

Estudos subsequentes podem utilizar a tomografia pré-operatória para medição do giro basal da cóclea de forma mais fidedigna, bem como utilizar eletrodos mais longos para avaliar se a ausência de correlação entre a PAI e a percepção de fala se confirma na população deste estudo.

Pode-se sugerir ainda que em estudos futuros seja interessante a avaliação tomográfica da distância eletrodo-modíolo e do padrão de sobrevivência neural para melhor avaliação da interface eletrodo-modiolar.

7 CONCLUSÕES

Esse estudo evidencia que a profundidade de inserção angular está diretamente relacionada à dispersão de excitabilidade dos eletrodos basais e mediais, com provável influência na interação entre os canais de estimulação nas regiões onde a dispersão da corrente é maior.

Os resultados desse estudo também demonstram que quanto menor o tempo de privação auditiva melhor é o resultado auditivo após o implante coclear. Além disso, a idade de realização da cirurgia e a profundidade angular de inserção para eletrodos de parede lateral não influenciam na discriminação auditiva de pacientes submetidos à cirurgia de implante coclear.

Anexo A - Termo de consentimento livre e esclarecido**HOSPITAL DAS CLÍNICAS DA FACULDADE DE MEDICINA DA UNIVERSIDADE DE
SÃO PAULO-HCFMUSP****TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO****DADOS DE IDENTIFICAÇÃO DO SUJEITO DA PESQUISA OU RESPONSÁVEL LEGAL**

1. NOME:

DOCUMENTO DE IDENTIDADE Nº:SEXO: .M (.) . F . (.)

DATA NASCIMENTO:...../...../.....

ENDEREÇO NºAPTO:

BAIRRO:CIDADE.....

CEP:TELEFONE: DDD (.....)

2. RESPONSÁVEL LEGAL.....

NATUREZA (grau de parentesco, tutor, curador etc.).....

DOCUMENTO DE IDENTIDADE Nº:SEXO: .M (.) . F . (.)

DATA NASCIMENTO:...../...../.....

ENDEREÇO NºAPTO:

BAIRRO:CIDADE.....

CEP:TELEFONE: DDD (.....)

DADOS SOBRE A PESQUISA

1. TÍTULO DO PROTOCOLO DE PESQUISA: INFLUÊNCIA DO ÂNGULO DE INSERÇÃO DOS ELETRODOS CI422 NA PERFORMANCE AUDITIVA DE INDIVÍDUOS SUBMETIDOS A IMPLANTE COCLEAR

PESQUISADOR: Ricardo Ferreira Bento

CARGO/FUNÇÃO: Professor Titular

INSCRIÇÃO CONSELHO REGIONAL Nº 33144

UNIDADE DO HCFMUSP: Disciplina de Otorrinolaringologia da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo

3. AVALIAÇÃO DO RISCO DA PESQUISA:

RISCO MÍNIMO ☒RISCO MÉDIO ☐RISCO BAIXO ☐RISCO MAIOR ☐

4. DURAÇÃO DA PESQUISA: 2 anos

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

Nas cirurgias de implante coclear existe uma grande chance de destruição das estruturas da audição pela entrada dos eletrodos. Apesar de você já ter uma perda de audição e lesão nas células da cóclea, acreditamos que a preservação vale a pena para que o resultado do próprio implante seja melhor. Além disso, a medida de quantas voltas o implante fez dentro da sua cóclea pode ajudar a estimar com mais precisão como ficará sua audição após a cirurgia.

O objetivo deste estudo é avaliar a relação do ângulo de inserção (quão profundo o feixe de eletrodos foi introduzido na cóclea), através de exame de imagem após a cirurgia (tomografia computadorizada) com os resultados auditivos, desenvolvimento de fala e habilidade de conversar no dia a dia com o implante coclear. A tomografia computadorizada pode trazer danos ao paciente quando usada de forma indiscriminada e repetidas vezes, por aumentar a dose de irradiação. Neste caso, será realizada apenas um exame após a cirurgia. Por outro lado, avaliar o ângulo que os eletrodos fazem dentro da cóclea, ajuda a escolher a melhor programação do implante, baseado nas frequências da audição que queremos estimular, contribuindo para um melhor resultado auditivo. Também possibilita a preservação da audição, caso seja necessário.

Você está sendo convidado a participar deste estudo.

Se você aceitar sua participação será voluntária e consistirá em que durante a sua cirurgia de implante, possa ser aplicado um desses dois procedimentos:

- cirurgia de implante coclear convencional com inserção do feixe de eletrodos até um marca que corresponde a 25 milímetros de inserção na cóclea;
- cirurgia de implante coclear convencional com inserção do feixe de eletrodos até a que seja sentida a primeira resistência (impossibilidade de inserção completa do feixe até 25mm).

Os estudos que já foram feitos com tais implantes mostraram que não há efeitos negativos ou nocivos para a pessoa. Os riscos do procedimento são os mesmos de qualquer cirurgia de implante convencional: sangramento, dor, infecção, paralisia facial. Depois da cirurgia, você fará 3 de exames de audição, 1 mês, 6 meses e 1 ano após a cirurgia. Esses exames são parte da rotina de acompanhamento de todos os pacientes implantados.

Você não terá benefícios diretos ou imediatos com participação no estudo, porém você estará contribuindo para que outros pacientes no futuro possam se beneficiar e ter melhores resultados com a cirurgia.

É garantida a liberdade da retirada de consentimento a qualquer momento e deixar de participar do estudo, sem qualquer prejuízo à continuidade de seu tratamento na instituição. As informações obtidas serão analisadas em conjunto com a dos outros pacientes, não sendo divulgado a identificação de nenhum paciente.

Não há despesas pessoais para o participante em qualquer fase do estudo, incluindo exames e consultas. Também não há compensação financeira relacionada à sua participação. Se existir qualquer despesa adicional, ela será absorvida pelo orçamento da pesquisa.

O pesquisador compromete-se a utilizar os dados e o material coletado somente para esta pesquisa, podendo os dados serem utilizados em aulas e apresentações no meio

acadêmico médico, como congressos por exemplo, ou em revista científica da área médica, sempre preservando a identidade do paciente. Você tem o direito de ser mantido atualizado sobre os resultados parciais das pesquisas, quando os mesmos forem de conhecimento dos pesquisadores.

Em qualquer etapa do estudo, você terá acesso aos profissionais responsáveis pela pesquisa para esclarecimento de eventuais dúvidas. O principal investigador é o Dr. Francisco das Chagas Cabral Júnior que pode ser encontrada no endereço Av. Dr. Enéas de Carvalho Aguiar, 255, ambulatório de Otorrinolaringologia (6º andar prédio dos ambulatórios), no(s) telefone(s) 2661-6286. 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 - tel: 2661-6442 ramais 16, 17, 18 ou 20, FAX: 2661-6442 ramal 26 – E-mail:cappesq@hcnet.usp.br.

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

CONSENTIMENTO PÓS-ESCLARECIDO

Acredito ter sido suficientemente informado a respeito das informações que li ou que foram lidas para mim, descrevendo o estudo "INFLUÊNCIA DO ÂNGULO DE INSERÇÃO DOS ELETRODOS CI422 NA PERFORMANCE AUDITIVA DE INDIVÍDUOS SUBMETIDOS A IMPLANTE COCLEAR"

Eu discuti com a Dr. Francisco das Chagas Cabral Júnior sobre a minha decisão em participar nesse estudo. Ficaram claros para mim quais são os propósitos do estudo, os procedimentos a serem realizados, seus desconfortos e riscos, as garantias de confidencialidade e de esclarecimentos permanentes. Ficou claro também que minha participação é isenta de despesas e que tenho garantia do acesso a tratamento hospitalar quando necessário. Concordo voluntariamente em participar deste estudo e poderei retirar o meu consentimento a qualquer momento, antes ou durante o mesmo, sem penalidades ou prejuízo ou perda de qualquer benefício que eu possa ter adquirido, ou no meu atendimento neste Serviço.

Assinatura do paciente/representante legal Data / /

Assinatura da testemunha Data / /

para casos de pacientes menores de 18 anos, analfabetos, semi-analfabetos ou portadores de

deficiência auditiva ou visual.

(Somente para o responsável do projeto)

Declaro que obtive de forma apropriada e voluntária o Consentimento Livre e Esclarecido deste paciente ou representante legal para a participação neste estudo.

Assinatura do responsável pelo estudo Data / /

Rubrica do sujeito de pesquisa ou responsável _____

Rubrica do pesquisador _____

Anexo B - Aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa do HC-FMUSP **PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP****DADOS DO PROJETO DE PESQUISA**

Título da Pesquisa: INFLUÊNCIA DO ÂNGULO DE INSERÇÃO DO FEIXE DE ELTRODOS CI422 NA PERFORMANCE AUDITIVA DE INDIVÍDUOS SUBMETIDOS A IMPLANTE COCLEAR

Pesquisador: Ricardo Ferreira Bento

Área Temática:

Versão: 1

CAAE: 44032215.1.0000.0068

Instituição Proponente: HOSPITAL DAS CLINICAS DA FACULDADE DE MEDICINA DA U S P

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 1.076.762

Data da Relatoria: 06/05/2015

Apresentação do Projeto:

Estudo prospectivo em que 25 sujeitos serão operados para implantação do implante coclear CI422. Serão observados sinais de cicatrização, inflamação ou infecção da ferida operatória, dor, hematoma e extrusão do implante. Os resultados audiológicos serão realizados periodicamente e serão comparados com os testes pré-operatórios.

Objetivo da Pesquisa:

Avaliar a influência do ângulo de inserção do feixe de eletrodos Cochlear Nucleus CI422 na performance auditiva de indivíduos com anatomia coclear normal, submetidos à implante coclear

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Risco médio associado ao procedimento cirúrgico.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

O tema é pertinente e o desenho do estudo está adequado.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

A proposta está adequada.

Recomendações:

Sem recomendações.

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: 1.076.762

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Sem pendências.

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

Considerações Finais a critério do CEP:

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

SAO PAULO, 25 de Maio de 2015

Assinado por:
ALFREDO JOSE MANSUR
(Coordenador)

9 REFERÊNCIAS

1. Bento RF, Penna-Lima Junior LR, Tsuji RK, Goffi-Gomez MVS, Penna-Lima DV, Brito Neto RV. *Tratado de implante coclear e próteses auditivas implantáveis*. Rio de Janeiro: Revinterr. 2014. 155-160 p.
2. Heydebrand G, Hale S, Potts L, Gotter B, Skinner M. Cognitive predictors of improvements in adults' spoken word recognition six months after cochlear implant activation. *Audiol Neurotol*. 2007;12(4):254-64.
3. Gifford RH, Shalloo JK, Peterson AM. Speech recognition materials and ceiling effects: considerations for cochlear implant programs. *Audiol Neurotol*. 2008;13(3):193-205.
4. Holden LK, Finley CC, Firszt JB, Holden TA, Brenner C, Potts LG, Gotter BD, Vanderhoof SS, Mispagel K, Heydebrand G, Skinner MW. Factors affecting open-set word recognition in adults with cochlear implants. *Ear Hear*. 2013;34(3):342-60.
5. Lazard DS, Giraud AL, Gnansia D, Meyer B, Sterkers O. Understanding the deafened brain: Implications for cochlear implant rehabilitation. *Eur Ann Otorhinolaryngol Head Neck Dis*. 2012;129(2):98-103.

6. Blamey P, Artieres F, Başkent D, Bergeron F, Beynon A, Burke E, Dillier N, Dowell R, Fraysse B, Gallégo S, Govaerts PJ, Green K, Huber AM, Kleine-Punte A, Maat B, Marx M, Mawman D, Mosnier I, O'Connor AF, O'Leary S, Rousset A, Schauwers K, Skarzynski H, Skarzynski PH, Sterkers O, Terranti A, Truy E, Van de Heyning P, Venail F, Vincent C, Lazard DS. Factors affecting auditory performance of postlinguistically deaf adults using cochlear implants: an update with 2251 patients. *Audiol Neurotol*. 2012;18(1):36-47.
7. Leung J, Wang NY, Yeagle JD, Chinnici J, Bowditch S, Francis HW, Niparko JK. Predictive models for cochlear implantation in elderly candidates. *Arch Otolaryngol - Head Neck Surg*. 2005;131(12):1049-54.
8. Green KMJ, Bhatt YM, Mawman DJ, O'Driscoll MP, Saeed SR, Ramsden RT, Green MW. Predictors of audiological outcome following cochlear implantation in adults. *Cochlear Implants Int*. 2007;8(1):1-11.
9. Friedland D, Runge-Samuelson C, Baig H, Jensen J. Case-control analysis of cochlear implant performance in elderly patients. *Head Neck Surg*. 2010;136(5):432-8.
10. Budenz CL, Cosetti MK, Coelho DH, Birenbaum B, Babb J, Waltzman SB, Roehm PC. The effects of cochlear implantation on speech perception in older adults. *J Am Geriatr Soc*. 2011;59(3):446-53.
11. Collison EA, Munson B, Carney AE. Relations among linguistic and cognitive skills and spoken word recognition in adults with cochlear implants. *J Speech, Lang Hear Res*. 2004;47(3):496-508.

12. Aschendorff A, Kromeier J, Klenzner T, Laszig R. Quality control after insertion of the nucleus contour and contour advance electrode in adults. *Ear Hear*. 2007;28(SUPPL.2):75-9.
13. Finley CC, Holden TA, Holden LK, Whiting BR, Chole RA, Neely GJ, Hullar TE, Skinner MW. Role of electrode placement as a contributor to variability in cochlear implant outcomes. *Otol Neurotol*. 2008;29(7):920-8.
14. Wanna GB, Noble JH, McRackan TR, Dawant BM, Dietrich MS, Watkins LD, Rivas A, Schuman TA, Labadie RF. Assessment of electrode placement and audiological outcomes in bilateral cochlear implantation. *Otol Neurotol*. 2011;32(3):428-32.
15. O'Connell BP, Cakir A, Hunter JB, Francis DO, Noble JH, Labadie RF, Zuniga G, Dawant BM, Rivas A, Wanna GB. Electrode location and angular insertion depth are predictors of audiology outcomes in cochlear implantation. *Otol Neurotol*. 2016;37(8):1016-23.
16. Hamzavi J, Arnoldner C. Effect of deep insertion of the cochlear implant electrode array on pitch estimation and speech perception. *Acta Otolaryngol*. 2006;126(11):1182-7.
17. Hochmair I, Hochmair E, Nopp P, Waller M, Jolly C. Deep electrode insertion and sound coding in cochlear implants. *Hear Res*. 2015;322(October):14-23.

18. Hochmair I, Arnold W, Nopp P, Jolly C, Muller J, Roland P. Deep electrode insertion in cochlear implants: apical morphology, electrodes and speech perception results. *Acta Otolaryngol.* 2003;123(5):612-7.
19. Hilly O, Smith L, Hwang E, Shipp D, Symons S, Nedzelski JM, Chen JM, Lin VY. Depth of cochlear implant array within the cochlea and performance outcome. *Ann Otol Rhinol Laryngol.* 2016;125(11):886-92.
20. Friesen LM, Shannon R V, Baskent D, Wang X. Speech recognition in noise as a function of the number of spectral channels: Comparison of acoustic hearing and cochlear implants. *J Acoust Soc Am.* 2001;110(2):1150-63.
21. Glueckert R, Pfaller K, Kinnefors A, Rask-Andersen H, Schrott-Fischer A. The human spiral ganglion: New insights into ultrastructure, survival rate and implications for cochlear implants. *Audiol Neurotol.* 2005;10(5):258-73.
22. Boyd PJ. Potential benefits from deeply inserted cochlear implant electrodes. *Ear Hear.* 2011;32(4):411-27.
23. Chen JM, Farb R, Hanusaik L, Shipp D, Nedzelski JM. Depth and quality of electrode insertion: a radiologic and pitch scaling assessment of two cochlear implant systems. *Am J Otol.* 1999;20(2):192-7.
24. Yukawa K, Cohen L, Blamey P, Pyman B, Tungvachirakul V, O'Leary S. Effects of insertion depth of cochlear implant electrodes upon speech perception. *Audiol Neuro-Otology.* 2004;9(3):163-72.

25. Kós MI, Boëx C, Sigrist A, Guyot JP, Pelizzone M. Measurements of electrode position inside the cochlea for different cochlear implant systems. *Acta Otolaryngol.* 2005;125(5):474-80.
26. Skinner MW, Holden TA, Whiting BR, Voie AH, Brunsden B, Neely JG, Saxon EA, Hullar TE, Finley CC. In vivo estimates of the position of advanced bionics electrode arrays in the human cochlea. *Ann Otol Rhinol Laryngol.* 2007;116(4):2-24.
27. Esquia-Medina GN, Borel S, Nguyen Y, Ambert-Dahan E, Ferrary E, Sterkers O, Grayeli AB. Is electrode-modiolus distance a prognostic factor for hearing performances after cochlear implant surgery? *Audiol Neurotol.* 2013;18(6):406-13.
28. Roy AT, Penninger RT, Pearl MS, Wuerfel W, Jiradejvong P, Carver C, Buechner A, Limb CJ. Deeper cochlear implant electrode insertion angle improves detection of musical sound quality deterioration related to bass frequency removal. *Otol Neurotol.* 2016;37(2):146-51.
29. Giacomini G, Pavan ALM, Altemani JMC, Castilho AM, Pina DR. Ferramenta computacional para avaliação pós-operatória de pacientes com implante coclear. In: XXI Congresso Brasileiro de Física Médica. Florianópolis - SC, 24 a 27 de agosto de 2016. Anais, 2016, p. ;4-5.
30. Erixon E, Rask-Andersen H. How to predict cochlear length before cochlear implantation surgery. *Acta Otolaryngol.* 2013;133(12):1258-65.

31. Pelliccia P, Venail F, Bonafé A, Makeieff M, Iannetti G, Bartolomeo M, Mondain M. Cochlea size variability and implications in clinical practice. *Acta Otorhinolaryngol Ital.* 2014;34(1):42-9.
32. Avci E, Nauwelaers T, Lenarz T, Hamacher V, Kral A. Variations in microanatomy of the human cochlea. *J Comp Neurol.* 2014; 522(14):3245-61.
33. Mistrík P, Jolly C. Optimal electrode length to match patient specific cochlear anatomy. *Eur Ann Otorhinolaryngol Head Neck Dis.* 2016;133(Suppl. 1):S68-71.
34. Greenwood DD. A cochlear frequency-position function for several species - 29 years later. *J Acoust Soc Am.* 1990;87(6):2592-605.
35. Baumann U, Nobbe A. The cochlear implant electrode-pitch function. *Hear Res.* 2006;213(1-2):34-42.
36. Hornsby BWY. The speech intelligibility index : what is it and what' s it good for ? *Hear J.* 2004;57(10):10-7.
37. Grasmeder ML, Verschuur CA, Batty VB. Optimizing frequency-to-electrode allocation for individual cochlear implant users. *J Acoust Soc Am.* 2014;136(6):3313-24.
38. Kawano A, Seldon HL, Clark GM. Computed-aided three-dimensional reconstruction in human cochlear maps: measurement of the lenghts of organ of Corti, outer wall, inner wall, and Rosenthal's canal. *Ann Otol Rhinol Laryngol.* 1996;105(9):701-9.

-
39. Stakhovskaya O, Sridhar D, Bonham BH, Leake PA. Frequency map for the human cochlear spiral ganglion: Implications for cochlear implants. *J Assoc Res Otolaryngol*. 2007;8(2):220-33.
 40. Başkent D, Shannon R V. Frequency-place compression and expansion in cochlear implant listeners. *J Acoust Soc Am*. 2004;116(5):3130-40.
 41. Verbist BM, Skinner MW, Cohen LT, Leake PA, James C, Boëx C, Holden TA, Finley CC, Roland PS, Roland JT Jr, Haller M, Patrick JF, Jolly CN, Faltys MA, Briaire JJ, Frijns JH. Consensus panel on a cochlear coordinate system applicable in histological, physiological and radiological studies in human cochlea. *Otol Neurotol*. 2010;31(5):722-30.
 42. Ketten DR, Skinner MW, Wang G, Vannier MW, Gates GA, Neely JG. In vivo measures of cochlear length and insertion depth of nucleus cochlear implant electrode arrays. *Ann Otol Rhinol Laryngol*. 1998;107(11 Pt 2):1-16.
 43. Skinner MW, Ketten DR, Holden LK, Harding GW, Smith PG, Gates GA, Neely JG, Kletzker GR, Brunsden B, Blocker B. CT-derived estimation of cochlear morphology and electrode array position in relation to word recognition in nucleus-22 recipients. *J Assoc Res Otolaryngol*. 2002;3(3):332-50.
 44. Meng J, Li S, Zhang F, Li Q, Qin Z. Cochlear size and shape variability and implications in cochlear implantation surgery. *Otol Neurotol*. 2016;37(9):1307-13.

45. Sridhar D, Stakhovskaya O, Leake PA. A frequency-position function for the human cochlear spiral ganglion. *Audiol Neurotol*. 2006;11(Suppl. 1):16-20.
46. Boëx C, Baud L, Cosendai G, Sigrist A, Kós MI, Pelizzone M. Acoustic to electric pitch comparisons in cochlear implant subjects with residual hearing. *J Assoc Res Otolaryngol*. 2006;7(2):110-24.
47. James CJ, Blamey PJ, Shallop JK, Incerti P V, Nicholas AM. Contralateral masking in cochlear Implant users with residual hearing in the non-implanted ear. *Audiol Neurotol*. 2001;6:87-97.
48. Erixon E, Högstorp H, Wadin K, Rask-Andersen H. Variational anatomy of the human cochlea. *Otol Neurotol*. 2009;30(1):14-22.
49. Trieger A, Schulze A, Schneider M, Zahnert T, Mürbe D. In vivo measurements of the insertion depth of cochlear implant arrays using flat-panel volume computed tomography. *Otol Neurotol*. 2011;32(1):152-7.
50. Xu J, Xu S-A, Cohen L, Clark GM. Cochlear view: postoperative radiography for cochlear implantation. *Am J Otol*. 2000;21(1):49-56.
51. Dorman MF, Loizou PC, Rainey D. Simulating the effect of cochlear-implant electrode insertion depth on speech understanding. *J Acoust Soc*. 1997;102(11):2993-6.

-
52. Hodges AV, Villasuso E, Balkany T, Blrd PA, Butts S, Lee D, Gomez O. Hearing results with deep insertion of cochlear implant electrodes. *Am J Otol.* 1999;20(1):53-5.
 53. Khan AM, Handzel O, Burgess BJ, Damian D, Eddington DK, Nadol JB. Is word recognition correlated with the number of surviving spiral ganglion. Cells and electrode insertion depth in human subjects with cochlear implants? *Laryngoscope.* 2005;115(4):672-7.
 54. Lee J, Nadol JB, Eddington DK. Depth of electrode insertion and postoperative performance in humans with cochlear implants: A histopathologic study. *Audiol Neurotol.* 2010;15(5):323-31.
 55. An SY, An CH, Lee KY, Jang JH, Choung YH, Lee SH. Diagnostic role of cone beam computed tomography for the position of straight array. *Acta Otolaryngol.* 2018;138(4):375-81.
 56. O'Connell BP, Hunter JB, Haynes DS, Holder JT, Dedmon MM, Noble JH, Dawant BM, Wanna GB. Insertion depth impacts speech perception and hearing preservation for lateral wall electrodes. *Laryngoscope.* 2017;127(10):2352-7.
 57. Van Der Jagt MA, Briaire JJ, Verbist BM, Frijns JHM. Comparison of the HiFocus Mid-Scala and HiFocus 1J electrode array: Angular insertion depths and speech perception outcomes. *Audiol Neurotol.* 2017;21(5):316-25.

-
58. Van Der Marel KS, Briare JJ, Verbist BM, Muurling TJ, Frijns JHM. The influence of cochlear implant electrode position on performance. *Audiol Neurotol*. 2015;20(3):202-11.
 59. Venail F, Mathiolon C, Menjot De Champfleur S, Piron JP, Sicard M, Villemus F, Vessigaud MA, Sterkers-Artieres F, Mondain M, Uziel A. Effects of electrode array length on frequency-place mismatch and speech perception with cochlear implants. *Audiol Neurotol*. 2015;20(2):102-11.
 60. Buchman C, Dillon M, King E, Adunka M, Adunka OF, Pillsbury H. Influence of cochlear implant insertion on performance: a prospective randomized. *Otol neurotol*. 2014;35(10):1773-9.
 61. Landsberger DM, Svrakic S, Roland JT, Svirsky MA. The relationship between insertion angles, default frequency allocations, and spiral ganglion place pitch in cochlear implants. *Ear Hear*. 2016;36(5):e207-13.
 62. Faulkner A, Rosen S, Stanton D. Simulations of tonotopically mapped speech processors for cochlear implant electrodes varying in insertion depth. *J Acoust Soc Am*. 2003;113(2):1073-80.
 63. Fu QJ, Galvin JJ. Maximizing cochlear implant patients' performance with advanced speech training procedures. *Hear Res*. 2008;242(1-2):198-208.

-
64. Fogerty D, Humes LE. Perceptual contributions to monosyllabic word intelligibility: Segmental, lexical, and noise replacement factors. *J Acoust Soc Am*. 2010;128(5):3114-25.
 65. Hardy M. The length of the organ of Corti in man. *Am J Anat*. 1938;62(2):291-311.
 66. Escudé B, James C, Deguine O, Cochard N, Eter E, Fraysse B. The size of the cochlea and predictions of insertion depth angles for cochlear implant electrodes. *Audiol Neurotol*. 2006;11(Suppl. 1):27-33.
 67. Baumann U, Rader T, Helbig S, Bahmer A. Pitch matching psychometrics in electric acoustic stimulation. *Ear Hear*. 2011;32(5):656-62.
 68. Martinez-Monedero R, Niparko JK, Aygun N. Cochlear coiling pattern and orientation differences in cochlear implant candidates. *Otol Neurotol*. 2011;32(7):1086-93.
 69. Zou J, Läholmä J, Koivisto J, Dhanasingh A, Jolly C, Aarnisalo A, Wolff J, Pyykkö I. Imaging cochlear implantation with round window insertion in human temporal bones and cochlear morphological variation using high-resolution cone beam CT. *Acta Otolaryngol*. 2015;135(5):466-72.
 70. Mittmann P, Rademacher G, Mutze S, Hassepas F, Ernst A, Todt I. Evaluation of the relationship between the NRT-Ratio, cochlear anatomy, and insertions depth of perimodiolar cochlear implant electrodes. *Biomed Res Int*. 2015;2015:706253.

-
71. Johnston JDA, Scoffings D, Chung M, Baguley D, Donnelly NP, Axon PR, Gray RF, Tysome JR. Computed tomography estimation of cochlear duct length can predict full insertion in cochlear implantation. *Otol Neurotol*. 2016;37(3):223-8.
 72. Iso-Mustajärvi M, Matikka H, Risi F, Sipari S, Koski T, Willberg T, Lehtimäki A, Tervaniemi J, Löppönen H, Dietz A. A new slim modiolar electrode array for cochlear implantation: a radiological and histological study. *Otol Neurotol*. 2017;38(9):e327-34.
 73. Aschendorff A, Briggs R, Brademann G, Helbig S, Hornung J, Lenarz T, Marx M, Ramos A, Stöver T, Escudé B, James CJ. Clinical investigation of the nucleus slim modiolar electrode. *Audiol Neurotol*. 2017;22(3):169-79.
 74. Rivas A, Cakir A, Hunter JB, Labadie RF, Zuniga G, Wanna GB, Dawant BM, Noble JH. Automatic cochlear duct length estimation for selection of cochlear implant electrode array. *Otol Neurotol*. 2017;38(3):339-46.
 75. Franke-Triege A, Mürbe D. Estimation of insertion depth angle based on cochlea diameter and linear insertion depth: a prediction tool for the CI422. *Eur Arch Oto-Rhino-Laryngology*. 2015;272(11):3193-9.
 76. Skarzynski H, Lorens A, Matusiak M, Porowski M, Skarzynski PH, James CJ. Cochlear implantation with the nucleus slim straight electrode in subjects with residual low-frequency hearing. *Ear Hear*. 2014;35(2).

-
77. He S, Teagle HFB, Buchman CA. The electrically evoked compound action potential: From laboratory to clinic. *Front Neurosci.* 2017;11:1-20.
 78. Noble JH, Gifford RH, Hedley-Williams AJ, Dawant BM, Labadie RF. Clinical evaluation of an image-guided cochlear implant programming strategy. *Audiol Neurotol.* 2014;19(6):400-11.
 79. 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;20(1):45-59.
 80. Cohen LT, Richardson LM, Saunders E, Cowan RSC. Spatial spread of neural excitation in cochlear implant recipients: comparison of improved ECAP method and psychophysical forward masking. *Hear Res.* 2003;179(1-2):72-87.
 81. Fu Q-J, Shannon R V., Wang X. Effects of noise and spectral resolution on vowel and consonant recognition: Acoustic and electric hearing. *J Acoust Soc Am.* 1998;104(6):3586-96.
 82. Shannon R V. Multichannel electrical stimulation of the auditory nerve in man. II. Channel interaction. *Hear Res.* 1983;12(1):1-16.
 83. Hughes ML, Abbas PJ. The relation between electrophysiologic channel interaction and electrode pitch ranking in cochlear implant recipients. *J Acoust Soc Am.* 2006;119(3):1527-37.

-
84. 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 Neuro-Otology*. 2004;9(4):203-13.
 85. DeVries L, Arenberg JG. Current Focusing to Reduce Channel Interaction for Distant Electrodes in Cochlear Implant Programs. *Trends Hear*. 2018;22:1-18.
 86. Long CJ, Holden TA, McClelland GH, Parkinson WS, Shelton C, Kelsall DC, Smith ZM. Examining the electro-neural interface of cochlear implant users using psychophysics, CT scans, and speech understanding. *J Assoc Res Otolaryngol*. 2014;15(2):293-304.
 87. Bierer JA, Faulkner KF. Identifying cochlear implant channels with poor electrode-neuron interface: partial tripolar, single-channel thresholds and psychophysical tuning curves. *Ear Hear*. 2010;31(2):247-58.
 88. Bierer JA, Litvak L. Reducing channel interaction through cochlear implant programming may improve speech perception. *Trends Hear*. 2016 Jun 17;20. pii: 2331216516653389.
 89. Bierer JA, Bierer SM, Middlebrooks JC. Partial tripolar cochlear implant stimulation: Spread of excitation and forward masking in the inferior colliculus. *Hear Res*. 2010;270(1-2):134-42.
 90. Jones GL, Ho Won J, Drennan WR, Rubinstein JT. Relationship between channel interaction and spectral-ripple discrimination in cochlear implant users. *J Acoust Soc Am*. 2013;133(1):425-33.

91. Goldwyn JH, Bierer SM, Bierer JA. Modeling the electrode-neuron interface of cochlear implants: effects of neural survival, electrode placement, and the partial tripolar configuration. *Hear Res.* 2010;268(1-2):93-104.
92. Vellinga D, Briaire JJ, Van Meenen DMP, Frijns JHM. Comparison of multipole stimulus configurations with respect to loudness and spread of excitation. *Ear Hear.* 2017;38(4):487-96.
93. Stickney GS, Shannon R V, Opie JM, Assmann PF. Effects of electrode design and configuration on channel interactions. 2006;211(1-2):33-45.
94. Hughes ML, Stille LJ. Psychophysical versus physiological spatial forward masking and the relation to speech perception in cochlear implants. *Ear Hear.* 2008;29(3):435-52.
95. van Der Beek FB, Briaire JJ, Frijns JHM. Effects of parameter manipulations on spread of excitation measured with electrically-evoked compound action potentials. *Int J Audiol.* 2012;51(6):465-74.
96. Mens LHM, Berenstein CK. Speech perception with mono- and quadrupolar electrode configurations: a crossover study. *Otol Neurotol.* 2005;26(5):957-64.
97. Srinivasan AG, Shannon R V, Landsberger DM. Improving virtual channel discrimination in a multi-channel context. *Hear Res.* 2012;286(1-2):19-29.

-
98. Goffi-Gomez MVS, Guedes MC, Sant'Anna SBG, Peralta CGO, Tsuji RK, Castilho AM, Brito Neto RB, Bento RF. Critérios de seleção e avaliação médica e audiológica dos candidatos ao implante coclear: protocolo HC-FMUSP. *Arq Int Otorrinolaringol*. 2004;8(4):295-9.
99. Cochlear Americas. Cochlear™ Nucleus® CI422 with slim Straight. Technical specifications [internet] 2014 [citado em 2019 set 9]. Disponível em: <https://www.cochlear.com/e9bc4ab6-8b75-4cf4-bcda-fb7b2757efbb/FUN1356+ISS2+MAR14+CI422+Specifications+3.pdf?MOD=AJPERES>.
100. Verbist BM, Frijns JHM, Geleijns J, van Buchem MA. Multisection CT as a valuable tool in the postoperative assessment of cochlear implant patients. *Am J Neuroradiol*. 2005;26:424-9.
101. Costa MJ, Iorio MCM, Mangabeira-Albernaz PL. Development of a test to evaluate speech recognition with and without noise. *Pro-Fono*. 2000;12(2):9-16.
102. Padilla M, Landsberger DM. Reduction in spread of excitation from current focusing at multiple cochlear locations in cochlear implant users. *Hear Res*. 2016;333:98-107.
103. Friesen LM, Shannon R V, Slattery 3rd WH. Effects of electrode location on speech recognition with the Nucleus-22 cochlear implant. *J Am Acad Audiol*. 2000;11(8):418-28.

104. Franke-Triegeer A, Jolly C, Darbinjan A, Zahnert T, Mürbe D. Insertion depth angles of cochlear implant arrays with varying length: A temporal bone study. *Otol Neurotol*. 2014;35(1):58-63.
105. Adunka O, Unkelbach MH, Mack MG, Radloff A, Gstoettner W. Predicting basal cochlear length for electric-acoustic stimulation. Arch Otolaryngol Head Neck Surg. 2005;131(6):488-92.
106. Skarzynski H, Matusiak M, Furmanek M, Pilka A, Wlodarczyk E, Oldak M, Skarzynski PH. Radiologic measurement of cochlea and hearing preservation rate using slim straight electrode (CI422) and round window approach. *Acta Otorhinolaryngol Ital*. 2018;38(5):468-75.
107. Yamamoto N, Okano T, Yamazaki H, Hiraumi H, Sakamoto T, Ito J, Omori K. Intraoperative evaluation of cochlear implant electrodes using mobile cone-beam computed tomography. *Otol Neurotol*. 2019;40(2):177-83.
108. James CJ, Karoui C, Laborde M-L, Lepage B, Molinier C-E, Tartayre M, Escudé B, Deguine O, Marx M, Fraysse B. Early sentence recognition in adult cochlear implant users. *Ear Hear*. 2019;40(4):905-17.
109. Jia H, Torres R, Nguyen Y, De Seta D, Ferrary E, Wu H, Sterkers O, Bernardeschi D, Mosnier I. Intraoperative conebeam CT for Assessment of intracochlear positioning of electrode arrays in adult recipients of cochlear implants. *Am J Neuroradiol*. 2018;39(4):768-74.

-
110. Başkent D, Shannon R V. Interactions between cochlear implant electrode insertion depth and frequency-place mapping. *J Acoust Soc Am*. 2005;117(3):1405-16.
111. Adunka O, Kiefer J. Impact of electrode insertion depth on intracochlear trauma. *Otolaryngol Head Neck Surg*. 2006;135(3):374-82.
112. James C, Albegger K, Battmer R, Burdo S, Deggouj N, Deguine O, Dillier N, Gersdorff M, Laszig R, Lenarz T, Rodriguez MM, Mondain M, Offeciers E, Macías AR, Ramsden R, Sterkers O, Von Wallenberg E, Weber B, Fraysse B. Preservation of residual hearing with cochlear implantation: how and why. *Acta Otolaryngol*. 2005;125(5):481-91.
113. Fraysse B, Macías ÁR, Sterkers O, Burdo S, Ramsden R, Deguine O, Klenzner T, Lenarz T, Rodriguez MM, Von Wallenberg E, James C. Residual hearing conservation and electroacoustic stimulation with the nucleus 24 contour advance cochlear implant. *Otol Neurotol*. 2006;27(5):624-33.
114. Rubinstein JT. How cochlear implants encode speech. *Curr Opin Otolaryngol Head Neck Surg*. 2004;12(5):444-8.
115. Radeloff A, Mack M, Baghi M, Gstöttner WK, Adunka OF. Variance of angular insertion depths in free-fitting and perimodiolar cochlear implant electrodes. *Otol Neurotol*. 2008;29(2):131-6.
116. Gani M, Valentini G, Sigrist A, Kós MI, Boëx C. Implications of deep electrode insertion on cochlear implant fitting. *J Assoc Res Otolaryngol*. 2007;8(1):69-83.

-
117. Vermeire K, Landsberger DM, Van De Heyning P, Voormolen M, Kleine-Punte A, Schatzer R, Zierhofer C5. Frequency-place map for electrical stimulation in cochlear implants: change over time. *Hear Res.* 2015;326:8-14.
118. Briare JJ, Frijns JHM. The consequences of neural degeneration regarding optimal cochlear implant position in scala tympani : a model approach. 2006;214(1-2):17-27.
119. Yankner BA, Lu T, Loerch P. The aging brain. *Annu Rev Pathol.* 2008;3:41-66.
120. He W, Goodkind D, Kowal P. U.S. Census Bureau, International Population Reports, P95/16-1, An Aging World: 2015, U.S. Government Publishing Office, Washington; 2016.
121. Roberts AW, Ogunwole SU, Blakeslee L, Rabe MA. The Population 65 Years and Older in the United States: 2016. American Community Survey Reports, U.S. Government Publishing Office, Washington; 2018.
122. Tao D, Liu Y, Fei Y, Galvin JJ, Chen B, Fu Q. Effects of age and duration of deafness on Mandarin speech understanding in competing speech by normal-hearing and cochlear implant children. *J Acoust Soc Am.* 2018;144(2):131-7.
123. Derinsu U, Yüksel M, Geçici CR, Çiprut A, Akdeniz E. Effects of residual speech and auditory deprivation on speech perception of adult cochlear implant recipients. *Auris Nasus Larynx.* 2019;46:58-63.

124. Lazard DS, Vincent C, Venail F, van de Heyning P, Truy E, Sterkers O, Skarzynski PH, Skarzynski H, Schauwers K, O'Leary S, Mawman D, Maat B, Kleine-Punte A, Huber AM, Green K, Govaerts PJ, Fraysse B, Dowell R, Dillier N, Burke E, Beynon A, Bergeron F, Başkent D, Artières F, Blamey PJ. Pre-, per- and postoperative factors affecting performance of postlinguistically deaf adults using cochlear implants: a new conceptual model over time. *PLoS One*. 2012;7(11):1-11.
125. Rubinstein JT, Parkinson WS, Tyler RS, Gantz BJ. Residual speech recognition and cochlear implant performance: effects of implantation criteria. *Am J Otol*. 1999;20(4):445-52.
126. Williamson RA, Pytynia K, Oghalai JS, Vrabec JT. Auditory Performance After Cochlear Implantation in Late Septuagenarians and Octogenarians. *Otol Neurotol*. 2009;30:916-20.
127. Mosnier I, Bebear J-P, Marx M, Fraysse B, Truy E, Lina-Granade G, Mondain M, Sterkers-Artières F, Bordure P, Robier A, Godey B, Meyer B, Frachet B, Poncet C, Bouccara D, Sterkers O. Predictive factors of cochlear implant outcomes in the elderly. *Audiol Neurotol*. 2014;19(1):15-20.
128. Schwab B, Gandolfi M, Lai E, Reilly E, Singer L, Kim AH. The impact of age on cochlear implant performance. *Int J Otolaryngol Head Neck Surg*. 2015;4(5):329-37.

129. Mahmoud AF, Ruckenstein MJ. Speech perception performance as a function of age at implantation among postlingually deaf adult cochlear implant recipients. *Otol Neurotol*. 2014;35(10):e286-91.
130. Gates GA, Feeney MP, Mills D. Cross-sectional age-changes of hearing in the elderly. *Ear Hear*. 2008;29(6):865-74.
131. Francis HW, Chee N, Yeagle J, Cheng A, Niparko JK. Impact of cochlear implants on the functional health status of older adults. *Laryngoscope*. 2002;112(8 Pt 1):1482-8.
132. Chatelin V, Kim EJ, Driscoll C, Larky J, Polite C, Price L, Price L, Lalwani AK. Cochlear implant outcomes in the elderly. *Otol Neurotol*. 2004;25(3):298-301.
133. Vermeire K, Brokx JPL, Wuyts FL, Cochet E, Hofkens A, Van de Heyning PH. Quality-of-life benefit from cochlear implantation in the elderly. *Otol Neurotol*. 2005;26(2):188-95.
134. Favaretto N, Marioni G, Brotto D, Sorrentino F, Gheller F, Castiglione A, Montino S, Giacomelli L, Trevisi P, Martini A, Bovo R. Cochlear implant outcomes in the elderly: a uni- and multivariate analyses of prognostic factors. *Eur Arch Otorhinolaryngol*. 2019 Aug 28.
135. Lin FR. Hearing loss and cognition among older adults in the united states. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*. 2011;66(10):1131-6.

-
136. Alexiades G, Dhanasingh A, Jolly C. Method to estimate the complete and two-turn cochlear duct length. *Otol Neurotol*. 2015;36(5):904-7.
137. Ketterer MC, Aschendorff A, Arndt S, Hassepass F, Wesarg T, Laszig R, Beck R. The influence of cochlear morphology on the final electrode array position. *Eur Arch Oto-Rhino-Laryngology*. 2018;275(2):385-94.
138. Timm ME, Majdani O, Weller T, Windeler M, Lenarz T, Büchner A, Salcher RB. Patient specific selection of lateral wall cochlear implant electrodes based on anatomical indication ranges. *Plos One*. 2018;13(10):e0206435.
139. Jiam NT, Gilbert M, Cooke D, Jiradejvong P, Barrett K, Caldwell M, Limb CJ. Association Between flat-panel computed tomographic imaging-guided place-pitch mapping and speech and pitch perception in cochlear implant users. *JAMA Otolaryngol Neck Surg*. 2018;145(2):109-16.
140. Hughes ML, Stille LJ, Baudhuin JL, Goehring JL. ECAP spread of excitation with virtual channels and physical electrodes. *Hear Res*. 2013;306:93-103.
141. Macias AR, Zaballos MTP, De Miguel AR, Paz JC. Importance of perimodiolar electrode position for psychoacoustic discrimination in cochlear implantation. *Otol Neurotol*. 2017;38(10):e429-37.
142. Eshraghri AA. Prevention of cochlear implant electrode damage. *Curr Opin Otolaryngol Head Neck Surg*. 2006;14(5):323-8.

143. Todt I, Basta D, Ernst A. Helix electrode pull back: electrophysiology and surgical results. *Cochlear Implants Int.* 2011;12(Sup1):S73-5.
144. DeVries L, Scheperle R, Bierer JA. Assessing the electrode-neuron interface with the electrically evoked compound action potential, electrode position, and behavioral thresholds. *J Assoc Res Otolaryngol.* 2016;17:237-52.
145. Davis TJ, Zhang D, Gifford RH, Dawant BM, Labadie RF, Noble JH. Relationship Between electrode-to-modiolus distance and current levels for adults with cochlear implants. *Otol Neurotol.* 2016;37(1):31-7.
146. Busby PA, Battmer RD, Pesch J. Electrophysiological spread of excitation and pitch perception for dual and single electrodes using the nucleus freedom cochlear implant. *Ear Hear.* 2008;29(6):853-64.
147. Landsberger DM, Srinivasan AG. Virtual channel discrimination is improved by current focusing in cochlear implant recipients. *Hear Res.* 2009;254(1-2):34-41.
148. Wu C-C, Luo X. Electrode spanning with partial tripolar stimulation mode in cochlear implants. *J Assoc Res Otolaryngol.* 2014;15(6):1023-36.
149. Boyer E, Karkas A, Attie A, Lefournier V, Escude B, Schmerber S. Scalar Localization by Cone-Beam Computed Tomography of Cochlear Implant Carriers. *Otol Neurotol.* 2015;36(3):422-9.