**UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE MEDICINA DE RIBEIRÃO PRETO**

FABIANA DANIELI

**Influência do posicionamento e da profundidade de inserção
do feixe de eletrodos do implante coclear na preservação da
audição residual, qualidade da resposta eletrofisiológica e
percepção de fala em adultos usuários de implante coclear**

**Ribeirão Preto
2020**

FABIANA DANIELI

Influência do posicionamento e da profundidade de inserção do feixe de eletrodos do implante coclear na preservação da audição residual, qualidade da resposta eletrofisiológica e percepção de fala em adultos usuários de implante coclear

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

Área de Concentração: Mecanismos Fisiopatológicos dos Sistemas Visual e Audio-Vestibular.

Orientador: Prof. Dr. Miguel Angelo Hyppolito

Ribeirão Preto

2020

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer meio convencional ou eletrônico, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte.

FICHA CATALOGRÁFICA

Danieli, Fabiana

Influência do posicionamento e da profundidade de inserção do feixe de eletrodos do implante coclear na preservação da audição residual, qualidade da resposta eletrofisiológica e percepção de fala em adultos usuários de implante coclear. / Fabiana Danieli; Orientador, Miguel Ângelo Hyppolito. Ribeirão Preto - 2020.

137p.: 25il., 30cm.

Tese (Doutorado) - Programa de Oftalmologia, Otorrinolaringologia e Cirurgia de Cabeça e Pescoço. Área de Concentração: Mecanismos Fisiopatológicos nos Sistemas Visual e Áudio-Vestibular. Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2020.

1. Implante Coclear. 2. Imagem. 3. Tomografia computadorizada. 4. Cirurgia. 5. Percepção.

FOLHA DE APROVAÇÃO

Nome: Danieli, Fabiana

Título: Influência do posicionamento e da profundidade de inserção do feixe de eletrodos do implante coclear na preservação da audição residual, qualidade da resposta eletrofisiológica e percepção de fala em adultos usuários de implante coclear.

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

Área de Concentração: Mecanismos
Fisiopatológicos dos Sistemas Visual e Audio-
Vestibular.

Aprovado em: ____/____/____

Banca Examinadora

Prof. Dr. _____

Instituição: _____

Julgamento: _____

Prof. Dr. _____

Instituição: _____

Julgamento _____

Prof. Dr. _____

Instituição: _____

Julgamento: _____

Prof. Dr. _____

Instituição: _____

Julgamento _____

Dedicatória

Dedico este trabalho aos meus pais, Célia Aparecida Sammarco Danieli e Marivaldo Danieli, pelo apoio em todos os momentos de minha vida, pelo respeito a todas às minhas decisões, pela educação que me dispensaram e por serem exemplo de vida, que me motiva a evoluir e crescer como pessoa e profissionalmente!

Agradecimentos

Inicialmente, gostaria de agradecer a Deus pela força em todos momentos difíceis e por me guiar pelos melhores caminhos.

Agradeço ao meu orientador, Prof. Dr. Miguel A. Hyppolito, pela confiança e apoio para realização deste estudo. Agradeço por todos os ensinamentos transmitidos de forma tão paciente e tranquila, em todos os momentos. Durante os anos de convivência e trabalho juntos, se fortaleceu minha admiração e respeito por seu caráter e profissionalismo.

Agradeço a todos os funcionários do Setor de Implante Coclear do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, em especial às fonoaudiólogas Carla Queiroz, Carla Dias, Francine Raquel e Daniela Fonseca, pela paciência e auxílio durante minha coleta, além dos momentos de descontração.

Agradeço aos amigos e colegas de doutorado Dra. Maria Stella Arantes do Amaral e Dr. Henrique Furlan Pauna, pelo apoio, estudos, companheirismo, trabalhos em conjunto, amizade e estímulo durante todo o período da pós-graduação e desenvolvimento deste estudo.

Agradeço à Maria Cecília Onofre, do Programa de Pós-Graduação em Oftalmologia, Otorrinolaringologia e Cirurgia de Cabeça e Pescoço da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da universidade de São Paulo, pela disponibilidade, paciência e orientações durante todo o período da Pós-Graduação, bem como ao auxílio a este estudo.

Agradeço ao Denny Marcos Garcia pela disponibilidade, discussões e auxílio na interpretação das análises estatísticas deste trabalho.

Agradeço aos professores do Programa de Pós-Graduação em Oftalmologia, Otorrinolaringologia e Cirurgia de Cabeça e Pescoço da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da universidade de São Paulo, pela disponibilidade, ensinamentos, considerações e discussões sobre este trabalho ao longo dos encontros da Pós-Graduação.

Agradeço à Oticon Medical e todos os colegas de trabalho pelo apoio, paciência, e compreensão em todos os momentos.

Por fim, agradeço aos meus pais, Marivaldo Danieli e Célia Ap. Sammarco Danieli, e às minhas irmãs, Flávia Danieli Ibelli e Fernanda Danieli Marini, pelo apoio, amor, carinho e por estarem sempre presentes em minha vida.

Apoio Financeiro

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES), pelo apoio financeiro para a realização desta pesquisa.

Resumo

Danieli F. **Influência do posicionamento e da profundidade de inserção do feixe de eletrodos do implante coclear na preservação da audição residual, qualidade da resposta eletrofisiológica e percepção de fala em adultos usuários de implante coclear.** Tese (Doutorado) - Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo. Ribeirão Preto. 2020.

Introdução: Os resultados de percepção de fala com os implantes cocleares (ICs) atuais são cada vez melhores e muitos usuários adultos com perda auditiva de origem pós-lingual conseguem falar ao telefone já aos três meses de uso do dispositivo. Apesar do sucesso, ainda existe considerável variabilidade no desempenho dos sujeitos com o uso do IC. Com o avanço das técnicas de processamento de imagem, sabe-se que variações no posicionamento e na profundidade de inserção intracoclear do feixe de eletrodos podem alterar o desempenho funcional do paciente após a cirurgia. **Objetivo:** Avaliar a profundidade angular de inserção (PAI) e a distância dos eletrodos do IC em relação ao modíolo coclear e a sua correlação com a preservação da audição residual, qualidade da resposta eletrofisiológica e os resultados de percepção de fala em curto prazo. **Métodos:** Dezesete adultos com perda auditiva sensorineural severa e/ou profunda bilateral, de origem pós-lingual, submetidos à cirurgia de IC com o dispositivo Digisonic Evo® foram incluídos neste estudo. A distância dos eletrodos em relação ao modíolo a 180° (EMD180) e 360° (EMD360) de PAI, o seu posicionamento em relação à curvatura espiral ideal e a PAI dos eletrodos foram estimados utilizando-se a técnica de processamento da imagem da tomografia computadorizada ConeBeam (TCCB), obtidas dos sujeitos com três meses de uso do dispositivo. A EMD180 e EMD360 foram comparadas com a PAI dos eletrodos; e a EMD180, EMD360 e PAI foram comparadas com as pontuações de reconhecimento de sentenças dos sujeitos e com o eABR realizado durante a cirurgia e com seis meses de uso do IC. A preservação da audição residual também foi investigada comparando os limiares auditivos dos sujeitos antes da cirurgia e com seis meses de uso do dispositivo, e os resultados foram comparados aos da TCCB. **Resultados:** A EMD180, EMD360 e PAI médias dos sujeitos foram 2.89 ± 0.40 , 2.08 ± 0.24 mm, 414.5 ± 80.9 graus, respectivamente. Houve correlação significativa entre a EMD360 e a PAI dos sujeitos. Na Categoria 1 foram incluídos 29.4% dos sujeitos, e 41.2% e 29.4% nas Categorias 2 e 3 de posicionamento em relação à curvatura espiral ideal estimada, respectivamente. As pontuações de reconhecimento de sentenças foram significativamente diferentes entre as Categorias 1 e 3, sendo superiores para a Categoria 1, com menor número de eletrodos estimados em posição subideal. A PAI dos eletrodos apresentou fraca correlação com o reconhecimento de sentenças dos sujeitos com seis meses de uso do dispositivo. A EMD180 e EMD360 não foram correlacionadas com a percepção de fala, e a EMD180, EMD360 e PAI não foram correlacionadas com eABR e preservação da audição residual dos sujeitos. **Conclusão:** A menor distância dos eletrodos em relação ao modíolo ao final do giro coclear basal sugere inserção mais profunda do feixe de eletrodos na cóclea. Menor número de eletrodos posicionados acima da curvatura espiral ideal estimada ao longo de todo o feixe de eletrodos pode ser determinante para a obtenção de melhores pontuações de percepção da fala em usuários adultos de IC implantados com feixes de eletrodos retos, em curto prazo.

Palavras-chave: Implante coclear. Imagem. Tomografia computadorizada. Cirurgia. Percepção de fala.

Abstract

Danieli F. **Influence of electrodes positioning and insertion depth angle on residual hearing preservation, electrophysiological response and speech perception in adult cochlear implant users.** Tese (Doutorado) - Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo. Ribeirão Preto. 2020.

Introduction: Current cochlear implants (CIs) are promoting improved speech perception results to the users and many adults with post-lingual hearing loss are able to talk on the telephone with three months of device use. Despite success, there is still considerable variability in subjects' performance with the CI use. With the advances in image-processing techniques, it is known that variations in the electrodes positioning and depth insertion can alter the patient's functional performance after surgery. **Objective:** To evaluate the insertion depth and the electrode positioning in the cochlea and its correlation with the residual hearing preservation, electrophysiological responses and speech perception results in adult CI recipients in short term. **Methods:** Seventeen adults with severe to profound bilateral sensorineural hearing loss, with post-lingual onset, underwent to a cochlear implant surgery with the Digisonic Evo® device were included in this study. The electrodes-to-modiolus distance at 180 (EMD180) and 360 degrees (EMD360), their position in relation to the ideal spiral curvature and the insertion depth angle (PAI) of the electrode array were measured using the ConeBeam computed tomography (TCCB) image-processing technique, obtained of subjects with 3 months of device use. EMD180 and EMD360 were compared to PAI of the subjects and EMD180, EMD360 and PAI results were compared with the sentence recognition scores and eABR wave V latencies and amplitudes recorded during CI surgery and after 6 months of use of the device. The residual hearing preservation was also investigated by comparing the subjects' hearing thresholds one month before CI surgery and after 6 months of device use, and the results were compared to the results of the TCCB. **Results:** The mean EMD180, EMD360 and PAI of the subjects were 2.89 ± 0.40 , 2.08 ± 0.24 mm and 414.5 ± 80.9 degrees, respectively. EMD360 was significantly correlated to PAI of the subjects. In Category 1 were included 29.4% of the subjects, and 41.2% and 29.4% in Category 2 and 3 of positioning in relation to the ideal spiral curvature, respectively. The sentence recognition scores significantly differed between Categories 1 and 3, and they were higher for Category 1, with a lower number of electrodes estimated in a sub-ideal position. PAI showed a weak correlation with the sentence recognition of subjects after 6 months of device use. EMD180 and EMD360 were not correlated with speech perception, and EMD180, EMD360 and PAI were not correlated with eABR and residual hearing preservation of the subjects. **Conclusion:** A shorter electrodes-to-modiolus distance in the second turn of the tympani scale suggests a deeper insertion depth angle of the electrode array in the cochlea. A smaller number of electrodes positioned above the estimated ideal spiral curvature along the entire array may be a determining factor to obtain better speech perception scores in short term in adult CI users with straight electrode arrays.

Keywords: Cochlear implant. Image. Computed tomography. Surgery. Speech perception.

Lista de Figuras

Figura 1 -	Sistema de implante coclear: componentes internos e externos	28
Figura 2 -	Posicionamento intracoclear do feixe de eletrodos do implante coclear na escala timpânica (A) , em relação às estruturas neurais (B)	29
Figura 3 -	Exemplo de posicionamento dos eletrodos do implante coclear em relação ao modíolo, células ganglionares espirais e propagação da excitação intracoclear: eletrodos PM e PL, respectivamente	31
Figura 4 -	Medida da profundidade angular de inserção dos eletrodos a partir de uma referência (0°), definida como o centro da janela redonda.....	36
Figura 5 -	Reconstrução bidimensional da curva basal da cóclea proposta por Escudé et al. (2006), utilizando 1,0 mm, projeção de intensidade mínima. A distância A, aqui 8,8 mm, e a distância perpendicular B, 6,9 mm, são calculadas usando o sistema do <i>scanner</i> . Uma definição esquemática das distâncias A e B, e profundidade angular de inserção estão demonstradas na porção inferior.....	38
Figura 6 -	Equipamento de Tomografia Computadorizada ConeBeam da marca comercial I-Cat, Imaging sciences International, Hatfield, Pennsylvania, EUA (www.imagingsciences.com)	41
Figura 7 -	Comparação gráfica do tomógrafo tradicional (A) e da tomografia computadorizada ConeBeam (B) , com a fonte e o detector de raios-x	42
Figura 8 -	Características do feixe de eletrodos atraumático Evo®, Oticon Medical	55
Figura 9 -	Registro típico dos potenciais de tronco cerebral evocados eletricamente obtido durante a cirurgia de implante coclear em usuário do dispositivo Digisonic Evo®, Oticon Medical. Presença das ondas III, IV e V para os eletrodos testados e9, e14 e e18.....	59
Figura 10.	Exemplo de um feixe de eletrodos segmentado (contorno laranja).....	73
Figura 11 -	Exemplo de estimativa de posicionamento dos eletrodos em relação ao modíolo (eixo x) e a profundidade angular de inserção (eixo y) para os sujeitos #9 (A) e #10 (B) . Posição real de cada eletrodo do feixe Evo® (círculos contendo o número do eletrodo), curvatura espiral ideal do feixe de eletrodos (barra	

	preta) e eletrodos em posição “subideal” (círculo vermelho). Sujeitos incluídos na Categoria 1	75
Figura 12.	Exemplo de estimativa de posicionamento dos eletrodos em relação ao modíolo (eixo x) e a profundidade angular de inserção (eixo y) para os sujeitos #13 (A) e #14 (B) . Presença de dobramento basal e apical para o sujeito #13 e dobramento basal para o sujeito #14. É possível verificar que os eletrodos 1, 2 e 3 encontram-se posicionados fora da cóclea para o sujeito #13. Posição real de cada eletrodo do feixe Evo® (círculos contendo o número do eletrodo), curvatura espiral ideal do feixe de eletrodos (barra preta) e eletrodos em posição subideal (círculo vermelho). Sujeitos incluídos nas Categorias 3 e 2, respectivamente	75
Figura 13 -	Distância média dos eletrodos em relação ao modíolo, estimada a 180° e 360° de profundidade angular de inserção. As barras correspondem ao desvio-padrão médio.....	87
Figura 14 -	Comparação entre a profundidade angular de inserção do feixe de eletrodos e a distância em relação ao modíolo a 180° e 360°	88
Figura 15 -	Porcentagem de sujeitos incluídos nas diferentes categorias de posicionamento em relação ao número de eletrodos em posição subideal	88
Figura 16 -	Comparação entre o índice percentual de reconhecimento de sentenças e a profundidade angular de inserção dos sujeitos	89
Figura 17 -	Comparação entre o índice percentual de reconhecimento de sentenças e a distância dos eletrodos em relação ao modíolo a 180° (EMD180) e 360° (EMD360) de profundidade angular de inserção	90
Figura 18 -	Comparação entre os resultados de IPRS e as diferentes categorias de posicionamento dos eletrodos em relação ao modíolo. *Diferença significativa ($p=0.0208$; comparações múltiplas de Dunn, intervalo de confiança 95%)	91
Figura 19 -	Comparação dos valores de amplitude e latência absolutas da onda V do eABR, obtidos para os eletrodos 10 e 18, durante a cirurgia de IC e com seis meses de uso do dispositivo	93
Figura 20 -	Comparação entre a profundidade angular de inserção do feixe de eletrodos e amplitudes e latências absolutas da onda V do eABR, registradas no eletrodo 10 durante a cirurgia e com seis meses de uso do IC	94

Figura 21 -	Comparação entre a profundidade angular de inserção do feixe de eletrodos e amplitudes e latências absolutas da onda V do eABR, registradas no eletrodo 18 durante a cirurgia e com seis meses de uso do IC.....	95
Figura 22 -	Comparação entre a distância dos eletrodos em relação ao modíolo a 180° de profundidade angular de inserção e amplitudes e latências absolutas da onda V do eABR, registradas no eletrodo 10 durante a cirurgia e com seis meses de uso do IC	96
Figura 23 -	Comparação entre a distância dos eletrodos em relação ao modíolo a 360° de profundidade angular de inserção e amplitudes e latências absolutas da onda V do eABR, registradas no eletrodo 18 durante a cirurgia e com seis meses de uso do IC	97
Figura 24 -	Comparação entre a profundidade angular de inserção do feixe de eletrodos e a preservação da audição residual dos sujeitos. PT= sujeitos que apresentaram preservação total da audição residual; SP= sujeitos que não preservaram a audição residual	98
Figura 25 -	Comparação entre a distância dos eletrodos em relação ao modíolo EMD180 e EMD360 e a preservação da audição residual dos sujeitos. PT= sujeitos que apresentaram preservação total da audição residual; SP= sujeitos que não preservaram a audição residual.....	99

Lista de Tabelas

Tabela 1 - Valores médios de latências absolutas das ondas II, III e V e latências interpicos III-V obtidas em estudo realizado com usuários do dispositivo de implante coclear Digisonic DX10, Oticon Medical	58
Tabela 2. Características demográficas dos sujeitos pesquisados.....	71
Tabela 3 - Distribuição etiológica dos sujeitos	72
Tabela 4 - Categorias de posicionamento dos eletrodos em relação ao modíolo, de acordo com a curvatura espiral ideal do feixe de eletrodos	76
Tabela 5. Classificação de preservação da audição residual, proposta por Brown et al. (2010) e utilizada neste estudo	78
Tabela 6 - Características de inserção do feixe de eletrodos para todos os sujeitos pesquisados.....	85
Tabela 7 - Distância dos eletrodos em relação ao modíolo e profundidade angular de inserção do feixe de eletrodos na cóclea dos sujeitos	86
Tabela 8 - Comparação entre os resultados de IPRS e as diferentes categorias de posicionamento dos eletrodos em relação ao modíolo	91
Tabela 9 - Amplitudes, latências absolutas da onda V e latências interpicos III-V para os eletrodos e10 e e18, registrados durante a cirurgia de IC e com seis meses de uso do dispositivo. Média, mediana, mínimo, máximo, desvio-padrão e 1º e 3º quartis.....	92

Lista de Siglas e Abreviaturas

°-	graus
AASI-	Aparelho de amplificação sonora individual
ATL-	Audiometria tonal liminar
CA-	<i>Compressed Analog</i>
CIS-	<i>Continuous Interleaved Sampling</i>
DCA-	<i>Direct cochlear access</i>
eABR-	Potenciais de tronco cerebral evocados eletricamente
eCAP-	Potencial de ação composto eletricamente evocado do nervo auditivo
EMD-	<i>Electrode-to-modiolus distance</i>
EMD180-	<i>Electrode-to-modiolus distance at 180 degrees</i>
EMD360-	<i>Electrode-to-modiolus distance at 360 degrees</i>
eSRT-	Reflexo estapediano evocado eletricamente ou (do inglês <i>electrically evoked stapedius reflex threshold</i>)
ET-	Escala timpânica
F0-	Frequência fundamental
F1-	Primeiro formante
F2-	Segundo formante
HCFMRP-USP-	Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo
IC-	Implante coclear
IND-	Indefinido
IPRS -	Índice percentual de reconhecimento de sentenças
JR-	Janela redonda
MSP-	<i>Miniature speech processor</i>

NRT-	Neurotelemetria
PAI-	Profundidade angular de inserção
PC-	Perímetro coclear
PEATE-	Potenciais evocados auditivos de tronco encefálico
PL-	Eletrodos de parede lateral
PM-	Eletrodos perimodiolares
PT-	Preservação total da audição residual
SI-	Subideal
SMSP-	<i>Spectral maxima sound processor</i>
SP-	Sem preservação da audição residual
TC-	Tomografia computadorizada
TCCB-	Tomografia Computadorizada ConeBeam
TCFP-	Tomografia computadorizada <i>Flat Panel</i>
TCMD-	Tomografia computadorizada com múltiplos detectores
TCMS-	Tomografia computadorizada <i>multi-slice</i>
WSP-	<i>Nucleus wearable</i>

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	22
2. REVISÃO DE LITERATURA	27
2.1. Posicionamento do feixe de eletrodos do implante coclear	28
2.2. Distância dos eletrodos em relação ao modíolo	30
2.3. Profundidade angular de inserção dos eletrodos	34
2.4. Tomografia Computadorizada ConeBeam	40
2.5. Preservação da audição residual e estruturas cocleares	51
2.6. Resposta eletrofisiológica com o implante coclear: potencial de tronco cerebral evocado eletricamente (eABR).....	56
2.7. Percepção de fala com implante coclear.....	62
3. OBJETIVOS	68
3.1. Objetivo geral	69
3.2. Objetivos específicos.....	69
4. CASUÍSTICA E MÉTODOS	70
4.1. Aspectos éticos	71
4.2. Critérios de inclusão	72
4.3. Critérios de exclusão	72
4.4. Protocolo de avaliação	72
4.4.1. Exame de tomografia computadorizada ConeBeam.....	72
4.4.2. Preservação da audição residual	76
4.4.3. Resposta eletrofisiológica dos sujeitos	79
4.4.3.1 Parâmetros de estímulo e aquisição do eABR.....	79
4.4.4. Percepção de fala com IC.....	80
4.5. Análise estatística	82
5. RESULTADOS.....	83
5.1. Percepção de fala com IC	89
5.2. Resposta eletrofisiológica dos sujeitos	92
5.3. Preservação da audição residual.....	97
6. DISCUSSÃO	100
6.1. Percepção de fala	104
6.2. Potenciais auditivos de tronco cerebral evocados eletricamente (eABR).....	110
6.3. Preservação da audição residual.....	113
7. CONCLUSÕES	117
8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	119
9. ANEXO.....	136

1. *Introdução*

O implante coclear (IC) constitui a principal alternativa para habilitação e reabilitação de pacientes que apresentam perda auditiva sensorioneural de grau severo e /ou profundo bilateral e que apresentam desempenho limitado com o uso de aparelho de amplificação sonora individual (AASI). Nesses casos, o IC pode estimular efetivamente o sistema auditivo por meio de pulsos elétricos, promovendo percepção auditiva e possibilitando aos usuários o desenvolvimento de habilidades de comunicação e linguagem oral.

Embora muitos estudos demonstrem resultados de percepção de fala cada vez melhores em pacientes usuários dos sistemas atuais de IC, ainda existe considerável variação no desempenho auditivo de usuários do dispositivo (Firszt et al., 2004; Gifford; Shallop; Peterson 2008; Holden et al., 2013; Moberly et al., 2016), e de acordo com Lenarz et al. (2012), até 13% dos usuários de IC apresentam pior desempenho auditivo após a cirurgia.

Sabe-se que fatores fisiológicos e auditivos, como a duração da perda auditiva, duração da privação auditiva, etiologia da perda auditiva e presença de resíduo auditivo, podem afetar o desempenho dos usuários após a cirurgia de IC. Adicionalmente, com o avanço nas técnicas de processamento dos exames de imagem, fatores relacionados à qualidade da inserção do feixe de eletrodos na cóclea têm sido cada vez mais estudados (Shepherd; Hatsushika; Clark, 1993; Skinner et al., 1994, 2002; Aschendorff et al., 2007; Holden et al., 2013) e correlacionados com a variação no desempenho de percepção dos usuários de IC (Buchman et al., 2014; Heutink et al., 2019).

Heutink et al. (2019) apontaram a profundidade de inserção do feixe de eletrodos na cóclea, a proximidade dos eletrodos em relação ao modíolo e o posicionamento do feixe de eletrodos na escala timpânica (ET) ou vestibular, como os três principais fatores relacionados à qualidade de inserção do IC. A profundidade de inserção do feixe de eletrodos na cóclea varia, mesmo com a utilização do mesmo procedimento cirúrgico e de feixe de eletrodos com o mesmo comprimento (Ketten et al., 1998; Adunka et al., 2005; Finley et al., 2008). Isso ocorre porque a variação anatômica interindividual da cóclea afeta o tamanho e o comprimento da própria cóclea (Wüerfel et al., 2014; Meng et al., 2016), e as estruturas neurais contidas nela (Hardy, 1938). Considerando que as estruturas neurais são o principal

alvo da estimulação elétrica com o IC, um feixe de eletrodos específico pode, portanto, atingir níveis muito diversos de traumas de inserção e resultados audiológicos com IC (Schurzig et al., 2018).

Sugere-se que uma inserção mais profunda do feixe de eletrodos do IC na região apical da cóclea poderia melhorar a distribuição de frequências (Baskent; Shannon, 2005) e também proporcionar melhor experiência dos sons graves, estimulando a cobertura mais completa do gânglio espiral e de áreas mais profundas (Falkner; Rosen; Norman, 2016). Em contrapartida, a literatura também aponta que uma inserção mais profunda do feixe de eletrodos na cóclea poderia, poderia gerar maior risco de trauma das estruturas intracocleares com possível perda da audição residual (Causon; Verschuur; Newman, 2015; Suhling et al., 2016) e redução da estimulação no giro basal, ocasionada pela inserção mais profunda do eletrodo mais basal (Finley et al., 2008).

Diversos estudos foram realizados comparando a profundidade angular de inserção (PAI) dos eletrodos na cóclea e os resultados de percepção de fala dos usuários de IC, a partir de diferentes exames de imagem e diversas técnicas de processamento de imagem para determinar a PAI do feixe dos eletrodos na cóclea, com resultados também controversos na literatura. Finley et al. (2008), Buchman et al. (2014) e O'Connell et al. (2016) encontraram correlação significativa entre a PAI do feixe de eletrodos e os resultados de percepção de fala dos usuários de IC, enquanto que Kos et al. (2005), Lee et al. (2010), Holden et al. (2013), Van der Marel et al. (2015), Seo-Young et al. (2018) e Heutink et al. (2019) não encontraram nenhuma correlação entre eles. Ainda, enquanto alguns autores demonstraram correlação positiva entre a PAI do feixe de eletrodos e a percepção de fala dos usuários de IC (Buchman et al., 2014; O'Connell et al., 2016), outros relataram correlação negativa entre eles (Finley et al., 2008).

Estudos também foram realizados comparando a PAI dos eletrodos na cóclea, a preservação da audição residual dos usuários de IC após a cirurgia (O'Connell et al. 2016) e a resposta eletrofisiológica dos sujeitos por meio da telemetria de respostas neurais (*Neurotelemetry*, NRT); ou pesquisa do potencial de ação, composto eletricamente evocado do nervo auditivo (*electrically evoked compound action potential*, eCAP) (Mittmann et al., 2015; Lathuillière et al., 2017),

e não demonstraram correlação entre eles. Não foram encontrados na literatura estudos comparando a PAI dos eletrodos na cóclea e os resultados de vias auditivas mais superiores como o tronco encefálico, por meio de achados na pesquisa dos potenciais de tronco cerebral evocados eletricamente (*electrically evoked auditory brainstem response*, eABR) em usuários de IC.

Outro fator apontado como determinante na variação dos resultados funcionais de usuários de IC é a distância dos eletrodos em relação ao módolo (*electrode-to-modiolus distance*, EMD), principalmente na porção basal da cóclea (Esquia Medina et al., 2013; De Seta et al., 2016). De acordo com Hughes e Stille (2010), a EMD pode afetar a propagação da excitação dentro da cóclea e os eletrodos situados mais próximos das células ganglionares espirais podem estar relacionados à minimização da interação de canais, redução dos limiares elétricos e melhora da seletividade espacial (De Seta et al. 2016) e, dessa forma, promover melhores resultados de percepção de fala em usuários de IC (Esquia Medina et al. 2013, Finley et al. 2008).

Esquia Medina et al. (2013) investigaram a correlação entre a EMD e a relação PAI do feixe de eletrodos/perímetro coclear (PC), a partir de imagens da tomografia computadorizada (TC) de alta resolução e resultados de percepção de fala dos usuários de IC. Os autores observaram correlação significativa entre a relação PAI/PC e EMD na porção basal da cóclea e percepção de fala dos usuários com seis meses de uso do IC, concluindo que o posicionamento otimizado do feixe de eletrodos, combinando cobertura ampla da extensão coclear e EMD menor, e esses fatores determinam melhores resultados de percepção de fala em curto prazo para esses usuários de IC. De Seta et al. (2016) também reportaram correlação significativa entre a EMD a 180° de PAI e resultados de percepção de fala para usuários de IC em curto prazo (com um ano de uso do IC). Entretanto, os autores não encontraram correlação entre esses fatores e resultados de percepção de fala nos usuários em longo prazo (cinco anos de uso do IC). Holden et al. (2013) também observaram correlação significativa entre EMD, calculada a partir da combinação de imagens da TC pré e pós-operatórias, e performance auditiva de usuários de IC.

Com relação à resposta eletrofisiológica com o IC e a EMD, Wackym et al. (2014) demonstraram, a partir de um estudo intrassujeitos em 17 crianças usuárias

dos ICs CII Bionic Ear e Nucleus Contour, antes e após posicionamento perimodiolar, que a maior proximidade dos eletrodos em relação ao modíolo pode estar associada à maior amplitude absoluta da onda V do eABR. Entretanto, essa correlação pode variar dependendo do tipo de feixe de eletrodos utilizado. Com relação à preservação da audição residual e EMD, não foi encontrado nenhum estudo comparando esses fatores.

Avanços nas técnicas de processamento de imagem têm favorecido o estudo de fatores relacionados ao posicionamento do feixe de eletrodos do IC e o melhor entendimento da influência desses fatores nos resultados funcionais com o dispositivo após a cirurgia. Entretanto, questões como o artefato gerado pelos eletrodos do IC nos exames de imagem mais utilizados na rotina clínica podem reduzir a precisão dessas técnicas (Esquia Medina et al., 2013), e o desafio permanece nesse campo de estudo.

Alguns estudos demonstraram o uso de algoritmos de redução de ruído que permitiram cálculos mais precisos aprimorando a qualidade da imagem e reduzindo artefatos a partir da TC pós-operatória convencional (Peltonen et al., 2007; Sekhar; Giri Prasad, 2011; Esquia Medina et al., 2013). Outra forma de reduzir a influência do artefato gerado pelos eletrodos do IC seria o uso de imagens obtidas por meio da combinação das TCs pré e pós-operatórias (Connor et al., 2009). O presente estudo propôs estimar a distância dos eletrodos do IC em relação ao modíolo e sua PAI na cóclea em usuários do feixe de eletrodos Evo® (Oticon Medical, Dinamarca), a partir da técnica de processamento das imagens obtidas pelo exame de Tomografia Computadorizada ConeBeam (TCCB) pós-operatória. A TCCB tem sido considerada uma técnica atual e do futuro para exames de imagem em usuários de IC (Cushing et al., 2012), pois promove menos artefatos na imagem para materiais metálicos, como os eletrodos do dispositivo, permitindo melhor precisão nas suas análises, com menor dose de radiação ao paciente em comparação à TC tradicional (Zou et al., 2015; Seo-Young et al., 2018) e pode ser facilmente adaptada para rotina clínica.

2. Revisão de Literatura

2.1 Posicionamento do feixe de eletrodos do implante coclear

O IC corresponde a um dispositivo de tecnologia sofisticada que tem a função de estimular as fibras neurais ao longo de toda a cóclea, a partir de estímulos elétricos, promovendo sensação sonora aos usuários. É composto por componentes externos (que geralmente engloba o processador sonoro, cabo e a antena externa) e componentes internos (receptor e feixe de eletrodos) (Figura 1). Os componentes externos são responsáveis por captar os sons do ambiente, transformá-los em estímulos elétricos e enviá-los para o receptor interno. O receptor interno, por sua vez, recebe estes sinais e envia para os eletrodos posicionados dentro da cóclea, que estimulam eletricamente as células ganglionares da orelha interna, promovendo a sensação sonora aos usuários.

Figura 1 - Sistema de implante coclear: componentes internos e externos

Fonte: Imagem fornecida como cortesia pela empresa Oticon Medical, Dinamarca.

Schurzig et al. (2018) demonstraram a existência de variações anatômicas interindividuais da cóclea, que podem afetar seu tamanho e comprimento, assim

como as estruturas neurais contidas nela. Como a estimulação elétrica das estruturas neurais é a principal meta do IC, um feixe de eletrodos pode encontrar diversos níveis de trauma de inserção, diferentes posicionamentos dentro da cóclea e resultados auditivos. Questões relacionadas à colocação do feixe de eletrodos na cóclea, como a profundidade de inserção do feixe de eletrodos e cobertura coclear (Büchner et al., 2017; O'connell et al., 2017), combinação de neuro-tonotopidade (Noble et al., 2013), forças de inserção e preservação das estruturas intracocleares durante a inserção dos eletrodos (Mady et al., 2017), e posicionamento ideal e mais próximo dos eletrodos em relação às estruturas neurais (Holden et al., 2013), são de extrema importância para que um usuário se beneficie ao máximo do dispositivo.

Um dos maiores desafios no campo dos atuais sistemas de IC é realizar uma estimulação elétrica espacial de alta resolução para restaurar a percepção sonora ao nível mais próximo possível de um ouvinte. Para isso, é essencial posicionar os eletrodos do IC na ET, pois assim eles se mantêm abaixo da membrana basilar e podem estimular os tecidos neurais diretamente, incluindo células ganglionares espirais, neurites e axônios (Holden et al., 2013) (Figura 2). A corrente elétrica flui do local em que o eletrodo de estimulação está posicionado para as células ganglionares, localizadas na direção do modíolo coclear.

Figura 2 - Posicionamento intracoclear do feixe de eletrodos do implante coclear na escala timpânica **(A)**, em relação às estruturas neurais **(B)**

Fonte: (Macherey; Carlyon, 2014).

O sistema de IC filtra os sons recebidos em diferentes faixas de frequência e os transmitem aos eletrodos de contato ao longo da cóclea, com o intuito de promover discriminação de *pitch* (Vermeire et al., 2008). Os feixes de eletrodos são desenvolvidos considerando o posicionamento intracoclear ideal, e supõe-se que cada eletrodo estimule tonotopicamente diferentes vias nervosas, adotando uma largura de banda de frequências predefinida (Wilson; Dorman, 2008). Sons de alta frequência são entregues aos eletrodos basais e sons de baixa frequência são entregues aos eletrodos apicais, em uma função logarítmica.

2.2 Distância dos eletrodos em relação ao modíolo

A EMD corresponde à distância, medida em milímetros, que cada eletrodo de contato do feixe apresenta em relação ao modíolo. A EMD e a posição dos eletrodos dentro da cóclea são consideradas importantes fatores para a qualidade da estimulação elétrica do nervo auditivo (Blamey et al., 1992; Shepherd; Hatsushika; Clark, 1993). Estudos sugerem que a EMD afeta a propagação da excitação dentro da cóclea (Hughes; Stille, 2010), que é supostamente mais ampla para eletrodos mais distantes dos neurônios alvo dos gânglios espirais (Goldwyn; Bierer SM; Bierer JA, 2010; Kalkman et al., 2014; Long et al., 2014; Devries; Scheperle; Bierer, 2016). Dessa forma, um eletrodo localizado próximo ao modíolo reduziria a distância entre ele e as células ganglionares e aumentaria a especificidade espacial da estimulação elétrica (Rebscher et al., 1999). Caso contrário, a corrente elétrica poderia difundir-se e estimular um grande número de células ganglionares, com baixa especificidade (Figura 3). Frijns, Briaire e Grote (2001) reportaram que eletrodos posicionados ao longo da parede interna da cóclea (mais próximos ao modíolo) reduzem os níveis dos limiares elétricos, excitam menor número de fibras nervosas e permitem a inserção mais profunda de todo o feixe de eletrodos na cóclea. Ainda, Devries, Scheperle e Bierer (2016) sugerem que a propagação da excitação aumentada dentro da cóclea pode aumentar a interação de canais ou áreas sobrepostas de ativação neural. A interação de canais, por sua vez, pode levar a “manchas espectrais” do sinal e, consequentemente, a resultados de percepção de fala inferiores (Abbas et al., 2004; Hughes; Stille, 2008; Jones et al., 2013),

especialmente em ambientes ruidosos (Moore; Glasberg, 1993; Baer; Moore, 1994).

Figura 3 - Exemplo de posicionamento dos eletrodos do implante coclear em relação ao modíolo, células ganglionares espirais e propagação da excitação intracoclear: eletrodos PM e PL, respectivamente

Fonte: (Colburn, 2018).

Por outro lado, Hanekom (2001) reportou que a proximidade dos eletrodos em relação ao modíolo poderia aumentar o risco de estimulação no turno mais apical da cóclea, e este fenômeno denominado estimulação cruzada ou “*cross-turn*”, poderia levar à confusão na percepção das frequências graves e, então, piorar o desempenho de percepção de fala dos usuários de IC.

Dois diferentes tipos de feixes de eletrodos de IC foram desenvolvidos visando seu posicionamento intracoclear, e estão disponíveis no mercado: eletrodos de parede lateral (PL) e eletrodos perimodiolares (PM) (Figura 3) (Dhanasingh; Jolly, 2017). Os PM foram desenvolvidos para aproximar ao máximo os contatos dos eletrodos das células ganglionares espirais, que são o alvo da estimulação elétrica, e para maximizar a qualidade da interação eletrofisiológica entre essas duas estruturas (Xi et al., 2009). Os PL foram desenvolvidos para serem posicionados próximos à parede lateral da cóclea, evitando a aplicação de qualquer força sob o modíolo, e sua flexibilidade diminui a probabilidade de rompimento e cruzamento da membrana basilar, levando ao melhor posicionamento intracoclear (Dhanasingh e

Jolly, 2017). Existe um terceiro tipo de feixe de eletrodos chamado *mid-scala* (MS), desenvolvido para ser posicionado no meio da ET, mas também é considerado como um tipo de eletrodo PM.

De acordo com Mittman et al. (2015), os PM se encaixam ao redor da parede do modíolo e isso impede a sua extrusão quando ocorrem micromovimentos no eletrodo. Também é mais fácil inserir eletrodos PM do que os PL (Dhanasingh e Jolly, 2017); entretanto, embora de forma geral, os eletrodos PM estejam posicionados mais próximos ao modíolo, eles apresentam altas taxas de translocações para a escala vestibular quando comparados aos PL (Aschendorff et al., 2007; Lane et al., 2007; Wanna et al., 2011, 2014, 2015; Boyer et al., 2015; O'Connell et al., 2016). É suposto que, devido ao cabo do estilete danificar o ligamento espiral durante a inserção dos eletrodos a 180° de PAI, o eletrodo realize uma translocação da ET para a escala vestibular. Com relação ao feixe de eletrodos MS, estudos em ossos temporais de cadáveres apontaram altas taxas de posicionamento dos eletrodos na ET (Frisch et al., 2015; Hassepass et al., 2014; Dietz et al., 2016). Entretanto, em seres humanos, esse tipo de feixe de eletrodos tem demonstrado altas taxas de translocações e posicionamento intracoclear não ideal, com somente 43% de inserções na ET (O'Connell et al., 2016). Os eletrodos PL apresentam taxa reduzida de traumas intracocleares (Wanna et al., 2011, 2014, 2015; Fischer et al., 2015; Boyer et al., 2015; O'Connell et al., 2016, 2017), pois não apresentam estilete de inserção. Entretanto, alguns autores relatam que é mais difícil para o cirurgião alcançar uma inserção completa com esse tipo de eletrodo (Jiam et al., 2016; De Seta et al., 2016).

Aschendorff et al. (2007) avaliaram os resultados da inserção na cirurgia de IC com os eletrodos PM Contour™ e Contour Advance™ e os resultados de inserção individual de três cirurgiões experientes. Foi realizada análise retrospectiva dos resultados da TC 3D pós-operatória em 223 pacientes adultos. A posição intracoclear dos eletrodos foi avaliada como na ET, na escala vestibular ou translocação de uma escala para a outra. Os métodos cirúrgicos foram analisados e atribuídos aos diferentes cirurgiões. Os resultados mostraram aumento significativo das inserções na ET de 33% para 84% e redução nas translocações da ET para a para a escala vestibular de 71% com o eletrodo Contour™ para 22% com o eletrodo

Contour Advance™. Os resultados para os diferentes cirurgiões variaram individualmente em relação às taxas de inserção e translocação da ET ao longo do tempo.

Lane et al. (2007) investigaram o posicionamento dos eletrodos no giro coclear basal em 23 orelhas de 17 pacientes usuários de IC com eletrodos PM, a partir da combinação das tomografias computadorizadas com múltiplos detectores (TCMD) pré e pós-operatórias, em reconstruções multiplanares da cóclea. Os resultados demonstraram posicionamento dos eletrodos na ET em 10 sujeitos, na escala vestibular em três sujeitos e translocação de alguns eletrodos da ET para a vestibular em três e, para sete sujeitos, não foi possível determinar o posicionamento intracoclear dos eletrodos.

Wanna et al. (2011) avaliaram o uso de algoritmos não rígidos e altamente precisos, a partir da combinação das TCs pré e pós-operatória, para estimar o posicionamento de eletrodos PM do IC e correlacionar com o desempenho audiológico de dezesseis usuários adultos de IC bilateral. Os resultados demonstraram que 62,5% dos implantes foram totalmente inseridos na ET, 34,4% foram parcialmente inseridos na escala vestibular e 3,1% foram totalmente inseridos na escala vestibular. Não foi encontrada correlação entre o posicionamento dos eletrodos e o desempenho auditivo dos sujeitos estudados.

Wanna et al. (2014) realizaram um estudo longitudinal comparativo para investigar a relação entre a abordagem cirúrgica utilizada na cirurgia e o tipo de eletrodo (PM ou PL) nos resultados auditivos de cem usuários de IC, a partir da combinação das TCs pré e pós-operatórias. Foi encontrada taxa de posicionamento completo na ET maior para eletrodos PL comparada a eletrodos PM (89% e 58%, respectivamente). As abordagens de inserção via JR (JR) e JR extendida foram associadas a taxas mais baixas de posicionamento dos eletrodos fora da ET (9%, 16% e 63%, respectivamente), independente do eletrodo utilizado. Os autores também encontraram resultados superiores de percepção de fala para sujeitos que apresentaram inserção completa dos eletrodos na ET comparado àqueles com eletrodos translocados para a escala vestibular, e concluíram que a utilização de eletrodos PL e as abordagens de inserção pela JR ou JR extendida estão associadas à maior probabilidade de eletrodos serem posicionados completamente

na ET e, conseqüentemente, proporcionarem melhores resultados auditivos aos usuários de IC.

Wanna et al. (2015) estudaram 116 adultos submetidos ao IC com feixes de eletrodos PL e PM. Utilizaram imagens de micro TC da cóclea de cadáveres, e criaram um modelo estatístico, de forma ativa, que permitiu a identificação da ET e vestibular a partir das imagens tomográficas pré-operatórias de cada paciente. As imagens pré e pós-operatórias foram fundidas e a posição escalar para cada contato dos eletrodos foi determinada. Encontraram taxas mais altas de posicionamento na ET para eletrodos PL (89%), quando comparados aos PM (58%). Boyer et al. (2015) avaliaram 61 pacientes a partir das imagens da TCCB pós-operatória e também demonstraram que as taxas de posicionamento do feixe de eletrodos na ET foram significativamente maiores nos eletrodos PL (97%), quando comparados aos PM (74%). O'Connell et al. (2016) estudaram 220 pacientes a partir da combinação de imagens da TC pré e pós-operatórias, encontrando superioridade de posicionamento dos eletrodos PL em relação aos demais feixes de eletrodos. A taxa de posicionamento dos eletrodos PL na ET foi de 96%, comparada a 49% para os PM e 43% para os MS.

2.3 Profundidade angular de inserção dos eletrodos

A anatomia coclear é variável em seres humanos (Xu et al., 2000), o comprimento do Órgão de Corti e o número de giros da espiral coclear (Ketten et al., 1998; Xu et al., 2000), bem como o tamanho da cápsula ótica (Hardy, 1938; Dimopoulos; Muren, 1990) variam substancialmente entre os sujeitos. Dessa forma, mesmo utilizando feixes de eletrodos de mesmo comprimento, determinado pelo fabricante, sua profundidade de inserção na cóclea varia entre os sujeitos. Além das variações das dimensões das estruturas cocleares, que podem chegar a 30-40% entre os sujeitos (Escudé et al., 2006), características da inserção do feixe de eletrodos, como presença de dobramentos basais e/ou apicais, translocações de escala e posicionamento em relação ao modíolo também podem alterar a profundidade de inserção dos eletrodos na cóclea.

Em teoria, melhores resultados funcionais com IC seriam esperados de

usuários que apresentam profundidade de inserção maior do feixe de eletrodos, devido a maior cobertura tonotópica e espacial da cóclea (Schurzig et al., 2018). Entretanto, essa questão é ainda bastante controversa na literatura. Estudos *in vivo* demonstraram que a força associada a inserções mais profundas do feixe de eletrodos, poderia aumentar o risco de trauma intracoclear (Adunka; Kiefer, 2006; Buchman et al., 2014; Suhling et al., 2016; O'Connell et al., 2017). Adicionalmente, estudos em ossos temporais humanos mostraram que profundidades de inserção do feixe de eletrodos maiores que 360° aumentaram significativamente o risco de trauma coclear (Shepherd et al., 1985; Kennedy, 1987; Welling et al., 1993; Gstoeitner et al., 1997, 1999; Adunka et al., 2004). Confusão na percepção de *pitch* na maioria dos eletrodos implantados com profundidade superior a 560° foi reportada por Radeloff et al. (2008). Por outro lado, Baumann e Nobbe (2004) encontraram percepção *pitch* intacta, mesmo em eletrodos apicais mais profundamente inseridos.

A PAI, estimada em graus (°), foi inicialmente descrita por Xu et al. (2000) e retrata a porcentagem da cóclea coberta pelo feixe de eletrodos ou em que frequência central os eletrodos estão posicionados. A PAI de um eletrodo de comprimento específico inserido na cóclea tem a vantagem de normalizar a localização de contatos considerados nessa cóclea (Franke-Triegeer et al., 2013) e pode ser calculada a partir de uma referência (0°), definida como o centro da JR (Figura 4). Tem sido a medida mais utilizada para estimar a inserção do feixe de eletrodos dentro da cóclea, visto que elimina a variação do posicionamento dos eletrodos em relação ao modíolo, o que não é possível com a medida da profundidade linear de inserção (Xu et al., 2000). Ainda, a PAI permite estimar a posição dos eletrodos utilizando ângulos, que por sua vez, permitem melhor entendimento do comprimento de inserção dos eletrodos em relação aos giros da cóclea (James et al., 2005; Fraysse et al., 2006), e também frequências características dos neurônios mais próximos de eletrodos individuais (Xu et al. 2000).

Adunka et al. (2005) descreveram uma técnica para estimar o posicionamento do feixe de eletrodos na cóclea baseada na combinação das TCs pré e pós-operatória, e analisaram seus resultados em oito ossos temporais humanos. Todos

os cortes histológicos foram avaliados por radiogramas convencionais, que serviram como controle pós-implantação. Utilizando a técnica de avaliação radiológica, descrita por Marsh et al. (1993), para determinação da profundidade de inserção do IC, os autores determinaram o comprimento intracoclear de cada implantação para a área de 360°. Os contatos dos eletrodos serviram como pontos de referência. Como todos os feixes apresentam as mesmas dimensões de espaçamento e distribuição de contatos, avaliações precisas das profundidades de inserção foram possíveis. A linha imaginária foi traçada do centro da cóclea até o ponto da membrana da JR, de acordo com o procedimento descrito por Xu et al. (2000). Dessa forma, o ponto em que essa linha cruzou o eletrodo no giro coclear médio foi definido como o ponto de 360°. A distância da JR até o ponto de 360° foi calculada utilizando as dimensões do eletrodo fornecidas pelo fabricante, e variou de 18.8 para 22.0 mm. Embora esse método tenha sido eficaz para prever a profundidade de inserção coclear, ele se mostrou demorado e exigiu um desenho manual do caminho do feixe de eletrodos posicionados contra a parede lateral da cóclea.

Figura 4 - Medida da profundidade angular de inserção dos eletrodos a partir de uma referência (0°), definida como o centro da janela redonda

Escudé et al. (2006) descreveram uma técnica para estimar o posicionamento dos eletrodos na cóclea, a partir da medida das dimensões das estruturas cocleares do giro basal da cóclea, que permitiram caracterizar o tamanho da cóclea e prever a PAI final de qualquer feixe de eletrodos, PL ou PM (Figura 5). Os autores também investigaram se a PAI do feixe de eletrodos variou de acordo com as dimensões cocleares. Quarenta e dois pacientes diagnosticados com anomalia coclear, pelo exame de TC, foram selecionados aleatoriamente em um grupo de indivíduos com doença otológica. A reconstrução total do giro basal foi realizada em ambas as orelhas usando uma camada de 1,0 mm, projeção de intensidade mínima. A maior distância da JR para a parede lateral (distância A) e a distância perpendicular (B) foram registradas. As distâncias médias foram calculadas entre as orelhas para cada indivíduo. Além disso, 15 pacientes foram implantados com o Nucleus 24 Contour Advance (Cochlear, Austrália) com inserção linear de 17 mm ($n = 9$) ou 19 mm ($n = 6$). Raios-X pós-operatórios foram analisados pelo método de Xu et al. (2000) para se obterem as PAIs para os eletrodos. A média da distância A foi de 9.23 mm ($DP = \pm 0.53$ mm). A distância perpendicular B foi significativamente correlacionada com a distância A ($r^2 = 0,57$, $p! 0,001$). A diferença média da PAI entre os grupos de 17 e 19 mm foram de 80° . Correlação estatisticamente significativa ($r^2 = 0,51$) foi encontrada entre a distância A e a PAI para o grupo de 17 mm. Os autores concluíram que o tamanho coclear calculado pela distância A foi replicável dentro da resolução da TC de alta resolução. O giro basal da cóclea é variável em tamanho. Essas variações de tamanho produziriam $>5,0$ mm de variação no comprimento da parede lateral ao ponto consistente com PAI de 360° . O tamanho coclear influenciou a PAI para os eletrodos PM Nucleus 24 Contour Advance (Cochlear, Austrália).

Figura 5 - Reconstrução bidimensional da curva basal da cóclea proposta por Escudé et al. (2006), utilizando 1,0 mm, projeção de intensidade mínima. A distância A, aqui 8,8 mm, e a distância perpendicular B, 6,9 mm, são calculadas usando o sistema do *scanner*. Uma definição esquemática das distâncias A e B, e profundidade angular de inserção estão demonstradas na porção inferior

Franke-Triegeer et al. (2013) estudaram a PAI de quatro tipos de feixes de eletrodos de IC com diferentes comprimentos (20, 24, 28 e 31 mm) em dez ossos temporais humanos, e encontraram PAI média de 341° ($DP = \pm 22^{\circ}$), 477° ($DP = \pm 36^{\circ}$), 587° ($DP = \pm 42^{\circ}$) e 673° ($DP = \pm 38^{\circ}$) para os eletrodos com 20, 24, 28 e 31 mm de comprimento, respectivamente. Diferença significativa entre a PAI média foi observada para os quatro tipos de feixes de eletrodos com diferentes comprimentos em ossos temporais humanos. Os autores também notaram que quanto maior o comprimento do feixe de eletrodos, mais profunda é a sua inserção na cóclea, definida por uma PAI maior. Ainda reportaram que a PAI de um feixe de eletrodos de mesmo comprimento diminui com o aumento do tamanho da cóclea. Radeloff et al. (2008) analisaram a PAI em ossos temporais humanos após a inserção do mesmo feixe de eletrodos (Medel Satandard, 31 mm de comprimento) e encontraram

menores PAIs (540 - 630°). No estudo de Franke-Triegeer et al. (2013), a PAI para o mesmo feixe de eletrodos *standard* (31 mm) variou de 595 até 703°. As diferentes PAIs encontradas em ambos os estudos para o mesmo feixe de eletrodos podem ser explicadas pela dimensão coclear, visto que Radeloff et al (2008) não avaliaram as dimensões da cóclea e cócleas maiores poderiam justificar PAIs menores.

Frank-Triegeer et al. (2013) estudaram o ângulo da profundidade de inserção para diferentes tipos de feixes de eletrodos e sua variabilidade dependendo do tamanho coclear individual. Eles avaliaram quatro diferentes feixes de eletrodos variando em comprimento (20, 24, 28 e 31 mm), inseridos em 10 TBs para quantificar a PAI de cada eletrodo inserido. Radiografias em 3D de alta resolução obtidas pela Tomografia Computadorizada *Flat Panel* (TCFP) foram utilizadas para determinar a PAI do feixe de eletrodos e o diâmetro da cóclea no giro basal. As imagens da TCFP de alta resolução de todos os feixes de eletrodos inseridos nos TBs permitiram a medida confiável da PAI. Foram identificadas PAIs estatisticamente diferentes entre os vários tipos de feixes de eletrodos. A inserção de 20-, 24-, 28-, e feixes de 31 mm produziram uma PAI de 341° (SD = 22°), 477° (SD = 36°), 587° (SD = 42°) e 673° (SD = 38°), respectivamente. Ainda, correlação negativa e estatisticamente significativa entre a PAI e o diâmetro da cóclea no giro basal foi encontrada para os feixes de eletrodos de 20 e 31 mm. Os autores concluíram que é possível escolher individualmente o comprimento dos feixes de eletrodos em pacientes agendados para implantação e que esta informação é de grande importância para pacientes com audição residual nas frequências baixas.

Labadie e Noble (2018) estudaram a utilização de medidas cocleares personalizadas dos pacientes obtidas pela TC pré-operatória para tentar realizar a inserção do feixe de eletrodos do IC com um posicionamento ideal. Vinte ossos temporais de cadáveres foram submetidos à TC e divididos aleatoriamente entre os grupos A e B. Os ossos temporais do grupo A obtiveram plano de inserção personalizado, incluindo o local de entrada (por exemplo, JR *versus* JR estendida), vetor de entrada baseado em pontos anatômicos (por exemplo, braço posterior do recesso facial e ângulo de 1 mm inferior ao estribo), profundidade para iniciar o avanço do estilete e profundidade final de inserção. Um plano de inserção não tão otimizado foi escolhido para o grupo B, selecionando uma abordagem normal, já

prevista para resultar num posicionamento final pobre do feixe de eletrodos. As distâncias perimodiolares médias para os grupos A e B foram 0.51 e 0.60 mm, respectivamente. Para o grupo A, uma inserção completa na ET foi obtida em todos os ossos temporais, e para o grupo B, quatro de 10 ossos temporais obtiveram translocação escalar. Os autores concluíram que a inserção personalizada do feixe de eletrodos do IC alcançou melhor posicionamento do mesmo na cóclea.

2.4 Tomografia Computadorizada ConeBeam

A TCCB corresponde a um método de diagnóstico por imagem que utiliza radiação e permite obter a reprodução de uma secção do corpo humano em quaisquer uns dos três planos do espaço (Garib et al., 2007). Diferentemente das radiografias convencionais, que projetam em um só plano todas as estruturas atravessadas pelos raios-x, a TCCB evidencia as relações estruturais em profundidade, demonstrando imagens em “fatias” do corpo humano, e permite enxergar todas as estruturas em camadas, principalmente os tecidos mineralizados, com definição admirável, possibilitando a delimitação de irregularidades tridimensionalmente (Garib et al., 2007).

O equipamento de TCCB é muito compacto e se assemelha ao aparelho de radiografia panorâmica. Em alguns equipamentos o paciente é posicionado sentado e em outros, deitado. Apresenta dois componentes principais, posicionados em extremos opostos da cabeça do paciente: a fonte ou tubo de raios-x, que emite um feixe em forma de cone, e um detector de raios-x. O sistema tubo-detector realiza somente um giro de 360° em torno da cabeça do paciente e a cada determinado grau de giro (geralmente a cada 1 grau), o equipamento adquire uma imagem base da cabeça, muito semelhante a uma telerradiografia, sob diferentes ângulos ou perspectivas (Yamamoto et al., 2003; Scarfe; Farman; Sukovic, 2006). Ao término do exame, essa sequência de imagens base (raw data) é reconstruída para gerar uma imagem volumétrica em 3D, por meio de um *software* específico com um sofisticado programa de algoritmos, instalado em um computador convencional acoplado ao tomógrafo. O tempo de exame pode variar de 10 a 70 segundos (uma volta completa do sistema), porém o tempo de exposição efetiva aos raios-x é bem menor, variando

de três a seis segundos (Scarfe; Farman; Sukovic, 2006). As Figuras 6 e 7 apresentam um exemplo de equipamento de TCCB, da marca I-Cat, e a comparação gráfica de um tomógrafo tradicional e da TCCB, respectivamente.

Figura 6 - Equipamento de Tomografia Computadorizada ConeBeam da marca comercial I-Cat, Imaging sciences International, Hatfield, Pennsylvania, EUA (www.imaging sciences.com)

Figura 7 - Comparação gráfica do tomógrafo tradicional **(A)** e da tomografia computadorizada ConeBeam **(B)**, com a fonte e o detector de raios-x

A TCCB é um procedimento de imagem relativamente novo, inicialmente usado clinicamente para exames maxilofaciais (Yang et al., 2000; Ziegler et al., 2002), requer apenas uma rotação, na forma de cone, que inclui o campo global de visão; diferentemente da TC convencional que utiliza múltiplas rotações ao redor do paciente para criar o volume necessário de dados (Hodez; Griffaton-Taillandier; Bensimon, 2011). Tem sido muito utilizada por uma variedade de propostas otológicas, incluindo o acesso de patologias de orelha média (Hodez; Griffaton-Taillandier; Bensimon, 2011), visualização de próteses auditivas ancoradas ao osso (Granstrom; Gröndahl, 2011, Komori et al., 2012), e estudos do osso temporal de cadáveres (Teymoortash et al., 2011).

O primeiro relato do uso da TCCB na área de IC foi também em ossos temporais de cadáveres (Hustedt et al., 2002), atestando sua superioridade sobre a TC tradicional na identificação do posicionamento dos eletrodos, devido ao reduzido

artefato metálico. Aschendorff et al. (2007) descreveram, posteriormente, o uso da TCCB como “controle de qualidade” das inserções do feixe de eletrodos do IC, em que o *feedback* promovido pela TCCB resultou em redução da incidência de translocações. A TCCB tem sido cada vez mais utilizada na área de IC, tanto no planejamento da implantação, antes da cirurgia (seleção do modelo do feixe de eletrodos e desenho do procedimento cirúrgico), quanto no controle de qualidade durante ou após a cirurgia (estimativa do posicionamento do feixe de eletrodos com precisão). Tem a vantagem da obtenção rápida dos dados (menos de um minuto), exposição dos sujeitos à baixa dose de radiação, pequeno artefato na imagem de materiais metálicos, como no caso do feixe de eletrodos do IC, permitindo avaliar o seu posicionamento, profundidade de inserção, dobramentos basais e apicais (Massuda et al., 2019) e, ainda, apresenta baixo custo de compra do equipamento, comparado a outros equipamentos de TC (Zou et al., 2015).

Würfel et al. (2014) avaliaram um método para determinar o comprimento coclear individual em ambiente clínico utilizando a TCCB. A determinação do comprimento coclear foi realizada retrospectivamente com uma ferramenta de reconstrução multiplanar em 3D curvada Osirix em indivíduos submetidos a exames de imagem de osso temporal de janeiro de 2011 a fevereiro de 2013. O comprimento coclear foi definido como a rota em espiral do centro-distal ponto da JR óssea ao longo da parede lateral em direção ao helicotrema, o ponto final da medida. O comprimento coclear foi, então, registrado em 436 ossos temporais (218 orelhas esquerdas, 218 orelhas direitas, 218 sujeitos). O comprimento coclear médio foi de $37,6 \text{ mm} \pm 1,93 \text{ mm}$ (mediana = 37,6 mm). O comprimento coclear apresentou distribuição normal. Foi encontrada diferença significativa entre o comprimento coclear e gênero ($p < 0,0001$), mas não houve diferença significativa comparando as cócleas esquerda e direita ($p = 0,301$) ou a idade dos sujeitos. Os autores concluíram que a metodologia utilizada nesse estudo é reproduzível e clinicamente disponível, e referiram que o comprimento coclear em ambiente clínico pode estar insuficientemente representado no tratamento do IC e que a escolha individual do feixe de eletrodos do IC pode ser o próximo passo no tratamento personalizado para usuários do dispositivo, além dos procedimentos de avaliação auditiva cirúrgica já existentes.

Wimmer et al. (2014) estudaram a viabilidade e eficácia de inserções manuais do feixe de eletrodos na cóclea, via acesso coclear direto, utilizando TCCB e tomografia microcomputadorizada. Feixes de eletrodos foram inseridos em oito ossos temporais, espécimes com túneis previamente perfurados. A PAI coclear, o tempo de procedimento, o alinhamento do túnel, a escala inserida e o trauma intracoclear foram avaliados. Sete das oito inserções foram completas, com ângulos superiores a 520°. Foram observados três casos de inserção atraumática na ET, três de provável ruptura da membrana basilar e um caso de deslocamento do feixe de eletrodos para a escala vestibular (um caso foi excluído da análise por ter sido danificado durante o procedimento). Os autores concluíram que a inserção manual de feixes de eletrodos do IC seguindo o procedimento DCA (direct cochlear access) parece ser viável e segura, mais um passo em direção à aplicação clínica da microcirurgia otológica guiada por imagem.

Boyer et al. (2015) compararam a incidência de deslocamento do feixe de eletrodos de IC pré-curvado *versus* feixe de eletrodos reto e flexível, avaliando as imagens da TCCB. Foram realizadas análises das imagens de TCCB dos pacientes após a cirurgia de IC, incluindo feixes de eletrodos flexíveis e retos de dois fabricantes diferentes, além de inserção do feixe pela JR, na maioria dos casos. Dois casos necessitaram de cocleostomia. O ângulo de profundidade de inserção e a incidência de deslocamento da ET para a escala vestibular foram determinados. As imagens da TCCB e a incidência de deslocamento foram analisadas em 54 pacientes (61 feixes de eletrodos). Trinta e um pacientes foram implantados com feixes de eletrodos PM pré-curvados e 30 pacientes com feixes de eletrodos retos e flexíveis. Foram observados nove (15%) deslocamentos escalares foram observados em ambos os grupos, oito (26%) no grupo de feixes pré-curvados e um (3%) deslocamento no grupo de feixes lineares. O deslocamento ocorreu em um ângulo de profundidade de inserção de 170° a 190° no grupo de feixe de eletrodos pré-curvados e em aproximadamente 370° no grupo de eletrodos linear. Os autores concluíram que para os feixes de eletrodos pré-curvados, o deslocamento ocorreu, geralmente, na parte ascendente do giro basal da cóclea. Com o feixe de eletrodos reto e flexível, a incidência de deslocamento foi menor, e parece que feixes de

eletrodos retos e flexíveis têm maior chance de correto posicionamento dentro da ET do que feixes de eletrodos PM.

Zou et al. (2015) realizaram estudo experimental com a TCCB demonstrando a possibilidade de identificação de pontos críticos da cóclea para determinar a posição dos contatos dos eletrodos intracocleares, com grande potencial para aplicação clínica em cirurgia de IC. Foi avaliado um sistema recém-desenvolvido de TCCB na definição do feixe de eletrodos de IC em ossos temporais humanos e estudada a variação morfológica coclear. Utilizaram um feixe de eletrodos padrão, sendo este feixe flexível no ápice (Flex28) e um feixe de eletrodos experimental com 36 contatos da MED-EL. Implantaram os feixes de eletrodos na cóclea de seis ossos temporais humanos através de uma inserção na membrana de JR. As cócleas foram amostradas com 900 *frames*, com configuração experimental baseada em um *scanner* TCCB instalado com Raio X Superior SXR 130-15-0.5, em tubo em combinação com filtro de cobre e alumínio. Em todos os ossos temporais, os pontos críticos da cóclea, o modíolo, a lâmina espiral óssea, o nicho de JR e o estribo foram demonstrados em nível médio de 3,4 a 4,5. Os contatos dos feixes de eletrodos foram claramente evidenciados para localizá-los na ET. Houve correlação linear entre o valor “A” e a altura da cóclea, e entre o valor “A” e o comprimento real de inserção dos eletrodos para os primeiros 360° de profundidade de inserção.

Theunisse et al. (2015) estudaram cinco cócleas humanas implantadas com eletrodos de IC e digitalizadas em dois sistemas de TCCB e TCMS (Tomografia Computadorizada “Multi-Slice”). Quatro observadores independentes avaliaram aspectos da qualidade da imagem em uma escala de cinco pontos. A TCCB foi comparada com TCs clínicas e dose-combinadas. O protocolo de TCMS de dose decrescente foi comparado a protocolos clínicos. “Phantom Imaging” foram utilizadas para determinar a dose efetiva e resolução para cada protocolo de aquisição. A dose efetiva dos protocolos de TCCB foi de 6 a 16% da dose clínica de TCMS. A visibilidade das paredes interior e exterior da cóclea e qualidade de imagem global foram positivamente correlacionadas com a dose de radiação na TCMS, e a qualidade de imagem foi melhor na TCMS clínica do que com protocolos de TCCB. Em outras comparações, diferenças entre os sistemas foram encontradas, mas a distinção entre TCCB e TCMS não foi evidente. Os autores concluíram que ambos

os procedimentos, TCCB e TCMS, são adequados para estudar o IC na etapa pós-operatória e que, ao selecionar um sistema de TC a dose de radiação depende de quais estruturas cocleares serão visualizadas.

Lathuillière et al. (2017) avaliaram a utilização da TCCB em crianças pequenas usuárias de IC e estudaram o efeito do posicionamento intracoclear do feixe de eletrodos nos testes eletrofisiológicos e comportamentais. Em estudo prospectivo, avaliaram a inserção do feixe de eletrodos e o ângulo da profundidade de inserção em 40 crianças usuárias de IC uni ou bilaterais. Cinquenta e cinco implantes foram avaliados (16 implantes apresentavam feixes de eletrodos do tipo reto e 39 feixes de eletrodos PM). Foram realizadas medidas de NRT intra e pós-operatórias, telemetria de impedâncias intra e pós-operatória, e pesquisa dos níveis psicofísicos T e C para os eletrodos 1,5,10,15 e 20, além de TCCB ou Raio X pós-operatórios. A TCCB foi viável sem sedação em 24 crianças (60%). A inserção acidental na escala vestibular foi observada em três dos 24 implantes avaliados pela TCCB. A PAI média foi de $339,7^\circ \pm 35,8^\circ$. O uso de um feixe de eletrodo PM determinou maiores PAIs, menor T-NRT pós-operatória, bem como diminuição dos níveis psicofísicos de T e C. Não foi observado efeito significativo de nenhuma posição do feixe de eletrodos ou PAI nos resultados eletrofisiológicos. Os autores concluíram que a TCCB é uma ferramenta confiável para avaliação anatômica de crianças pequenas com IC e que a posição intracoclear do feixe de eletrodos não apresentou efeito significativo no potencial de ação composto eletricamente evocado.

Dees, van Hoof e Stokroos (2016) compararam imagens de TCCB, de forma sequencial, com o intuito de determinar o padrão ouro de registro, visando analisar a migração do IC na prática clínica com alta precisão e em três dimensões. Imagens pareadas de TCCB foram obtidas em cinco ossos temporais de cadáveres e de um paciente *in vivo*. As imagens foram fundidas usando 3D *Slicer* 4 e o *software* BRAINSFit. Aplicando uma técnica de confiança, precisão, robustez e tempo de desempenho do processo de fusão foram avaliados. O protocolo de fusão proposto alcançou distância euclidiana mediana de subvoxel de 0,05 mm em ossos temporais de cadáveres humanos e 0,16 mm (média) quando aplicados os dados sintéticos humanos *in vivo*, descritos em mais de 95% de todas as fusões. O tempo dos

procedimentos foi de <2 min. Os autores concluíram que o método pôde ser validado, e que ele pode ser utilizado para quantificar com precisão a migração de eletrodos de IC.

Seo-young et al. (2018) avaliaram a utilidade da TCCB para caracterizar a inserção do feixe de eletrodos na cóclea e sua influência nos resultados auditivos nos pacientes após a cirurgia de IC. Avaliaram 26 orelhas por meio de TCCB realizada após a cirurgia de IC, em pacientes implantados com os dispositivos MED-EL Flex28 ($n=21$) e Nucleus Slim Straight ($n=5$). Analisaram o comprimento do ducto coclear, a PAI e o comprimento de inserção do feixe de eletrodos, além da cobertura coclear. Os resultados foram analisados e comparados com os limiares auditivos obtidos pelos sujeitos na audiometria em campo livre e a pontuação de reconhecimento de sentenças em conjunto aberto. O comprimento médio do ducto coclear foi de $36,8 \pm 1,4$ mm, a PAI média de $541,4 \pm 70,2^\circ$, o comprimento médio de inserção do feixe de eletrodos de $26,5 \pm 1,9$ mm e a cobertura coclear linear média de $0,73 \pm 0,06$, seguida pela cobertura coclear angular média de $0,60 \pm 0,08$. O feixe de eletrodos foi deslocado da ET em duas orelhas. Observou-se correlação significativa entre os limiares obtidos na audiometria em campo com IC e a PAI do feixe de eletrodos, entretanto não foi encontrada correlação com a percepção de fala dos sujeitos. Os autores concluíram que a TCCB é um método eficaz para caracterizar o posicionamento do feixe de eletrodos na cóclea e que poderia ser útil para a seleção pré-operatória de feixe de eletrodos ideais e previsão da cobertura coclear.

Torres et al. (2018) estudaram a TCCB realizada antes da inserção do feixe de eletrodos na cóclea de 12 ossos temporais humanos. Em cinco ossos temporais, um eixo de inserção otimizado foi planejado, devido à impossibilidade para atingir a linha central da ET, a partir da timpanotomia posterior, em virtude da posição do canal facial. Nos outros sete ossos temporais, um eixo de inserção sem precisão foi intencionalmente planejado (eixo ideal $+15^\circ$). A inserção automatizada do feixe de eletrodos do IC, de acordo com o eixo planejado, foi realizada com um instrumento para inserção motorizado e acionado por um robô baseado em um braço. A cóclea e a membrana basilar foram segmentadas da TCCB pré-implante e o feixe de eletrodos foi segmentado da TCCB pós-implantação para construir um modelo

tridimensional (3D) final. Foram realizadas análises microscópicas e em 3D para determinar o trauma intracoclear ao nível de cada eletrodo. Observou-se boa concordância na determinação da posição do eletrodo entre a análise microscópica e o modelo 3D (Cohen's kappa $k=0,67$). O ângulo de abordagem para a linha central da ET estava associado ao número de eletrodos inseridos na ET ($r = -0,65$, $p=0,02$, [IC 95%] - 0,90 a -0,11], Correlação de Spearman). Os autores reportaram que o modelo de reconstrução 3D foi eficaz na determinação da posição escalar do feixe de eletrodos na cóclea e que os achados indicam que o ângulo de aproximação da linha central da ET é um fator crítico no trauma intracoclear. Apontaram, ainda, a necessidade de novos estudos com diferentes feixes de eletrodos.

Ketterer et al. (2018) avaliaram quatrocentos e três pacientes implantados entre 2003 e 2010, com inserção via cocleostomia do feixe de PM (Cochlear™ Contour Advance®). Foi utilizada TCCB para determinar a posição do feixe de eletrodos (ET versus escala vestibular, deslocamento intracoclear, PAI) e o tamanho da cóclea (diâmetros e altura). Dessa forma, a trajetória do feixe de eletrodos e da parede lateral da cóclea, assim como a posição do feixe de eletrodos foi estimada. O valor médio do maior diâmetro foi de 9,95 mm e o da distância perpendicular foi de 6,54 mm, sendo evidenciada correlação estatisticamente significativa entre esses valores. A altura média foi de 3,85 mm. O feixe de eletrodos e o módolo apresentaram correlação estatisticamente significativa com a extensão da cóclea. Os eletrodos foram mais propensos a se deslocar nas cócleas com diâmetro menor e menor altura. As cócleas com inserções em escala vestibular demonstraram menor altura em relação às aquelas com inserções em ET, com significância estatística. Os autores concluíram que o tamanho e formato coclear são variáveis, e os achados deste estudo confirmam dados reportados por outros pesquisadores e que o feixe de eletrodos foi mais propenso a se deslocar na cóclea com menor diâmetro e menor altura. Assim, o tamanho da cóclea, especialmente a altura, influencia a posição intracoclear final do feixe de eletrodos.

Jia et al. (2018) estudaram a utilidade da TCCB na avaliação do posicionamento do feixe de eletrodos durante a cirurgia de IC, após a inserção do dispositivo. Foi realizado estudo retrospectivo com 51 pacientes (65 orelhas) com imagens de TCCB imediatamente após a inserção do IC, entre 2013 e 2017. A

correta inserção do feixe de eletrodos na cóclea foi imediatamente identificada. Avaliações de posicionamento foram, posteriormente, analisadas por meio do *software* OsiriX. A imagem intraoperatória foi realizada rapidamente em todos os casos e nenhuma migração para escala vestibular ou canais semicirculares foi encontrada. Um dobramento do feixe de eletrodos implantado foi identificado em um paciente. A análise secundária, realizada por dois avaliadores, demonstrou excelente concordância na profundidade de inserção (correlação = 0,96, $p < 0,001$) e no comprimento de inserção do feixe de eletrodos (coeficiente de correlação = 0,93, $p = 0,04$). A avaliação do número de eletrodos extracocleares foi idêntica entre os dois avaliadores em 78% dos casos (Cohen $k = 0,55$, $p < 0,001$). A posição escalar foi inconsistente entre os avaliadores e apresentou correlação moderada (Cohen $k = 0,59$, $p = 0,2$). Concluiu-se que a TCCB intraoperatória é um procedimento seguro, rápido, fácil e confiável para identificar translocações ou dobramentos do feixe de eletrodos do IC.

Dietz et al. (2018) avaliaram as características de inserção e o trauma de um novo feixe de eletrodos PL fino (SlimJ) em ossos temporais humanos. Realizaram TCCB pré e pós-operatória e fusão da imagem em 11 ossos temporais. A posição do feixe de eletrodos em cada cóclea foi analisada e descrita utilizando um fator de escala vertical, calculado pela divisão da distância do assoalho da escala do tímpano ao centro do eletrodo pela altura do ducto. O trauma de inserção foi identificado de acordo com a localização da membrana basilar, determinada a partir de cortes histológicos de 20 ossos temporais. O trauma de inserção foi determinado de acordo com a classificação de Eshragi. Uma inserção completa do feixe de eletrodos através da JR da cóclea foi obtida em todos os ossos temporais avaliados. Os autores relataram que o manuseio cirúrgico foi bom, com alta flexibilidade e ao mesmo tempo, rigidez suficiente para facilitar inserções suaves. A mediana da PAI foi de 368° (intervalo: $330^\circ - 430^\circ$). O posicionamento na ET foi identificado em dez dos onze ossos temporais; em um osso temporal observou-se translocação de escala, ocorrendo a aproximadamente 180° de PAI. Concluiu-se que o feixe de eletrodos SlimJ apresentou características de inserção atraumáticas. A técnica de fusão TCCB forneceu informação precisa e confiável da posição do feixe de

eletrodos e permitiu a classificação do trauma de inserção sem a necessidade de histologia. Os autores referiram a necessidade de estudos *in vivo*.

Fan et al. (2018) avaliaram e compararam a posição do feixe de eletrodos entre as abordagens de inserção pela JR e cocleostomia em crianças pequenas. Vinte e quatro pacientes (16 do sexo masculino, oito do sexo feminino), submetidos à cirurgia de IC e TCCB pós-operatória foram avaliados retrospectivamente. Quinze inserções do feixe de eletrodos do IC foram realizadas pela JR e onze por cocleostomia. As imagens demonstraram que todos os feixes de eletrodos estavam posicionados na ET. Não houve diferenças estatisticamente significativas na distância entre pontos de contato dos eletrodos e modíolo, comprimento de inserção intracoclear e ângulo de inserção do feixe de eletrodos na cóclea. Os autores concluíram que ambas as abordagens são satisfatórias para a inserção do feixe de eletrodos na ET coclear e como os feixes de eletrodos e as estruturas cocleares foram claramente visualizados no estudo, a TCCB pode ser aplicada para avaliar a posição do feixe de eletrodos de forma confiável.

Sipari et al. (2018) avaliaram vinte ossos temporais recém-congelados e implantados com o feixe de eletrodos Evo® (Oticon Medical, Dinamarca). Imagens da TCCB pré e pós-operatória foram utilizadas, a posição vertical do feixe de eletrodos foi quantificada em relação à membrana basilar, e o trauma classificado (graus 0 a 4). Os ossos temporais foram submetidos a exames histológicos subsequentes. Os feixes de eletrodos Evo® foram inseridos com sucesso em todos os ossos temporais. Foi observada inserção atraumática (graus 0-1) em 14 dos 20 ossos temporais (70%). Houve três translocações apicais e duas basais devido ao abaulamento do feixe de eletrodos. A sensibilidade e especificidade dos exames de imagem para detectar traumas de inserção (Graus 2-4) foram de 87,5% e 97,3%, respectivamente. Os resultados da inserção do feixe de eletrodos Evo® foram comparáveis aos relatados para outros feixes de eletrodos de preservação das estruturas cocleares. Os autores ainda apontaram que trauma de inserção pode ser evitado, principalmente com técnicas de inserção meticulosas para evitar o abaulamento, limitando a PAI a 360°, e que a TCCB se mostrou como uma ferramenta confiável para avaliar o posicionamento intracoclear de eletrodos e classificar o trauma.

Massuda et al. (2019) propuseram um método para avaliação quantitativa da migração do feixe de eletrodos Evo® *in vivo* com base nas imagens da TCCB pós-operatória e técnicas de processamento de imagem. Estudaram imagens da TCCB obtidas com uma semana e três meses após a cirurgia em 19 orelhas de pacientes implantados com o feixe de eletrodos Evo®. Os feixes de eletrodos foram projetados consistentemente no mesmo sistema de coordenadas para estimar com precisão a migração de cada eletrodo. As mudanças na configuração espacial foram caracterizadas com a curvatura geral do feixe de eletrodos. Não houve migração, extrusão ou curvatura significativa nos eletrodos estudados. Observou-se tendência dos eletrodos apicais se afastarem do modíolo e dos basais se afastarem da JR, com efeito contrário à extrusão. Os autores concluíram que as imagens da TCCB demonstraram resolução adequada com artefatos limitados para avaliar o posicionamento dos eletrodos *in vivo*. Técnicas automatizadas de análise de imagens médicas e sistema de coordenadas consistente permitiram estimar quantitativamente o efeito de migração e extrusão do feixe de eletrodos Evo®.

2.5 Preservação da audição residual e de estruturas cocleares

Com os recentes avanços na tecnologia dos ICs, preservar a audição residual e as estruturas intracocleares de pacientes submetidos à cirurgia de IC tem sido o foco principal dos cirurgiões em todo o mundo. Inicialmente, buscou-se a preservação da audição residual como um *backup* da implantação tradicional (Lehnhardt, 1993). Posteriormente, estudos demonstraram que preservar o resíduo auditivo também poderia beneficiar pacientes com estimulação eletroacústica, ou seja, a combinação de estimulação elétrica nas altas frequências realizadas pelo IC e estimulação acústica amplificada nas médias e baixas frequências. Este procedimento demonstrou melhorar a compreensão de fala dos usuários de IC em várias situações auditivas (Gantz et al., 2005; Gifford et al., 2013) e melhorar a apreciação de música (Gantz et al. 2005; Turner; Reiss; Gantz, 2008).

Embora estudos demonstrem que a preservação dos limiares auditivos ao longo do tempo ainda é um desafio e exista uma tendência decrescente no resultado da preservação auditiva ao longo do tempo (Snels et al., 2019); sabe-se, também,

que a preservação das estruturas intracocleares está relacionada a melhor posicionamento dos eletrodos dentro da cóclea, favorecendo melhores resultados auditivos com o dispositivo (Noble et al., 2013). Quanto melhor a qualidade da inserção do feixe de eletrodos na cóclea e menores os danos nas estruturas da orelha interna, os resultados funcionais com o IC tendem a ser melhores. Trauma da membrana basilar pode resultar em nova formação óssea e de tecidos, o que pode reduzir o desempenho auditivo (Nadol; Young; Glynn, 2016).

Minimizar o risco de trauma cirúrgico nas estruturas da orelha interna na cirurgia de IC é um procedimento complexo e envolve vários fatores, como a técnica cirúrgica utilizada, o uso de medicamentos visando diminuir o trauma agudo da inserção do feixe de eletrodos bem como a inflamação pós-operatória, e também o emprego de substâncias lubrificantes, visando diminuir o trauma mecânico causado durante a inserção dos eletrodos. Também envolve o uso de feixes de eletrodos atraumáticos, mais finos e flexíveis, visando inserção menos traumática na cóclea. Estudos histológicos mostraram que feixes de eletrodos rígidos apresentam maior chance de perfurar a membrana basilar e danificar a parede lateral (Nguyen et al., 2012). Também observou-se que feixes de eletrodos retos colidem com a parede lateral no final da curva basal, e então, feixes de eletrodos mais espessos podem romper a membrana basilar no ápice coclear por pressão radial na ET (Eshraghi; Yang; Balkany, 2003; Wardrop et al., 2005).

Estudos prévios apontaram a possibilidade de inserção do feixe de eletrodos usando uma técnica cirúrgica atraumática chamada “soft- surgery” ou “técnica cirúrgica de preservação auditiva” (Lehnhardt, 1993; Skarzynski et al., 2002; James et al., 2005; Balkany et al., 2006; Garcia-Ibanez et al., 2009). A técnica cirúrgica “*soft-surgery*” foi proposta pela primeira vez por Lehnhardt (1993). O objetivo desta técnica é evitar trauma mecânico na cóclea e reduzir a introdução de fatores que podem causar reações intracocleares adversas. Este último inclui respostas grosseiras, como fibrose e nova formação óssea, bem como respostas moleculares, como apoptose de células ciliadas ou alterações no potencial endococlear. As modificações cirúrgicas para atingir esses objetivos incluem: local da cocleostomia, protocolo de entrada na cóclea, uso de materiais e medicamentos auxiliares e manutenção de um campo cirúrgico meticuloso (Balkany, 2006).

De acordo com Friedland e Runge-Samuelson (2009), a inserção dos eletrodos é realizada através de cocleostomia ou da membrana da JR. Ao realizar uma cocleostomia, a mesma deve ser posicionada anterior e inferiormente à membrana da JR. Expor a membrana da JR e derrubar o “lábio” do nicho da JR anterior orientará o posicionamento da cocleostomia, que pode ser posicionada como uma extensão anterior da JR, a chamada abordagem de JR estendida. A perfuração é feita com uma broca de diamante de 1 mm, com ampla irrigação e baixas velocidades de perfuração, até que o endósteo da ET seja revelado. O endósteo é inserido utilizando-se uma microlanceta ou um gancho pequeno, e é tomado cuidado para evitar a sucção da perilinfa. Solução esteroide, hialuronato de sódio (ou seja, Healon®), ou ambos, podem ser aplicados sobre o endósteo antes da abertura do ouvido interno. A cocleostomia deve ser aberta apenas no tamanho necessário para acomodar o feixe de eletrodos, de 0,8 a 1,0 mm.

Feixes de eletrodos podem ser inseridos via cocleostomia ou através da JR. Segundo Banfai (1978), a JR foi a primeira escolha de rota para inserção do feixe de eletrodos de IC e, no entanto, com o desenvolvimento de feixes de eletrodos mais longos, mais espessos e menos flexíveis, a inserção através da JR tornou-se difícil e necessária a cocleostomia. Nos últimos anos, o desenvolvimento de eletrodos mais finos e flexíveis novamente permitiu a inserção através da JR (Lenarz et al., 2006).

Na técnica cirúrgica de preservação auditiva, a inserção deve ser realizada com a menor pressão possível. A resistência pode indicar o contato da ponta do eletrodo com a membrana basilar, lâmina espiral óssea ou vasculatura, ao longo da parede lateral da cóclea. O feixe de eletrodos pode ser revestido com esteroide ou Healon® para fornecer lubrificação e inserção facilitada. Diferenças na flexibilidade do eletrodo, tamanho e curvatura inerente também podem influenciar a facilidade de inserção. Balkany et al. (2006) relataram que fatores como a migração do feixe de eletrodos, além da posição intracoclear, diâmetro, forma, e longevidade, são fatores importantes para um feixe de eletrodos ideal, em termos de preservação e minimização do trauma intracoclear. Estudos também sugerem que as forças de inserção do feixe de eletrodos na cóclea estão relacionadas ao trauma coclear (Roland; Waltzman, 2005; Adunka; Kiefer, 2006).

De acordo com Friedland e Runge-Samuelson. (2009), após a inserção do

feixe de eletrodos na profundidade desejada, a cocleostomia deve ser selada para evitar vazamento de perilinfa ou pneumolabirinto pós-operatório. Normalmente, um pequeno pedaço de músculo temporal ou fásia é conectado ao redor do feixe na cocleostomia. Se um colar de fásia for usado ao redor do feixe, ele será colocado no promontório e na cápsula ótica circundante. Uma cocleostomia de tamanho adequado será essencialmente selada pelo feixe de eletrodos, mas os autores recomendam também a suplementação de tecido, além de esteroides sistêmicos durante e após a cirurgia.

Snels et al. (2018) realizaram uma meta-análise para avaliar os efeitos dos métodos de preservação auditiva residual em pacientes submetidos à cirurgia de IC e o efeito do tempo de acompanhamento no resultado da preservação. Utilizaram uma metarregressão de efeitos aleatórios para o resultado da preservação auditiva em relação à técnica cirúrgica, *design* do feixe de eletrodos, comprimento do eletrodo inserido, velocidade de inserção e uso de corticosteroide para diferentes tempos de acompanhamento (um mês, seis e 12 meses, ou mais, na etapa pós-operatória). De acordo com os autores, a preservação auditiva na cirurgia de IC foi viável. Foi encontrada diferença estatisticamente significativa entre o procedimento cirúrgico pela JR e a abordagem por cocleostomia, a favor do procedimento pela JR aos seis meses de uso ($p=0,001$). Também foi encontrada diferença estatisticamente significativa entre o feixe de eletrodos de PL e PM com um mês de uso, a favor do feixe de eletrodos PL ($p<0,001$). Não foi observada diferença estatisticamente significativa entre as outras variáveis de preservação auditiva. A abordagem de JR com o feixe de eletrodos PL pode resultar em melhor resultado de preservação auditiva com um mês e seis meses de uso do IC, em comparação com a abordagem por cocleostomia com o feixe de eletrodos PM. Foi observada tendência decrescente no resultado da preservação auditiva em ambas as combinações, ao longo do tempo.

Com a proposta de preservação da audição residual em cirurgias de IC, a Oticon Medical (Copenhague, Dinamarca) desenvolveu o feixe de eletrodos Evo®; do tipo reto e flexível, ultrafino (apresenta 0.5 mm de espessura em sua base e 0.4 mm de espessura no seu ápice), com superfície lisa e estimulação a 360°, contendo 20 eletrodos e 20 canais ativos (Figura 8). Nguyen et al. (2012) mostraram que este

feixe de eletrodos apresenta menor força de inserção comparada a feixes de eletrodos clássicos e está associado a baixos níveis de trauma intracoclear.

Figura 8 - Características do feixe de eletrodos atraumático Evo®, Oticon Medical

Martins et al. (2015) investigaram a inserção do feixe de eletrodos Evo® através dos diferentes quadrantes da membrana da JR de 25 ossos temporais humanos frescos, com o objetivo de avaliar o grau de trauma intracoclear. Os ossos temporais foram submetidos à mastoidectomia por timpanotomia posterior, e o feixe de eletrodos inserido através do quadrante anterosuperior da membrana da JR em 50% dos ossos e através do quadrante anteroinferior nos 50% restantes. Os ossos temporais foram desidratados, embebidos em epóxi, polidos em série, corados, vistos através de um microscópio estéreo e fotografados com os feixes de eletrodos *in situ*. As imagens resultantes foram analisadas quanto a sinais de trauma. Os exames histológicos revelaram que a incidência e gravidade do trauma intracoclear não foram influenciadas pelo quadrante de inserção. Considerando todos os segmentos estudados, a preservação total das estruturas cocleares ocorreu em 64 a 92% dos ossos temporais avaliados, demonstrando altas taxas de preservação das estruturas cocleares com o feixe de eletrodos Evo®.

Bento et al. (2016) estudaram a utilização da combinação de uma técnica cirúrgica de preservação auditiva e o uso do feixe de eletrodos Evo® na preservação da audição residual de pacientes com audição funcional nas frequências graves. Sete desses pacientes (até 1 KHz) foram implantados com o feixe de eletrodos Evo®. A técnica cirúrgica utilizada envolveu a inserção do feixe de eletrodos pela JR e o uso de dexametasona tópica. O protocolo da cirurgia de preservação auditiva foi aplicado com sucesso em cinco pacientes. Este grupo apresentou mudança média

dos limiares auditivos comparados aos valores pré-operatórios de 18.7 (DP = $\pm$ 16.1 dB NA) até 500 Hz e 15.7 (DP = $\pm$ 15,1 dB NA) até 1 kHz, demonstrando níveis satisfatórios de preservação auditiva. Os autores concluíram que a utilização combinada de uma técnica cirúrgica de preservação auditiva envolvendo a inserção do feixe de eletrodos Evo® pela JR e o uso de dexametasona e ácido hialurônico durante a cirurgia promoveu resultados de preservação auditiva residual, significativos para esses pacientes.

Sipari et al. (2018) avaliaram os resultados de inserção do feixe de eletrodos Evo® por meio da combinação das imagens da TCCB pré e pós-operatórias e subsequentes avaliações histológicas em 20 ossos temporais humanos (TBs). A posição vertical do feixe de eletrodos foi quantificada em relação à membrana basilar, baseada em graus de trauma intracoclear (séries de 0 a 4). O feixe de eletrodos Evo® foi inserido com sucesso em todas as TBs. Inserções atraumáticas (Graus 0-1) foram observadas em 14 das 20 TBs (70%). Ocorreram três translocações apicais e duas translocações basais devido ao abaulamento do eletrodo. A sensibilidade e especificidade de imagens para detectar trauma de inserção (Graus 2-4) foram de 87,5% e 97,3,0%, respectivamente. Os autores concluíram que o feixe de eletrodos Evo® apresentou resultados comparáveis e que traumas de inserção podem ser evitados com técnicas meticulosas para se evitarem abaulamentos, limitando o ângulo da profundidade de inserção a 360°. A técnica de fusão de imagens da TCCB mostrou-se uma ferramenta confiável para avaliar a inserção dos eletrodos e classificação do trauma intracoclear.

2.6 Resposta eletrofisiológica com o implante coclear: potencial de tronco cerebral evocado eletricamente (eABR)

As medidas eletrofisiológicas têm sido muito utilizadas nos processos de habilitação e reabilitação de pacientes usuários de IC e podem ser realizadas durante e após o procedimento cirúrgico para colocação do dispositivo. Elas correspondem a um conjunto de medidas objetivas, realizadas durante a cirurgia de IC e após a inserção do feixe de eletrodos na cóclea, com o intuito de verificar a efetividade da estimulação elétrica realizada pelo dispositivo nas fibras neurais remanescentes na cóclea. Fornecem valiosa informação sobre o funcionamento

desse dispositivo (Mason, 2003) e prognóstico após a cirurgia (Gallego et al., 1998, 1999) e podem também ser utilizados para estabelecer níveis de estimulação elétrica audíveis aos usuários de IC (Shallop et al., 1990; Brown et al., 1994), auxiliando na programação inicial do processador sonoro. Os resultados das medidas eletrofisiológicas também podem confirmar o correto posicionamento do feixe de eletrodos na cóclea e, ainda, ser utilizados para monitorar as respostas dos usuários do dispositivo, indicando quando uma investigação adicional é necessária.

A pesquisa do eABR, do eCAP e do reflexo estapediano evocado eletricamente ou (*electrically evoked stapedius reflex threshold* - eSRT) são as principais medidas eletrofisiológicas utilizadas na prática clínica e tem sido vastamente descritas na Literatura (Shallop et al., 1990; Brown et al., 1994; Gallego et al. 1998, 1999; Bergeron; Hotton, 2015).

O eCAP é o potencial de ação gerado ao nível do nervo coclear, a partir de um estímulo elétrico realizado pelo IC inserido na cóclea, e corresponde à Onda I do eABR. A pesquisa do eCAP é realizada por meio da NRT, um sistema de telemetria bidirecional, em que os próprios eletrodos do sistema do IC são responsáveis por estimular as fibras neurais remanescentes na cóclea e registrar as respostas neurais geradas pela estimulação. O eSRT é a contração do músculo do estapédio em resposta a um estímulo elétrico de forte intensidade, promovido pelo IC inserido na cóclea. Esta medida envolve neurônios sensoriais e motores em um arco aferente e eferente. O estímulo elétrico elicia, então, uma resposta nas fibras neurais auditivas aferentes (oitavo nervo craniano), que passa pelo núcleo coclear ipsilateral e então para o núcleo do nervo facial (sétimo nervo craniano) nos lados contra e ipsilateral. O arco reflexo se completa através do caminho eferente do núcleo motor para o nervo facial, que inerva o músculo estapédico ipsi e contralateral. Então, o músculo estapédico, que está ligado ao estribo, contrai bilateralmente (Hall, 1992). Para a realização da pesquisa do eSRT na etapa intraoperatória do IC, não são necessários equipamentos adicionais, e o reflexo é determinado, com visualização da contração do músculo do estapédio após uma sequência de estímulos elétricos realizados pelo IC. Para a medida pós-operatória, se faz necessário um equipamento tradicional de imitanciometria, em que os reflexos podem ser registrados à medida em que o estímulo elétrico é realizado.

O eABR corresponde a uma série de potenciais de ação gerados desde a região neural auditiva periférica até ao nível do tronco cerebral, a partir de um estímulo elétrico gerado pelo dispositivo de IC inserido na cóclea, durante ou após o procedimento cirúrgico. Assim como no registro dos potenciais evocados auditivos de tronco encefálico (PEATE), o eABR pode ser caracterizado pelo aparecimento das ondas II, III, IV e V, sendo a onda V a mais robusta e frequente no registro, registrada entre 3.5 e 4.0 ms, aproximadamente (Abbas; Brown, 1991). A onda I, potencial de ação gerado ao nível do nervo coclear (também conhecida como eCAP), não pode ser registrada devido a presença de artefatos gerados pela própria estimulação elétrica até 1.0 ms (Abbas; Brown, 1991). As ondas apresentam suas latências absolutas cerca de 1.5 ms diminuídas em relação ao PEATE convencional, devido ao estímulo direto das fibras neurais por meio do IC implantado na cóclea. A Tabela 1 apresenta um exemplo de valores de latências absolutas das ondas e latências interpícos III-V obtidas por usuários do dispositivo Digisonic DX10 (Gallego et al., 1997). Ainda, estudos em usuários desse dispositivo demonstraram que a latência interpícos III-V corresponde a um forte preditor de performance dos pacientes usuários de IC após a cirurgia (Gallego et al., 1998). A presença de resposta é determinada pelo aparecimento da onda V, replicada em dois registros sob as mesmas condições de teste (Figura 9).

Tabela 1 - Valores médios de latências absolutas das ondas II, III e V e latências interpícos III-V obtidas em estudo realizado com usuários do dispositivo de implante coclear Digisonic DX10, Oticon Medical

Potenciais	Latências médias (ms)	Desvio-padrão (ms)
Onda II	1.3	0.17
Onda III	2.0	0.18
Onda V	3.9	0.28
Intervalo III-V	1.8	0.14

ms= milisegundos.

Figura 9 - Registro típico dos potenciais de tronco cerebral evocados eletricamente obtido durante a cirurgia de implante coclear em usuário do dispositivo Digisonic Evo®, Oticon Medical. Presença das ondas III, IV e V para os eletrodos testados e9, e14 e e18

O eABR tem a vantagem de objetivamente investigar a funcionalidade e capacidade de resposta da via neural da cóclea ao núcleo coclear, além de estruturas mais centrais. Além disso, pode ser realizado na etapa intraoperatória (Tysome et al., 2013) e facilmente adaptado na rotina clínica. Outra vantagem do eABR, é que ele permite a avaliação de componentes críticos da sincronia da codificação neural (Firszt et al., 2002). Segundo esses autores, a sobrevivência nervosa e a atividade neural síncrona podem contribuir para o desempenho do IC. Sabe-se que medidas objetivas mais centrais, como potenciais evocados auditivos corticais, têm sido fortemente correlacionadas com o desempenho da fala (Liebscher; Alberter; Hoppe, 2018), no entanto essa medida precisa ser registrada em um paciente acordado e não pode ser realizada na etapa intraoperatória, por exemplo.

Estudos prévios demonstraram correlações significativas entre a morfologia e a presença da onda V e os resultados da percepção da fala (Brown et al., 1995; Groenen et al., 1996; Gallego et al., 1997, 1998; First et al., 2002; Walton et al.,

2008; Gibson et al., 2009). Lundin et al. (2015) também compararam a presença da onda V em eletrodos localizados em três porções diferentes da cóclea e o desempenho auditivo com o IC, encontrando correlação significativa entre a presença da onda V nos eletrodos localizados no ápice da cóclea e as pontuações de percepção de fala.

Estudos em animais demonstraram mudanças nas vias neurais do tronco cerebral a partir da estimulação com o IC, indicando plasticidade. Em estudos incluindo gatos com surdez neonatal, estimulação semelhante causou expansão das curvas de ajuste espacial no colículo inferior (Snyder et al., 1990) e diminuiu as latências do eABR (Reuter et al., 1997). Em gatos com surdez congênita, as amplitudes de resposta das projeções tálamo-corticais aumentaram com o uso contínuo de IC (Klinke et al., 1999). Poucas investigações longitudinais foram realizadas com eABR em humanos. Foram reportadas alterações nos limiares do eABR com o tempo de uso do IC (Brown et al., 1994; Hughes et al., 2001; Gordon et al., 2003), e na função de crescimento da amplitude do eABR ao longo do tempo (Brown et al., 1995). Gordon et al. (2003) conduziram um estudo longitudinal para estudar as respostas de eABR em 50 crianças usuárias de IC durante o primeiro ano de uso do dispositivo e encontraram amplitudes da onda V significativamente maiores e latências da onda V significativamente menores com o uso contínuo do IC. De acordo com os autores, esses achados indicaram que as vias neurais do tronco cerebral não se desenvolviam completamente até que ocorresse entrada auditiva crônica suficiente. Com estimulação elétrica consistente, foram observadas alterações nas vias do tronco cerebral, incluindo reduções no tempo de condução neural e aumento nas amplitudes de resposta.

Com relação ao posicionamento do feixe de eletrodos do IC na cóclea, estudos em usuários adultos de IC demonstraram valores maiores de limiares de eCAP para eletrodos localizados na escala vestibular (Rajati et al., 2014; Mittmann; Ernst; Todt, 2015; Mittman et al., 2015; Venail et al., 2015). Sabe-se que o tipo do feixe de eletrodos utilizado também pode influenciar no eCAP, sendo observadas melhores respostas de eCAP com feixes de PM, posicionados mais próximos ao modíolo e neurônios auditivos (Gordin et al., 2009; Tao et al., 2012; Müller; Hocke; Mir-Salim, 2015).

Mittimann et al. (2015) avaliaram a PAI e o tamanho da cóclea e investigaram suas influências na NRT. Os dados eletrofisiológicos da NRT registrada durante a cirurgia de IC de 26 pacientes foram analisados e a posição do feixe de eletrodos foi avaliada radiologicamente por meio da TCFP. A PAI do feixe de eletrodos, o tamanho da cóclea e a NRT foram calculados na etapa pós-operatória. Os resultados radiológicos foram comparados com os dados eletrofisiológicos obtidos durante a cirurgia (razão NRT) e avaliados estatisticamente. Em todos os pacientes, a razão NRT, a PAI, e o tamanho da cóclea foram estimados. Não foi observada correlação significativa entre profundidade de inserção, tamanho da cóclea, e razão NRT.

Lathuillière et al. (2017) estudaram o efeito do posicionamento intracoclear do feixe de eletrodos estimado pela TCCB na pesquisa do eCAP e testes comportamentais, avaliando a inserção do feixe de eletrodos e a PAI em 40 crianças usuárias de IC uni ou bilaterais, totalizando 55 implantes (16 implantes apresentavam feixes de eletrodos do tipo reto e 39 feixes de eletrodos PM). Foi realizada pesquisa do eCAP durante a cirurgia de IC e um mês após o procedimento cirúrgico, e avaliados os níveis psicofísicos T e C para os eletrodos 1, 5, 10, 15 e 20. O uso de um feixe de eletrodo PM determinou maiores PAIs, menor T-NRT pós-operatório, bem como diminuição dos níveis psicofísicos de T e C. Entretanto, não foram observados efeitos significativos do posicionamento do feixe de eletrodos ou da PAI nos resultados de eCAP. Três eletrodos estavam posicionados na escala vestibular e não se correlacionavam com a PAI ou valores de eCAP intra e pós-operatórios. Os autores concluíram que a posição intracoclear do feixe de eletrodos não apresentou efeito significativo no eCAP.

O grau de propagação da excitação neural, por meio da pesquisa do eCAP, em resposta à estimulação de um eletrodo específico pode variar de acordo com a corrente elétrica do estímulo, posição do eletrodo em relação aos neurônios estimulados, orientação dos eletrodos e campo elétrico resultante, bem como com a porcentagem e o padrão de sobrevivência neural (Cohen et al., 2003; Abbas et al., 2004; Eisen; Franck, 2005). De acordo com a hipótese de que um eletrodo posicionado mais próximo ao modíolo permitiria estimulação mais eficaz e eficiente das células do gânglio espiral, é importante estudar o efeito da estimulação realizada

pelos eletrodos nos potenciais auditivos de tronco cerebral registrados em eletrodos com diferentes posicionamentos intracocleares. Não foi encontrado na literatura nenhum estudo comparando o posicionamento do feixe de eletrodos do IC por meio da TCCB e seu efeito nos eABR durante ou após a cirurgia de IC.

Shepherd, Hatsushika e Clark (1993) relataram limiares reduzidos de eABR em gatos quando o feixe de eletrodos foi inserido na direção ao modíolo. Wackym et al. (2014) analisaram seus resultados antes e após a inserção do sistema de posicionamento de eletrodos no IC CII Bionic Ear, com o feixe de eletrodos de IC HiFocus I, e também antes e após a remoção do estilete no feixe de eletrodos do IC Nucleus Contour, em 17 crianças usuárias de IC. Os eABRs intraoperatórios foram registrados em três eletrodos que representaram as porções apical, medial e basal da cóclea. Amplitudes absolutas da onda V e limiares do eABR foram avaliados em relação ao posicionamento dos eletrodos pré *versus* pós-perimodiolar. Os limiares do eABR foram menores e as amplitudes absolutas da onda V maiores, após o posicionamento perimodiolar, embora as mudanças tenham sido dependentes da localização do eletrodo de registro e *design* do implante. Os autores encontraram diminuição significativa no limiar do eABR e aumento na amplitude absoluta da onda V no eletrodo basal para o CII Bionic Ear HiFocus I e no eletrodo apical para o implante Nucleus Contour.

2.7 Percepção de fala com implante coclear

Os testes de percepção de fala são utilizados para acessar a habilidade do usuário de IC para se comunicar em situações diárias, e isto se aplica à fala e linguagem. Fala é o som mais complexo, especializado e importante sinal, e corresponde à parte do processo de linguagem receptiva (Clark, 2003). Embora também seja importante que os usuários de IC identifiquem sons ambientais, como pássaros cantando, buzina de carro ou campainha tocando. O benefício global do IC em adultos é melhor quantificado por meio dos testes de percepção e produção de fala, que estão ligados à comunicação oral (Clark, 2003).

Os testes de percepção de fala foram utilizados para avaliar os resultados funcionais do IC desde os primeiros dispositivos implantados e serviram como base

para a evolução tecnológica dos mesmos até os dias atuais. Os primeiros IC desenvolvidos forneciam estimulação elétrica em um único local na cóclea, e foram chamados de monocanais. Esses dispositivos foram implantados pela primeira vez em seres humanos no início dos anos de 1970. Muitos profissionais achavam que a estimulação elétrica do nervo auditivo produziria somente ruído ao usuário de IC (House, 1985). Apesar da controvérsia, pesquisadores nos Estados Unidos e na Europa continuaram trabalhando no desenvolvimento de próteses monocanais. Esses primeiros esforços levaram ao desenvolvimento dos principais dispositivos monocanais, o House/3M e Vienna/3M. O implante monocal House/3M foi desenvolvido originalmente por William House e seus associados no início da década de 1970. As melhorias no implante foram, posteriormente, realizadas em conjunto com a empresa 3M, e o dispositivo passou a ser referido como House/3M (House; Urban, 1973; House; Berliner, 1982). A maioria dos pacientes implantados com o dispositivo House/3M não apresentava percepção de fala em conjunto aberto com o dispositivo, devido à informação temporal limitada fornecida pelo mesmo (Gantz et al., 1988). Rosen et al. (1989) encontraram pontuação média na identificação de consoantes de 37% para quatro pacientes. Danhauer et al. (1990) reportaram pontuações corretas de reconhecimento de palavras monossilábicas de, no máximo, 2 e 4%, para quatro pacientes dentre os dezoito estudados.

O dispositivo Vienna/3M conseguiu preservar variações temporais finas no sinal de fala, diferentemente do House/3M, e alguns pacientes excepcionais foram, então, capazes de reconhecer corretamente palavras em sentenças com pontuação de 86% (Tyler, 1988). Hochmair-Desoyer, Hochmair e Stiglbanner (1985) também encontraram pontuação média de reconhecimento correto de palavras monossilábicas e palavras em sentenças de 30% e 45%, respectivamente. Mesmo com alguns bons resultados de pacientes excepcionais usuários do dispositivo Vienna/3M, a maioria dos pacientes também não era capaz de obter pontuações de percepção de fala em conjunto aberto acima de zero (Gantz et al., 1988).

Os primeiros IC multicanais, desenvolvidos na década de 1980, passaram a fornecer estimulação elétrica em vários locais da cóclea, a partir de um feixe de eletrodos. Dessa forma, diferentes fibras nervosas auditivas também passaram a ser estimuladas em diferentes locais da cóclea, explorando o mecanismo local para

codificação de frequências. Eletrodos diferentes passaram a ser estimulados, dependendo da frequência do sinal de entrada e sua localização intracoclear. Eletrodos próximos à base da cóclea passaram a ser estimulados com sinais de alta frequência, enquanto que aqueles próximos ao ápice passaram a ser estimulados com sinais de baixa frequência.

O dispositivo *Ineraid* (Symbion, Inc., Utah) foi desenvolvido com base em uma estratégia de codificação denominada *compressed-analog (CA)*. Nesse sistema, o sinal era compactado primeiro, usando um controle automático de ganho e depois filtrado em quatro diferentes bandas de frequência, com frequências centrais em 0,5, 1, 2 e 3.4 kHz. As formas de onda filtradas passavam por controles de ganho ajustáveis e eram enviadas diretamente através de uma conexão percutânea a quatro eletrodos intracocleares. As formas de onda filtradas eram entregues, simultaneamente, a quatro eletrodos de forma analógica. Os eletrodos, espaçados em 4 mm, operavam em uma configuração monopolar. O IC multicanal com esta abordagem permitiu que muitos pacientes obtivessem reconhecimento de fala em conjunto aberto, se mostrando superior ao IC monocal (Eddington, 1980). Dorman et al. (1989) reportaram pontuações de reconhecimento de palavras em sentenças de 45%, de 14% para palavras monossilábicas e de 14% para palavras dissilábicas, dado o aumento da resolução de frequências fornecida pela estimulação de múltiplos canais.

Posteriormente, pesquisadores do *Research Triangle Institute* desenvolveram a estratégia *Continuous Interleaved Sampling (CIS)* (Wilson et al., 1991). A estratégia CIS foi desenvolvida com o intuito de minimizar a interação de canais promovida pela estimulação simultânea da CA, e consequentemente, melhorar a percepção de fala de usuários de IC. Nessa estratégia, trens de pulsos bifásicos são entregues aos eletrodos, de maneira não simultânea, e as amplitudes dos pulsos elétricos são derivadas pela extração dos envelopes das formas de onda de cada banda. A estratégia CIS foi comercialmente utilizada nos dispositivos Clarion, Med-el e Nucleus 24M e, apesar das mudanças e evolução tecnológica dos dispositivos, continua no mercado até o momento. Estudos comparando as estratégias CA e CIS demonstraram melhores resultados com a CIS, com reconhecimento de palavras monossilábicas em conjunto aberto acima de 60% (Wilson et al., 1991).

O dispositivo multicanal Nucleus (Cochlear, Austrália) foi desenvolvido na Universidade de Melbourne, Austrália, por Clark no início dos anos de 1980. A estratégia F0/F2 foi a primeira a ser utilizada nesse dispositivo e se baseava na extração de formantes, abordagem diferente das utilizadas até então, pela CIS e CA. Nessa estratégia, a frequência fundamental (F0) e o segundo formante (F2) eram extraídos do sinal de fala usando detectores de cruzamento zero. Os resultados de percepção de fala com este dispositivo foram encorajadores e demonstraram reconhecimento de fala em conjunto aberto para alguns pacientes (Dowel; Mecklenburg; Clark, 1986). A estratégia F0/F2 foi, posteriormente, modificada para incluir informações sobre o primeiro formante (F1) (Dowel et al., 1987), sendo nomeada F0/F1/F2, e tornou-se disponível em 1985 com o processador de fala *Nucleus wearable* (WSP). A adição de F1 melhorou o desempenho dos usuários deste implante, dada a importância de F1 e F2 para ouvintes com audição normal no reconhecimento de fala. Dowell, Mecklenburg e Clark (1986) observaram aumento na pontuação média de reconhecimento de palavras de 30% utilizando a estratégia F0/F2 para 63% com a estratégia F0/F1/F2. Posteriormente, a estratégia MPEAK foi desenvolvida junto ao processador *Miniature Speech Processor* (MSP), para utilização nesse dispositivo. A MPEAK extraía também as informações de alta frequência do sinal de fala, além dos formantes, que já eram extraídos nas estratégias anteriores. Wallenberger e Battmer (1991) relataram melhora de 17% na identificação de consoantes e 28% no reconhecimento de sentenças em conjunto aberto, devido a adição da extração das altas frequências. Um novo processador, chamado *Spectral Maxima Sound Processor* (SMSP), foi, então, desenvolvido no início dos anos de 1990 para o dispositivo Nucleus (McDermott; McKay; Vandali, 1992). Ao invés de extrair fatores como formantes, ele analisava o sinal de fala usando um banco de 16 filtros passa-banda e um detector de máximas espectrais. Comparações iniciais da estratégia SMSP e MPEAK em um único paciente revelaram melhorias significativas com a estratégia SMSP no reconhecimento de palavras, consoantes e vogais (McDermott; McKay; Vandali, 1992). A estratégia SMSP foi, posteriormente, refinada e incorporada no processador Nucleus Spectra 22.

O processador Spectra 22 foi desenvolvido para o sistema Nucleus 22

(Cochlear, Austrália) e incluía as funções dos processadores de fala anteriores (MSP), além de novos circuitos para a estratégia de fala do Spectral Peak (SPEAK) (Seligman e McDermott, 1995). A estratégia SPEAK é semelhante à SMSP: o sinal recebido é enviado para um banco de 20 filtros (em vez de 16 na SMSP), com frequências centrais que variam de 250 Hz a 10 kHz. As saídas dos 20 filtros são estimadas automaticamente de acordo com a maior amplitude do sinal. O número de máximas selecionadas varia de 5 a 10, dependendo da composição espectral do sinal de entrada, com média de seis máximas. Skinner et al. (1994) avaliaram sessenta usuários do dispositivo Nucleus e verificaram que a estratégia SPEAK apresentou desempenho melhor do que a MPEAK no reconhecimento de vogais, consoantes, palavras monossilábicas e sentenças. A estratégia SPEAK foi, posteriormente, incorporada no sistema de IC Nucleus 24 (CI24M).

Com a evolução da tecnologia, novos dispositivos de IC foram desenvolvidos, incluindo outras estratégias de processamento do som como a *Advanced Combination Encoder - ACE* (Cochlear, Austrália), *HiRes Fidelity* (Advanced Bionics, USA), *Crystalis XDP* e *Crystalis CAP* (Oticon Medical, Dinamarca), *Fine Structure Processing - FSP* (Medel, Áustria), entre outras. Essa evolução na tecnologia dos dispositivos e nas estratégias de processamento do som trouxe os usuários deste dispositivo ao “estado de arte”, no que se refere aos resultados de percepção de fala. Atualmente, os ICs promovem compreensão de fala em conjunto aberto para a maioria dos pacientes adultos, incluindo o uso do telefone (Lenarz, 2018). Usuários do dispositivo, com perda auditiva pós-lingual, demonstram ganhos consideráveis na compreensão da fala, já com três meses após a cirurgia de IC (Waltzman; Cohen; Roland Jr, 1999), e a maioria das crianças implantadas precocemente é capaz de produzir fala inteligível para os ouvintes (Svirsky et al., 2000; Beadle et al., 2005) e pontuam na média (dentro de 1 DP da média normativa), ou melhor em ampla gama de medidas de percepção da fala e compreensão da linguagem falada (Geers; Sedey, 2011).

Apesar dos bons resultados de percepção de fala dos usuários de IC, promovidos pela evolução tecnológica dos dispositivos, ainda existe considerável variação no desempenho auditivo dos usuários (Firszt et al., 2004; Moberly et al., 2016). Diversos fatores específicos podem influenciar os resultados de percepção de

fala dos usuários de IC, incluindo duração da surdez e tempo de uso do dispositivo (Blamey et al., 1996; Rubinstein et al., 1999; Friedland; Venick; Niparko, 2003), reconhecimento de fala pré-operatório (Rubinstein et al., 1999; Friedland; Venick; Niparko, 2003), surdez pré ou pós-lingual (Dawson et al., 1992), escolha do acoplamento do eletrodo (Pfungst et al., 2001), escolha do algoritmo de processamento (Wilson et al., 1988; Skinner et al., 2002), método e qualidade da programação (Skinner, 2003). Outros fatores têm demonstrado contribuir para a variabilidade de percepção de fala entre os sujeitos, mas não significativamente, como a sobrevivência das células ganglionares espirais (Nadol; Young; Glynn, 1989; Khan et al., 2005), alterações morfológicas nas células ganglionares espirais (Briaire; Frijns, 2006), percepção psicofísica inconsistente (Collins; Throckmorton, 2000) e comprometimento das vias centrais (Shepherd; Hardie, 2001).

Recentemente, com o avanço das técnicas de processamento de imagem, alguns estudos foram conduzidos para investigar a influência da profundidade de inserção do feixe de eletrodos na cóclea na percepção de fala de usuários de IC, com resultados controversos (Finley et al., 2008; Lee et al., 2010; Holden et al., 2013; Buchman et al., 2014; Kos et al., 2005; Van der Marel et al., 2015; O'Connell et al., 2016; Seo-Young et al., 2018; Heutink et al., 2019). Outro fator relacionado ao posicionamento intracoclear dos eletrodos na cóclea e que tem sido recentemente investigado com as técnicas de processamento de imagem é a EMD. Poucos estudos foram realizados tentando correlacionar a distância dos eletrodos em relação ao modíolo (Fitzgerald et al., 2007; Finley et al., 2008; Holden et al., 2013), incluindo a EMD na porção basal da cóclea (Esquia Medina et al., 2013; De Seta e tal., 2016), com os resultados de percepção de fala dos pacientes após a cirurgia. Esses estudos demonstraram que a menor EMD pode promover melhores resultados de percepção de fala dos pacientes após a cirurgia, e menor EMD na porção basal da cóclea pode estar relacionada a melhores resultados de percepção de fala dos usuários, em curto prazo. Não foi encontrado na literatura nenhum estudo que tem há investigado a correlação entre posicionamento dos eletrodos em relação ao modíolo e a PAI do feixe de eletrodos Evo®, e resultados de percepção de fala nos usuários desse dispositivo.

3. Objetivos

3.1 Objetivo geral

Estudar a relação entre PAI e posicionamento dos eletrodos do IC dentro da cóclea e a preservação da audição residual, qualidade da resposta eletrofisiológica e os resultados de percepção de fala em curto prazo em usuários de IC.

3.2 Objetivos específicos

- Estimar a PAI na cóclea e o posicionamento dos eletrodos em relação ao modíolo do dispositivo de IC por meio da reconstrução de imagens da TCCB pós-operatória;
- Estudar a relação entre a PAI do feixe de eletrodos na cóclea e a distância dos eletrodos em relação ao modíolo a 180° e 360°;
- Analisar os resultados de eABR de usuários de IC com feixe de eletrodos reto, durante o procedimento cirúrgico e após seis meses de uso do dispositivo;
- Avaliar as pontuações de percepção de fala em usuários adultos de IC em curto prazo, com o feixe de eletrodos Evo®;
- Estudar a preservação da audição residual em curto prazo de usuários de IC, com feixe de eletrodos PL e técnica cirúrgica de preservação auditiva “*soft-surgery*”.

4. Casuística e Métodos

4.1 Aspectos éticos

O estudo foi realizado no Ambulatório de IC do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo (HCFMRP-USP) e devidamente aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa, Proc. nº 1317/2017 (Anexo). Foram incluídos neste estudo 17 sujeitos candidatos à cirurgia de IC.

Todos os sujeitos que aceitaram participar do estudo foram informados sobre os objetivos e procedimentos da pesquisa. A Tabela 2 mostra as características demográficas dos participantes deste estudo. A duração média da privação auditiva incluiu o tempo em que o sujeito ficou sem o AASI, antes da cirurgia de IC, e a duração média da perda auditiva incluiu o tempo entre o primeiro diagnóstico de perda auditiva e a cirurgia do IC. A Tabela 3 apresenta a distribuição etiológica dos sujeitos.

Tabela 2. Características demográficas dos sujeitos pesquisados

Sujeito	Sexo	Orelha implantada	Etiologia	Idade na cirurgia de IC (meses)	Duração da privação auditiva (meses)	Duração da perda auditiva (meses)
1	M	D	Desconhecida	902	27	77
2	F	D	Desconhecida	168	49	66
3	F	D	Desconhecida	692	212	270
4	F	D	Otite Crônica	689	25	132
5	M	E	Colesteatoma	473	13	38
6	F	E	Desconhecida	721	55	60
7	M	D	Desconhecida	667	240	313
8	M	D	Genética	552	1	360
9	M	D	Otite Crônica	588	9	60
10	M	D	Colesteatoma	812	32	482
11	F	D	Desconhecida	420	12	25
12	M	D	Meningite	312	5	13
13	M	D	Desconhecida	386	15	248
14	F	E	Desconhecida	544	37	39
15	M	D	Desconhecida	372	12	21
16	M	D	Ototoxicidade	969	9	120
17	M	E	Genética	552	1	360
M±DP				577,6 ± 212,6	44.4 ± 70,3	157.9 ± 148.7

F= Feminino; M=Masculino; D= Orelha Direita; E= Orelha Esquerda; M= Média; DP= Desvio Padrão.

Tabela 3 - Distribuição etiológica dos sujeitos

Variável	Classe	Quantidade	Porcentagem (%)
Sexo	F	6	35,30
	M	11	64,70
Etiologia	Colesteatoma	2	11,80
	Otite Crônica	2	11,80
	Genética	2	11,80
	Meningite	1	5,90
	Ototoxicidade	1	5,90
	Desconhecida	9	52,90

4.2 Critérios de Inclusão

- Perda auditiva sensorineural de grau severo e/ou profundo, bilateral;
- Perda auditiva de origem pós-lingual;
- Benefício limitado com o uso do AASI (Limiar de reconhecimento de sentenças inferior a 50% na melhor orelha com amplificação);
- Indivíduos implantados com o dispositivo de IC Digisonic Evo®.

4.3 Critérios de Exclusão

- Malformações severas do osso temporal ou orelha interna (identificadas nos exames de imagem pré-operatórios);
- Desordens centrais.

4.4 Protocolo de avaliação

4.4.1 Exame de tomografia computadorizada ConeBeam

Para avaliar a distância dos eletrodos em relação ao modíolo e sua profundidade de inserção na cóclea dos sujeitos, foi utilizado o exame de TCCB, 90

dias após o procedimento cirúrgico, visto que o feixe de eletrodos se encontra estável em sua posição na cóclea durante esse período (Dees et al., 2018).

As imagens da TCCB foram registradas utilizando dois diferentes equipamentos e configurações: o *i-CAT™ 3D Dental Imaging System*, da empresa *Xoran Technologies®*, com um tubo de raio X de corrente de 36 mA e pico de 120 kV e tamanhos de voxels isotrópicos de $0,25 \times 0,25 \times 0,25\text{mm}^3$ ($N = 4$) ou $0,12 \times 0,12 \times 0,12\text{mm}^3$ ($N = 4$), e o *PreXion3D* da empresa *Prexion®*, com um tubo de raio X de corrente de 4 mA e pico de 90 kV, seguidos por tamanho de voxel de $0,157 \times 0,157 \times 0,146 \text{ mm}^3$ ($N=27$). O exame de TCCB foi realizado por um médico radiologista experiente e as imagens foram examinadas por um médico otorrinolaringologista, com conhecimento da anatomia da orelha interna.

O posicionamento dos eletrodos foi estimado a partir da reconstrução das imagens da TCCB, por meio de um programa de pós-processamento desenvolvido internamente (Python, Python Software Foundation, Beaverton, OR, EUA). Foi utilizada a técnica descrita por Zhao et al. (2014), refinada várias vezes (Zhao et al., 2019), com erros médios de localização do eletrodo *sub-voxel* (representação tridimensional). A Figura 10 demonstra um exemplo da segmentação resultante. Essa fase de estimativa fornece uma profundidade de inserção radial (θ) para cada eletrodo ao longo do feixe de eletrodos, sendo possível calcular a PAI de todo o feixe de eletrodos. O resultado foi expresso em graus ($^\circ$), e correspondeu à PAI do eletrodo mais apical do feixe de eletrodos (eletrodo 20).

Figura 10. Exemplo de um feixe de eletrodos segmentado (contorno laranja)

O eixo modiolar foi estimado de acordo com o método automatizado descrito e validado por Demarcy et al. (2017), a partir de imagens segmentadas da cóclea obtidas pela TCCB. A distância entre os eletrodos e o modíolo foi calculada por meio da implementação de uma função espiral logarítmica [1] nos eletrodos. Para obter a expressão da curvatura ideal do feixe de eletrodos, calculou-se o $r(\theta)$, raio da espiral em cada eletrodo, para cada valor θ .

$$\text{[1]} \quad r(\theta) = \exp(-b\theta)$$

Esta expressão é uma função linear de θ [2]

$$\text{[2]} \quad \ln(r(\theta)) = -b\theta + \ln a$$

Portanto, ele pode ser resolvido por uma abordagem de regressão linear utilizando mínimos quadrados comuns para estimar os parâmetros (a) e (b) da função. Depois que a função é determinada para um feixe de eletrodos, é possível estimar a diferença entre a curvatura espiral ideal do feixe de eletrodos e a posição real de cada eletrodo, individualmente (Figuras 11A e 11B). Eletrodos individuais, para os quais foi observada diferença positiva entre a posição esperada da espiral logarítmica e a posição real observada, foram classificados como eletrodos com posição “subideal” (SI). Eletrodos individuais envolvidos em dobramentos basais e/ou apicais também foram identificados (Figuras 12A e 12B).

Figura 11 - Exemplo de estimativa de posicionamento dos eletrodos em relação ao modíolo (eixo x) e a profundidade angular de inserção (eixo y) para os sujeitos #9 **(A)** e #10 **(B)**. Posição real de cada eletrodo do feixe Evo® (círculos contendo o número do eletrodo), curvatura espiral ideal do feixe de eletrodos (barra preta) e eletrodos em posição “subideal” (círculo vermelho). Sujeitos incluídos na Categoria 1

Figura 12. Exemplo de estimativa de posicionamento dos eletrodos em relação ao modíolo (eixo x) e a profundidade angular de inserção (eixo y) para os sujeitos #13 **(A)** e #14 **(B)**. Presença de dobramento basal e apical para o sujeito #13 e dobramento basal para o sujeito #14. É possível verificar que os eletrodos 1, 2 e 3 encontram-se posicionados fora da cóclea para o sujeito #13. Posição real de cada eletrodo do feixe Evo® (círculos contendo o número do eletrodo), curvatura espiral ideal do feixe de eletrodos (barra preta) e eletrodos em posição subideal (círculo vermelho). Sujeitos incluídos nas Categorias 3 e 2, respectivamente

Para avaliar o posicionamento dos eletrodos em relação ao modíolo dos sujeitos, foi calculada a sua distância em relação ao modíolo dos eletrodos posicionados a 180° (*electrode-to-modiolus distance at 180°*, EMD180) e 360° de PAI (*electrode-to-modiolus distance at 360°*, EMD360), correspondendo às regiões inicial e final do giro basal da cóclea, respectivamente (De Seta et al., 2016). Quando dois eletrodos estavam envolvidos no posicionamento a 180° ou 360°, foi calculada a EMD média entre eles, e considerada como valor final na respectiva PAI. O valor final foi expresso em milímetros (mm), que correspondeu à PAI nas porções basal e apical da cóclea. Os resultados da EMD180 e EMD360 foram então comparados com os de percepção de fala, preservação da audição residual e eABR obtidos pelos sujeitos com seis meses de uso do IC.

Para a comparação com os resultados de percepção de fala e preservação da audição residual dos sujeitos, foram adicionalmente criadas três categorias de posicionamento dos eletrodos em relação ao modíolo, de acordo com o número de eletrodos em posição SI, independente da região coclear. Sujeitos que apresentaram até três eletrodos em posição SI foram incluídos na Categoria 1, os que demonstraram de quatro a seis eletrodos em posição SI foram incluídos na Categoria 2 e aqueles com sete ou mais eletrodos em posição SI foram incluídos na Categoria 3 (Tabela 4).

Tabela 4 - Categorias de posicionamento dos eletrodos em relação ao modíolo, de acordo com a curvatura espiral ideal do feixe de eletrodos

Categoria	Número de eletrodos em posição 'subideal' (SI)
1	≤3 eletrodos
2	4-6 eletrodos
3	≥7 eletrodos

4.4.2 Preservação da audição residual

A cirurgia de IC foi realizada seguindo a técnica cirúrgica de preservação auditiva, proposta por Ramos et al. (2015):

- O feixe de eletrodos foi inserido via JR, e a sua abertura realizada com estilete delicado na região anterior da membrana, evitando-se a aspiração do local após este procedimento.
- Foi utilizada fásia de músculo temporal em formato de disco de 3 mm de diâmetro com orifício central por onde foi posicionado o feixe de eletrodos, contribuindo para o selamento da JR.
- O feixe de eletrodos foi inserido através da rampa timpânica após posicionamento e fixação do receptor-estimulador interno por meio de parafusos de titânio, conforme orientação do fabricante.
- Realizou-se o preenchimento da orelha média com dexametasona (4 mg/ml) durante 15 minutos. Nesse período, foi realizado o posicionamento e a fixação do receptor-estimulador interno do IC.
- Após foi realizada a aspiração da substância e abertura da JR. O ácido hialurônico (Provisc™, Alcon Laboratories Inc., Bélgica) foi utilizado então em três diferentes momentos: uma gotícula sobre a abertura da JR, para embebição do feixe de eletrodos e na região da abertura da janela após a inserção e antes do posicionamento da fásia do músculo temporal. Antes do fechamento do plano muscular, a caixa timpânica foi preenchida novamente com dexametasona.

As cirurgias foram realizadas pelo mesmo cirurgião e pela mesma equipe anestésica. Nos casos em que houve dificuldade de inserção do feixe de eletrodos e a técnica de preservação da audição residual acima descrita foi comprometida, o procedimento foi abandonado, sendo realizada cocleostomia visando garantir melhor relação de inserção e melhores resultados cirúrgicos com o IC para o paciente. A inserção do feixe de eletrodos foi realizada por meio do insensor específico para o modelo e marca do IC utilizado, fornecido pela empresa fabricante, visando evitar qualquer dano e o menor número de trauma possível durante a sua inserção.

Todos os sujeitos participantes do presente estudo foram implantados com o dispositivo de IC Digisonic Evo® (Oticon Medical, Dinamarca). O Digisonic Evo® foi desenvolvido para ser utilizado em cirurgias de preservação da audição residual. O feixe de eletrodos EVO® é ultrafino (diâmetro proximal de 0,5 mm e diâmetro distal

de 0,4 mm), flexível, reto ou PL e com superfície lisa, contendo 20 eletrodos ativos e comprimento ativo de 24 mm. Apresenta um sistema de fixação do receptor-estimulador com parafusos de titânio, que permite uma cirurgia rápida e minimamente invasiva ao paciente (Guevara et al., 2010).

Para avaliar a preservação da audição residual, o exame de audiometria tonal liminar (ATL) foi realizado 30 dias antes do procedimento cirúrgico e repetido com seis meses de uso do IC em todos os sujeitos. Para tal procedimento, foi utilizado o equipamento AC33 (Interacoustics SA, Dinamarca), devidamente calibrado. Os resultados obtidos foram comparados nas duas situações para avaliar as mudanças ocorridas nos limiares auditivos nas frequências de 250 Hz, 500 Hz e 1 KHz, na orelha implantada. Para determinar a preservação da audição residual, a classificação proposta por Brown et al. (2010) foi utilizada, como descrito na Tabela 5.

Tabela 5. Classificação de preservação da audição residual, proposta por Brown et al. (2010) e utilizada neste estudo

Classificação	ATL
Preservação Total (PT)	Perda auditiva média ≤ 10 dB NA
Preservação Moderada (PM)	Perda auditiva média de 11-20 dB NA
Preservação Marginal (PMA)	Perda auditiva média de 21-40 dB NA
Sem preservação (SP)	Perda auditiva média ≥ 40 dB NA

ATL: diferença entre a média dos limiares auditivos nas frequências de 250 Hz, 500 Hz e 1 KHz obtidos pela audiometria tonal liminar realizada trinta dias antes da cirurgia de IC e com seis meses de uso do dispositivo.

Os sujeitos com limiares auditivos ausentes na ATL para as frequências de 250 Hz, 500 Hz e 1 KHz antes da cirurgia de IC, e que se mantiveram assim com seis meses de uso do IC, foram classificados como “indefinidos” (IND), e seus dados não foram comparados com as outras variáveis, devido a impossibilidade de se definir se houve mudança nos limiares após a cirurgia de IC. Os resultados de preservação da audição residual foram comparados com EMD180 e EMD360, categorias de posicionamento em relação ao modíolo e PAI para todos os sujeitos.

4.4.3 Resposta eletrofisiológica dos sujeitos

A resposta eletrofisiológica dos sujeitos foi avaliada por meio da pesquisa dos eABR, obtidos durante a cirurgia de IC e com seis meses de uso do dispositivo. O registro dos eABRs intraoperatórios foram realizados na sala de cirurgia, com os indivíduos reclinados e sob anestesia geral, imediatamente após a inserção do feixe de eletrodos no interior da cóclea. O registro dos eABRs pós-operatórios foi realizado em uma sala silenciosa, com os sujeitos relaxados e reclinados sem sedativo, durante a sessão de programação do processador sonoro de rotina. Os mesmos parâmetros de estímulo elétrico e aquisição de resposta foram selecionados nas duas condições, durante e após a cirurgia de IC, e estão descritos a seguir.

4.4.3.1 Parâmetros de estímulo e aquisição do eABR

O estímulo elétrico foi realizado pelo feixe de eletrodos inserido na cóclea dos sujeitos, utilizando a interface Digistim USB e o *software* Digistim, versão 1.9.15 (Oticon Medical, Dinamarca). Estímulos de descarga passiva bifásica com duração de pulso de 70 microssegundos e nível de corrente de 70 unidades computacionais (U.C., equivalente a 1,56 mA) foram entregues a uma taxa de estimulação de 21 Hz, utilizando o modo de estimulação *multimode* (Marozeau et al., 2017). No eABR pós-operatório, os indivíduos perceberam os estímulos como fortes, mas não desconfortáveis, uma vez que foram avaliados após seis meses de uso do IC e a maioria dos sujeitos apresentou níveis máximos de conforto em valores de duração de pulsos próximos ou superiores a 70 μ s.

O eABR foi registrado utilizando-se o equipamento Eclipse EP25 (Interacoustics A/S, Denmark) e *software* Otoaccess, versão 7.0 (Interacoustics A/S, Denmark). Os seguintes parâmetros de registro foram utilizados: filtro passa-baixo = 1500 Hz, filtro passa alto = 33 Hz/6 oitava e nível de rejeição = $\pm 40 \mu$ V. O sistema de registro dos potenciais foi possível pela utilização de um cabo de sincronização entre a interface Digistim e a Interface EP25, fornecido pela empresa Oticon Medical. A janela de aquisição da resposta utilizada foi de 12 ms. O registro da resposta foi

sincronizado com os estímulos elétricos por meio de um cabo “trigger”, desenvolvido e disponibilizado pela empresa do IC utilizado no estudo. Os eletrodos de contato foram colocados no vértice (positivo), mastoide contralateral (referência) e bochecha ipsilateral (terra). Os valores de impedância dos eletrodos de contato estavam entre 0 e 3 Ohms.

Dois diferentes eletrodos do feixe de eletrodos do IC foram testados, de acordo com o seu posicionamento intracoclear: eletrodos e10 e e18. O implante Digisonic Evo® apresenta comprimento ativo de 24 mm e pode atingir PAI de 360°, com cerca de 16-18 eletrodos inseridos (Sipari et al., 2018), dependendo do tamanho da cóclea. É esperado que os eletrodos e10 e e18 estejam inseridos à PAI de 180° e 360°, respectivamente.

Os eABR foram determinados visualmente, de acordo com Firszt et al. (2002), a uma série de picos positivos registrados entre 1 e 4 ms, aproximadamente, e a latência da onda V foi registrada em aproximadamente 3.5 a 4.0 ms. A onda I não é visível devido à presença de artefatos do estímulo (Picton et al., 1974; van den Honert; Stypulkowski, 1986). Os registros foram considerados como “presença de resposta” quando a onda V pôde ser replicada em dois registros de 1200 sweeps, com as mesmas características de estímulo elétrico (Figura 6). As amplitudes e latências absolutas da onda V registradas nos eletrodos e10 e e18 foram obtidas durante a cirurgia de IC e com seis meses de uso do dispositivo para todos os sujeitos. Os resultados foram comparados nas duas situações com o objetivo de investigar as mudanças ocorridas no eABR com o tempo de estimulação com o IC. Os resultados também foram comparados com o posicionamento e a PAI do feixe dos eletrodos na cóclea para todos os sujeitos.

4.4.4 Percepção de fala com IC

O teste de reconhecimento de sentenças (Costa et al., 2015) foi utilizado para avaliar o reconhecimento de sentenças no silêncio dos sujeitos com seis meses de uso do IC. O teste foi aplicado em “conjunto aberto” e correspondeu a 60 sentenças distribuídas em seis listas de dez sentenças foneticamente balanceadas com até sete palavras. Palavras com significado lexical e semântico, como substantivos,

adjetivos, verbos, advérbios e numerais foram consideradas palavras-chave e pontuadas com valor 2. Palavras com significado gramatical, tais como artigos, preposições, conjunções, pronomes e interjeições foram pontuadas usando o valor 1. Como as listas de sentenças foram compostas por diferentes números de palavras, variando de quatro a sete palavras e três a quatro palavras-chave, a pontuação total foi multiplicada por um valor de correção, expresso em porcentagem. Esse valor variou de acordo com a lista de sentenças utilizada, sendo pontuado de 1,11% a 1,20%, para atingir a pontuação máxima de 100%. Os resultados foram expressos em Índice percentual de reconhecimento de sentenças (IPRS), que correspondeu à porcentagem de palavras repetidas corretamente na lista de sentenças. Dessa forma, quanto maior a porcentagem obtida, melhor o desempenho do sujeito. As listas mostraram resultados equivalentes (Santos; Daniel; Costa, 2009), e as sentenças apresentaram conteúdo fonético semelhante (Costa; Lório; Albernaz, 2000).

As listas de sentenças foram apresentadas em CD *player* digital da marca Toshiba, modelo 4149, acoplado a um audiômetro AC33 (Interacoustics SA, Dinamarca). Antes da aplicação do teste, propriamente dito, foi realizado treinamento, utilizando a lista 7B, para familiarização do indivíduo com o mesmo. No presente estudo, foi aplicada uma lista com 10 sentenças para cada usuário, selecionada aleatoriamente, em campo livre, na condição de silêncio. As sentenças foram apresentadas utilizando-se uma caixa acústica posicionada na posição frontal (0° azimuth) a um metro de distância dos sujeitos, em intensidade fixa de 60 dB NPS.

Freitas, Lopes e Costa (2005) investigaram a confiabilidade do teste de reconhecimento de sentenças utilizado no presente estudo, em silêncio e com ruídos, para um grupo de 40 jovens ouvintes normais. O teste e reteste foram realizados em três diferentes sessões de avaliação, com intervalo de sete dias entre elas, respeitando a mesma hora de avaliação. Os resultados demonstraram correlação positiva forte e estatisticamente significativa entre teste e reteste no silêncio (em torno de 0,61) e no ruído (em torno de 0,58). Além disso, também se observou pequena variabilidade e não significativa entre sujeitos no silêncio e no ruído nas três sessões de avaliação diferentes. Para a realização do teste de

reconhecimento de sentenças, os sujeitos foram instruídos a utilizar somente o IC, retirando o AASI quando em uso do dispositivo na orelha contralateral ao IC.

4.5 Análise estatística

O modelo de regressão linear foi adotado para investigar a relação entre a PAI do feixe de eletrodos e a EMD180 e EMD360, e a relação entre amplitudes e latências absolutas do eABR e da PAI do feixe de eletrodos, assim como EMD180 e EMD360. Para investigar a associação entre o IPRS e a profundidade angular do feixe de eletrodos e EMD180 e EMD360 dos sujeitos, o coeficiente de correlação de Spearman foi utilizado. O teste Kruskal-Wallis, seguido das comparações múltiplas de Dunn, foram empregados para estudar as diferenças no IPRS obtidas pelos sujeitos incluídos nas diferentes categorias de posicionamento em relação ao modíolo.

Para comparar as amplitudes e latências absolutas da onda V do eABR obtidas durante a cirurgia e com seis meses de uso do IC, o teste ANOVA para medidas repetidas (Two-Way) foi aplicado. Finalmente, o teste de Mann-Whitney foi utilizado para investigar a associação entre PAI do feixe de eletrodos e a distância em relação ao modíolo e as categorias da preservação residual auditiva dos sujeitos. O nível de significância de 5% foi adotado para todos os testes estatísticos.

5. Resultados

Foi possível registrar as imagens da TCCB pós-operatória em todos os sujeitos neste estudo. A TCCB produziu volumes de imagem de alta resolução tridimensional com resolução espacial submilimétrica (tamanho isotrópico de 0,15 mm de voxel) e demonstrou boa resolução com artefatos metálicos limitados para estimar a posição do feixe de eletrodos, PAI, posicionamento dos eletrodos em relação ao modíolo e dobramentos basais e apicais.

A técnica cirúrgica de preservação auditiva foi realizada com sucesso em 15 dos 17 sujeitos estudados. Para dois sujeitos (#4 e #14), não foi possível inserir o feixe de eletrodos na cóclea via JR e, então, o procedimento de cocleostomia foi adotado. Inserção completa do feixe de eletrodos foi obtida em 16 de 17 sujeitos. Um sujeito (#6) apresentou três eletrodos posicionados fora da cóclea, mesmo após inúmeras tentativas de inserção, e teve estes eletrodos desligados pelo *software* de programação. Para três sujeitos que apresentaram inserção total do feixe de eletrodos (sujeitos #2, #13 e #14), a inserção completa só foi alcançada quando mais de três tentativas de inserção do feixe de eletrodos além do ponto da primeira resistência dentro da cóclea foram realizadas. A Tabela 6 descreve as características de inserção do feixe de eletrodos para todos os sujeitos pesquisados. Foi observada presença de dobramento basal e/ou apical para todos aqueles que necessitaram de três ou mais tentativas de inserção do feixe de eletrodos na cóclea (sujeitos #2, #6, #13 e #14).

Tabela 6 - Características de inserção do feixe de eletrodos para todos os sujeitos pesquisados

Sujeito	Dobramento (DB/DA)	Inserção	Tentativas de inserção
1	Não	JR	<3
2	DB	JR	≥3
3	Não	JR	<3
4	Não	Cocleostomia	<3
5	Não	JR	<3
6	DB/DA	JR	≥3
7	Não	JR	<3
8	Não	JR	<3
9	Não	JR	<3
10	Não	JR	<3
11	Não	JR	<3
12	Não	JR	<3
13	DB	JR	≥3
14	DB/DA	Cocleostomia	≥3
15	Não	JR	<3
16	Não	JR	<3
17	DB	JR	<3

DB= dobramento basal do feixe de eletrodos; **DA=** dobramento apical do feixe de eletrodos; **JR=** inserção do feixe de eletrodos via janela redonda; **Cocleostomia=** inserção do feixe de eletrodos via cocleostomia; Tentativas de inserção (**<3**)= menos de três tentativas de inserção do feixe de eletrodos na cóclea pelo cirurgião; Tentativas de inserção (**≥3**)= três ou mais tentativas de inserção do feixe de eletrodos na cóclea pelo cirurgião.

A Tabela 7 descreve a PAI do feixe de eletrodos e a distância dos eletrodos em relação ao modíolo na porção basal da cóclea (EMD180), na porção apical da cóclea (EMD360) e de acordo com a quantidade de eletrodos em posição SI.

Tabela 7 - Distância dos eletrodos em relação ao módolo e profundidade angular de inserção do feixe de eletrodos na cóclea dos sujeitos

Sujeito	PAI (°)	EMD180 (mm)	EMD360 (mm)	SI
1	374	3.43	2.20	Categ. 3
2	333	3.13	-	Categ. 3
3	386	3.10	2.35	Categ. 2
4	423	2.93	1.97	Categ. 2
5	534	2.95	1.97	Categ. 2
6	287	2.10	-	Categ. 3
7	422	2.97	2.35	Categ. 2
8	418	3.60	2.40	Categ. 2
9	433	3.01	1.95	Categ. 1
10	482	2.62	1.72	Categ. 1
11	534	2.63	1.72	Categ. 3
12	474	2.87	2.12	Categ. 1
13	448	2.53	1.83	Categ. 2
14	216	2.10	-	Categ. 3
15	409	3.10	2.40	Categ. 1
16	455	3.00	1.93	Categ. 1
17	419	3.00	2.20	Categ. 2
M±DP	414.5± 80.9	2.89±0.40		

PAI= Profundidade angular de inserção do feixe de eletrodos; **EMD180=** Distância média dos eletrodos em relação ao módolo a 180°; **EMD360=** Distância média dos eletrodos em relação à 360°; **SI=** Categorias de posicionamento dos eletrodos em relação ao módolo de acordo com o número de eletrodos em posição subideal; **mm=** milímetros; **Cat.=** Categoria; **M=** Média; **DP=** Desvio-padrão.

A PAI do feixe de eletrodos variou de 216° a 534°. De todos os sujeitos pesquisados, 82.4% apresentaram inserção profunda e superior a 360°, e 70.6% demonstraram PAI superior a 400°. Três sujeitos (#2, #6 e #14), mostraram PAI do feixe de eletrodos inferior a 360°, observando-se a presença de dobramentos basal e/ou apical nesses sujeitos.

As EMD180 e EMD360 variaram de 2.1 a 3.6 mm e de 1.72 a 2.4 mm, respectivamente. A EMD180 média foi superior à EMD360 média, além de apresentar maior variabilidade. A EMD360 não foi calculada para três sujeitos que apresentaram PAI do feixe de eletrodos inferior a 360° (Tabela 7). A Figura 13 mostra a comparação da EMD estimada a 180 e 360° de PAI.

Figura 13 - Distância média dos eletrodos em relação ao módolo, estimada a 180° e 360° de profundidade angular de inserção. As barras correspondem ao desvio-padrão médio

A Figura 14 apresenta a comparação entre a PAI do feixe de eletrodos e a EMD180 e EMD360° de PAI. O modelo de regressão linear revelou correlação negativa significativa entre PAI e EMD360 ($p=0.00363$, $r=0.69$, $R^2=0.4795$) e explica 48% da variabilidade dos dados. Dessa forma, é possível inferir que a EMD360 diminui 0.0041 para cada incremento da PAI do feixe de eletrodos ($Y=3.91 - 0.0041$; $p=0.00363$, $r=0.69$, $R^2=0.4795$). Quanto à EMD180, não houve correlação com a PAI do feixe de eletrodos ($p=0.11$, $r=0.32$, $R^2=0.1026$).

Figura 14 - Comparação entre a profundidade angular de inserção do feixe de eletrodos e a distância em relação ao modíolo a 180° e 360°

Em relação ao número de eletrodos em posição SI, 29.4% dos sujeitos foram classificados na Categoria 1, 41.2% incluídos na Categoria 2 e 29.4% na Categoria 3 (Figura 15).

Figura 15 - Porcentagem de sujeitos incluídos nas diferentes categorias de posicionamento em relação ao número de eletrodos em posição subideal

5.1 Percepção de fala com IC

Todos os sujeitos foram capazes de pontuar no teste de reconhecimento de sentenças com seis meses de uso do IC. O IPRS médio foi 62.1% (DP = $\pm 27.2\%$). Todos os sujeitos que apresentaram resultados de IPRS superiores a 90% (melhores desempenhos), apresentaram PAI superior a 423°. A Figura 16 demonstra a comparação entre o IPRS e a PAI dos sujeitos. A correlação de Spearman evidenciou correlação positiva e significativa entre eles, porém esta correlação foi fraca ($\rho = 0.40$, $p = 0.11$).

Figura 16 - Comparação entre o índice percentual de reconhecimento de sentenças e a profundidade angular de inserção dos sujeitos

A Figura 17 demonstra a comparação entre o IPRS e as EMD180 e EMD360 de PAI. A análise da correlação de Spearman evidenciou ausência de associação entre eles.

Figura 17 - Comparação entre o índice percentual de reconhecimento de sentenças e a distância dos eletrodos em relação ao modíolo a 180° (EMD180) e 360° (EMD360) de profundidade angular de inserção

Quando comparados aos eletrodos em posição SI, os resultados do IPRS obtidos pelos sujeitos incluídos na Categoria 1 foram superiores aos dos sujeitos incluídos nas Categorias 2 e 3, assim como os resultados obtidos pelos sujeitos incluídos na Categoria 2 foram também superiores aos da Categoria 3 (que apresentaram maior número de eletrodos em posição SI) (Figura 18). Entretanto, essa diferença no IPRS médio somente foi significativa entre os sujeitos das Categorias 1 e 3 (Tabela 8).

Figura 18 - Comparação entre os resultados de IPRS e as diferentes categorias de posicionamento dos eletrodos em relação ao modíolo. *Diferença significativa ($p=0.0208$; comparações múltiplas de Dunn, intervalo de confiança 95%)

Tabela 8 - Comparação entre os resultados de IPRS e as diferentes categorias de posicionamento dos eletrodos em relação ao modíolo

Variável Quantitativa	Variável Categórica	Valor p Kruskal-Wallis	Comparação	Valor p comparações múltiplas de Dunn
IPRS	Posicionamento		Categ. 1 - Categ. 2	0.2954
IPRS	Posicionamento	0.0232	Categ. 1 - Categ. 3	0.0208*
IPRS	Posicionamento		Categ. 2 - Categ. 3	0.0923

IPRS= Índice percentual de reconhecimento de sentenças; **Categ. 1**= Categoria 1; **Categ. 2**= Categoria 2; **Categ. 3**= Categoria 3.

5.2 Resposta eletrofisiológica dos sujeitos

Os eABR foram registrados em todos os sujeitos durante o procedimento cirúrgico de IC e com seis meses de uso do dispositivo. As ondas I e II não foram registradas devido à presença de artefatos do estímulo. A Tabela 9 descreve as amplitudes e latências absolutas da onda V e latências interpícos III-V para os dois eletrodos pesquisados (e10, e e18), registradas nos sujeitos durante a cirurgia de IC e com seis meses de uso do dispositivo.

Tabela 9 - Amplitudes, latências absolutas da onda V e latências interpícos III-V para os eletrodos e10 e e18, registrados durante a cirurgia de IC e com seis meses de uso do dispositivo. Média, mediana, mínimo, máximo, desvio-padrão e 1º e 3º quartis

eABR	Eletrodo	Momento	Mínimo	1º Quartil	Mediana	Média	3º Quartil	Máximo	Desvio Padrão	n
A	10	1	0,010	0,060	0,100	0,248	0,539	0,662	0,250	17
A	10	2	0,061	0,180	0,421	0,480	0,702	1,193	0,324	17
A	18	1	0,040	0,173	0,252	0,317	0,471	0,607	0,188	17
A	18	2	0,230	0,311	0,582	0,643	0,849	1,355	0,374	17
L	10	1	3,070	3,600	3,730	3,795	4,130	4,330	0,386	17
L	10	2	3,030	3,200	3,600	3,640	3,930	4,530	0,445	17
L	18	1	2,870	3,400	3,600	3,684	4,000	4,400	0,441	17
L	18	2	2,870	3,200	3,530	3,567	3,930	4,330	0,435	17
LIII-V	10	1	1,470	1,930	2,060	1,968	2,130	2,200	0,234	13
LIII-V	10	2	1,540	1,700	1,800	1,857	2,030	2,200	0,236	7
LIII-V	18	1	1,330	1,705	1,930	1,892	2,100	2,270	0,301	11
LIII-V	18	2	1,330	1,695	2,000	1,917	2,095	2,530	0,356	11

A= amplitude absoluta da Onda V; **L**= latência absoluta da Onda V; **LIII-V**= latência interpícos III-V; **Eletrodo** = eletrodo testado; **Momento 1**= eABR realizado durante a cirurgia de IC; **Momento 2**= eABR realizado com seis meses de uso do IC; **n**= número de sujeitos

A amplitude média da onda V foi superior e a latência média da onda V foi inferior com seis meses de uso do dispositivo (Figura 19). O teste ANOVA para medidas repetidas (Two-Way) evidenciou que esta diferença foi significativa ($F=49.3$, $p<0.0001$; $F=4.94$, $p<0.041$; respectivamente). Não foram encontradas diferenças significativas nas amplitudes ou latências absolutas da onda V entre os eletrodos pesquisados ($F=3.11$, $p=0.097$; $F=1.56$, $p=0.23$, respectivamente).

Figura 19 - Comparação dos valores de amplitude e latência absolutas da onda V do eABR, obtidos para os eletrodos 10 e 18, durante a cirurgia de IC e com seis meses de uso do dispositivo

Não houve correlações entre as amplitudes e latências absolutas da onda V do eABR, registradas nos eletrodos 10 e 18, e a PAI do feixe de eletrodos (Figuras 20 e 21). Também não houve correlações entre as amplitudes e latências absolutas da onda V do eABR, registradas nos eletrodos 10 e 18, com a EMD180 e EMD360, respectivamente (Figuras 22 e 23).

Figura 20 - Comparação entre a profundidade angular de inserção do feixe de eletrodos e amplitudes e latências absolutas da onda V do eABR, registradas no eletrodo 10 durante a cirurgia e com seis meses de uso do IC

Figura 21 - Comparação entre a profundidade angular de inserção do feixe de eletrodos e amplitudes e latências absolutas da onda V do eABR, registradas no eletrodo 18 durante a cirurgia e com seis meses de uso do IC

Figura 22 - Comparação entre a distância dos eletrodos em relação ao modíolo a 180° de profundidade angular de inserção e amplitudes e latências absolutas da onda V do eABR, registradas no eletrodo 10 durante a cirurgia e com seis meses de uso do IC

Figura 23 - Comparação entre a distância dos eletrodos em relação ao módolo a 360° de profundidade angular de inserção e amplitudes e latências absolutas da onda V do eABR, registradas no eletrodo 18 durante a cirurgia e com seis meses de uso do IC

5.3 Preservação da audição residual

Dos 17 sujeitos pesquisados, 29.4% apresentaram preservação total da audição residual (PT), 29.4% não preservaram a audição residual (SP) e 41.2% foram classificados como IND, ou seja, a média dos limiares auditivos nas frequências de 250 Hz, 500 Hz e 1 Hkz, antes e após a cirurgia de IC, estavam ausentes, e não foi possível determinar se houve preservação da audição residual.

Dessa forma, os sujeitos incluídos na categoria IND, não foram considerados na análise estatística. A Figura 24 demonstra a comparação entre a PAI do feixe de eletrodos e a preservação da audição residual dos sujeitos (PT e SP). Os sujeitos com PT demonstraram PAI média de 408.4° ($DP = \pm 54.5^{\circ}$) e aqueles SP apresentaram PAI média de 353.8° ($DP = \pm 103^{\circ}$), e maior variabilidade de resultados. O teste de Mann-Whitney demonstrou que não houve diferença significativa entre a PAI dos eletrodos dos sujeitos PT ou SP ($p=0.4127$).

Figura 24 - Comparação entre a profundidade angular de inserção do feixe de eletrodos e a preservação da audição residual dos sujeitos. PT= sujeitos que apresentaram preservação total da audição residual; SP= sujeitos que não preservaram a audição residual

A Figura 25 mostra a comparação entre os resultados de preservação da audição residual e o posicionamento dos eletrodos em relação ao modíolo (EMD180 e EMD360). Os sujeitos com PT demonstraram EMD180 média superior (2.94 mm) em relação à EMD180 média apresentada pelos sujeitos que não tiveram sua audição preservada (2.25 mm), além de menor variabilidade. Com relação à EMD360, ambos os grupos evidenciaram valores médios e variabilidades similares (2.28 mm e 2.20 mm, para aqueles que tiveram sua audição preservada após a cirurgia de IC e não preservada, respectivamente). O teste de Mann-Whitney demonstrou que as diferenças encontradas para EMD180 e EMD360 não foram significativas ($p=0.1409$ e $p>0.9999$, respectivamente).

Figura 25 - Comparação entre a distância dos eletrodos em relação ao modíolo EMD180 e EMD360 e a preservação da audição residual dos sujeitos. **PT=** sujeitos que apresentaram preservação total da audição residual; **SP=** sujeitos que não preservaram a audição residual

6. *Discussão*

O objetivo deste estudo foi avaliar o posicionamento e a profundidade de inserção do feixe de eletrodos Evo® e comparar com os resultados eletrofisiológicos, a preservação da audição residual e percepção de fala dos sujeitos com seis meses de uso do IC. A partir das imagens da TCCB, foi possível calcular a posição dos eletrodos após a cirurgia de IC utilizando uma varredura com baixa dose de radiação e com boa resolução de imagem, possibilitando acessar todos os eletrodos do feixe Evo® em sua posição intracoclear real.

A TCCB apresenta diversas vantagens em relação à TC tradicional, como baixa dose de radiação, menos artefatos metálicos gerados pelos eletrodos do IC, maior rapidez na aquisição dos dados e de baixo custo (Zou et al., 2015; Seo-Young et al., 2018). Os resultados do presente estudo sugerem a utilização da TCCB como importante instrumento para determinar o posicionamento intracoclear dos eletrodos do IC e sua profundidade de inserção na cóclea, facilmente adaptável na rotina clínica do IC.

Eletrodos individuais envolvidos em dobramentos basais ou apicais (*"tip foldover"*) também foram identificados com clareza por meio das imagens da TCCB pós-operatória. O dobramento apical ocorre quando os eletrodos mais distais se dobram para os mais proximais (Briggs et al., 2011; Zuniga et al., 2017). A presença de dobramentos impacta negativamente o desempenho auditivo dos usuários de IC (Dirr et al., 2013; Zuniga et al., 2017) devido à interferência proximal e distal de eletrodos e consequente perda de cobertura coclear basal e apical, respectivamente.

Neste estudo, para quatro sujeitos, mais de três tentativas de inserção do feixe de eletrodos além do ponto da primeira resistência dentro da cóclea foram realizadas. Para um deles, mesmo após inúmeras tentativas não foi possível alcançar inserção completa do feixe de eletrodos e três eletrodos foram desligados durante a programação do processador de fala devido à ausência de sensação sonora dos sujeitos para estimulação elétrica desses canais. Em todos estes sujeitos, com mais de três tentativas de inserção do feixe de eletrodos, foram observados dobramentos basais e/ou apicais do feixe de eletrodos. Estes resultados corroboram os de Sipari et al. (2018), que avaliaram vinte ossos temporais congelados e implantados com o feixe de eletrodos Evo® e reportaram que quando é encontrada resistência à inserção, tentar forçar eletrodos extracocleares na cóclea

não resulta, necessariamente, no avanço dos mesmos, mas aumenta o risco de trauma basal devido a abaulamento. Esses resultados devem ser considerados pelos cirurgiões para decidir entre a inserção completa potencialmente traumática do feixe de eletrodos ou inserção parcial com menor risco de trauma intracoclear. Wardrop et al. (2005) também reportaram que a inserção completa do feixe de eletrodos é sempre desejável, entretanto, ao encontrar resistência intracoclear, a inserção completa não deve ser alcançada à custa de um possível trauma aumentado. Além disso, o uso de técnicas de processamento de imagens para estimar a posição intracoclear real dos eletrodos do IC permitiu identificar aqueles envolvidos em dobramento basal e/ou apical, que não são facilmente identificados na rotina clínica de IC e ferramentas como a medida de impedância dos eletrodos e telemetria neural, ou mesmo queixas dos pacientes e avaliações clínicas não são confiáveis para determinar a sua presença (Cosetti et al., 2012; Ying et al., 2013, Zuniga et al., 2017).

O protocolo proposto neste estudo para aquisição e processamento de imagens da TCCB *in vivo* demonstrou ser um método confiável para determinação de dobramentos basais e/ou apicais dos eletrodos, e que também poderia ser facilmente adaptado para rotina intraoperatória de IC, com intuito de melhorar a qualidade das inserções e evitar dobramentos basais e/ou apicais dos eletrodos já durante a cirurgia de IC. A identificação precoce de dobramentos possibilitaria uma reinserção adequada e imediata dos eletrodos, resultando em desempenho de percepção de fala ideal para os usuários IC (Trakimas et al., 2018). Ainda, Zuniga et al. (2017) identificaram eletrodos envolvidos em dobramentos, a partir do processamento de imagens da TC, e investigaram a utilização da técnica de desativação desses eletrodos sobrepostos no mapa de três sujeitos. Os autores encontraram melhoras significativas nos resultados de percepção de fala em dois deles, após a desativação dos eletrodos. Os resultados do presente estudo permitirão posterior investigação da influência da utilização de técnicas de desativação desses eletrodos na percepção de fala dos sujeitos. Estes resultados poderiam auxiliar os cirurgiões na consideração de uma cirurgia de revisão, ou não, quando os dobramentos não são identificados durante a cirurgia de IC.

A PAI média do feixe de eletrodos foi de 414.5 (DP = $\pm 80.9^\circ$). Resultados

similares foram reportados na literatura para feixes de eletrodos PL, de comprimento em torno de 24 mm (Buchman et al., 2014; O'Connell et al., 2016), incluindo o feixe de eletrodos Evo® (Sipari et al., 2018). Sipari et al. (2018) reportaram PAI média de 416° para 20 ossos temporais frescos implantados com o feixe de eletrodos Evo®. Buchman et al. (2014) encontraram PAI média de 423° para feixes de eletrodos de comprimento médio (24 mm) em estudo prospectivo randomizado, incluindo 13 pacientes. O'Connell et al. (2016) estudaram a PAI e o posicionamento do feixe de eletrodos a partir da combinação de TC pré e pós-operatória em 48 sujeitos usuários dos IC Medel, com feixes de eletrodos Flex 24 (24 mm), Flex 28 (28 mm) e padrão (31.5 mm), e compararam com o reconhecimento de palavras após um ano de uso do IC. A profundidade de inserção média do feixe de eletrodos Flex 24 foi de 408°, do Flex 28, 575°, e do feixe de eletrodos padrão foi de 584°. Ainda, neste estudo, a maioria dos sujeitos (82.4%) apresentou PAI superior a 360° de PAI e, de acordo com Gstoeitner et al. (2006), Hilly et al. (2016) e Nayak et al. (2016), supõe-se que uma cobertura coclear adequada foi atingida com o feixe de eletrodos Evo® para esses sujeitos. Apenas três deles (17.6%) demonstraram PAI inferiores a 360°, e todos apresentaram eletrodos envolvidos em dobramentos basais e/ou apicais.

Quanto à distância dos eletrodos em relação ao modíolo, os resultados deste estudo são similares aos reportados por Esquia Medina et al. (2013) e De Seta et al. (2016). Observou-se menor EMD para eletrodos posicionados a 360° de PAI e menor variabilidade de posicionamento, quando comparados àqueles posicionados a 180°. Isto pode ser explicado pelo estreitamento da ET da base ao ápice da cóclea, tornando os eletrodos mais próximos ao modíolo coclear a 360° e, consequentemente, reduzindo a variabilidade de posicionamento dos eletrodos nesta região.

Houve correlação significativa entre a PAI do feixe de eletrodos e a EMD360. Os resultados deste estudo corroboram os de Wardrop et al. (2005), que relataram que a profundidade linear e angular de inserção do feixe de eletrodos são codependentes da proximidade modiolar, de forma que a maior proximidade dos eletrodos em relação ao modíolo permitiria maior PAI para determinado comprimento do feixe de eletrodos.

Observou-se grande variabilidade no número de eletrodos posicionados

acima da curvatura espiral ideal, sendo que 29.4% dos sujeitos apresentaram até três eletrodos posicionados acima da curvatura espiral ideal, supostamente com “melhor posicionamento intracoclear”, enquanto que a mesma porcentagem de sujeitos apresentou sete ou mais eletrodos posicionados acima da curvatura espiral ideal, supostamente com “pior posicionamento intracoclear”. Nenhum daqueles que apresentaram eletrodos envolvidos em dobramentos basal e/ou apical, foi incluído na Categoria 1, com “melhor posicionamento intracoclear”, todos foram classificados nas Categorias 2 (40%), ou 3 (60%). Eletrodos envolvidos em dobramentos basais ou apicais se dobram para eletrodos mais distais ou proximais, respectivamente, ficando sobrepostos. Dessa forma, supõe-se que eletrodos envolvidos em dobramentos apresentem maior tendência para o posicionamento SI, e isso explicaria os achados deste estudo.

6.1 Percepção de fala

No presente estudo, todos os sujeitos foram capazes de pontuar no teste de reconhecimento de sentenças no silêncio com seis meses de uso do IC. Resultados de percepção de fala similares foram reportados por Esquia Medina et al. (2013), que encontraram pontuação média de reconhecimento de sentenças no silêncio de 64% para 22 adultos com perda auditiva de origem pós-lingual com seis meses de uso de IC Standard, Flex EAS® e Flex Soft® (Medel, Áustria).

Verificou-se tendência de correlação positiva entre a PAI do feixe de eletrodos do IC e os resultados de percepção de fala dos sujeitos, em curto prazo. Todos os sujeitos que apresentaram pontuações de reconhecimento de sentenças superiores a 90% (melhores desempenhos), evidenciaram PAI do feixe de eletrodos igual ou superior a 423°. Estes resultados sugerem que a maior cobertura tonotópica e espacial da cóclea poderia promover melhores resultados de percepção de fala em usuários de IC.

Os achados deste estudo estão de acordo com os reportados por Buchman et al. (2014) e O’Connell et al. (2016). Buchman et al. (2014) realizaram estudo prospectivo randomizado com 13 adultos usuários de IC com feixes de eletrodos padrão (26.5 mm) e médio (20.9 mm). Avaliaram a PAI de ambos os feixes de

eletrodos e compararam com o desempenho funcional com seis e 12 meses de uso do dispositivo. A PAI média foi de 657° ($DP = \pm 82^\circ$) para o feixe de eletrodos padrão, e 423° ($DP = \pm 29^\circ$) para o feixe de eletrodos médio. Os autores não encontraram diferenças significativas entre os testes de percepção de fala com seis e 12 meses de uso do IC. Ao aumentarem o número de sujeitos usuários de feixes de eletrodos padrão, observaram diferença significativa na percepção de fala entre os grupos, sugerindo que pacientes que apresentaram feixes de eletrodos com maior PAI tenderam a obter resultados de percepção de fala superiores. O'Connell et al. (2016) estudaram a PAI e o posicionamento do feixe de eletrodos a partir da combinação de TCs pré e pós-operatórias em 48 sujeitos usuários de IC Medel, com feixes de eletrodos Flex 24 (24 mm), Flex 28 (28 mm) e padrão (31.5 mm), e compararam com o reconhecimento de palavras após um ano de uso do dispositivo. A profundidade de inserção média do feixe de eletrodos Flex 24 foi de 408° , do Flex 28, 575° e do feixe de eletrodos padrão, 584° . Não foram observadas diferenças significativas na PAI dos três eletrodos pesquisados. Correlação positiva significativa foi notada entre a PAI e a percepção de fala dos sujeitos, embora a diferença no desempenho de percepção de fala não tenha sido significativa entre os usuários dos três tipos de feixes de eletrodos pesquisados.

Em contrapartida, Finley et al. (2008) avaliaram o posicionamento escalar e a PAI do feixe de eletrodos na cóclea de 14 sujeitos implantados com dispositivos Clarion CII ou 90K (Advanced Bionics, Estados Unidos), a partir de TC pré e pós-operatórias, e compararam com a percepção de fala dos sujeitos pesquisados. Eles também encontraram associação entre a PAI e percepção de fala dos sujeitos, porém essa associação foi negativa, e concluíram que pontuações mais baixas de percepção de fala estão associadas com maior profundidade de inserção e maior número de eletrodos localizados na escala vestibular. Entretanto, Finley et al. (2008) revelaram maior incidência de translocação de eletrodos para a escala vestibular nos sujeitos que apresentaram maiores PAI, e esse fator pode ter contribuído para o pior desempenho de percepção de fala desses sujeitos. Vários mecanismos, atuando separadamente ou em conjunto, podem explicar os resultados reduzidos de percepção de fala para o posicionamento na escala vestibular, comparado ao posicionamento na ET, como: o dano mecânico direto aos tecidos cocleares,

resultando em perda da sobrevivência das células ganglionares (Leake; Hradek; Snyder, 1999), distribuição alterada das vias da corrente elétrica longitudinal e medial devido à inserção na escala vestibular, interrupção da membrana basilar e/ou proximidade dos contatos com a habenula (Shepherd; Hatsushika; Clark, 1993), aumento da probabilidade de estimulação cruzada, quando um contato está localizado na escala vestibular, em oposição à ET (Finley et al., 2008). Ainda, outros autores não encontraram nenhuma correlação entre PAI e percepção de fala de usuários de IC (Lee et al., 2010; Holden et al., 2013; Kos et al., 2005; Van der Marel et al., 2015; Seo-Young et al., 2018).

No presente estudo, não houve correlação entre o índice percentual de reconhecimento de sentenças, em curto prazo, e a EMD180 e EMD360 de PAI. Resultados similares foram reportados por Esquia Medina et al. (2013), que investigaram a EMD na região basal da cóclea (seis últimos eletrodos no sentido basal) e a PAI do feixe de eletrodos/PC, a partir da combinação de imagens da TC de alta resolução pré e pós-operatórias. Os resultados foram comparados com as pontuações da discriminação de palavras monossilábicas, dissilábicas e o reconhecimento de sentenças no silêncio e na presença de ruído, obtidas pelos sujeitos com seis meses e um ano de uso do dispositivo. Observou-se correlação significativa entre a relação PAI/PC e EMD na porção basal da cóclea e a discriminação de palavras monossilábicas obtidas pelos usuários com seis meses de uso do IC. Não se verificou correlação entre EMD na região basal da cóclea e PAI/PC e discriminação de palavras dissilábicas e reconhecimento de sentenças no silêncio e na presença de ruído.

De Seta et al. (2016) estudaram a influência do posicionamento dos eletrodos no desempenho auditivo de 19 pacientes adultos usuários de IC bilateral e simultâneo, com feixes de eletrodos longos e PL. A EMD dos eletrodos posicionados a 180° e 360° e a PAI do feixe de eletrodos foram calculadas a partir das imagens da TCMS (500-µm). A percepção da fala dos sujeitos foi avaliada por meio do teste de reconhecimento de dissílabos no silêncio e na presença de ruído competitivo, com um e cinco anos de uso do IC. Os autores relataram correlação significativa entre a EMD180 de PAI e a percepção de fala dos sujeitos no silêncio e no ruído com um ano de uso do IC. Quando a EMD foi comparada aos resultados de percepção de

fala com cinco anos de uso do IC, não foi possível observar correlação entre eles. Também não houve correlação entre a PAI do feixe de eletrodos, EMD360 e o desempenho auditivo dos sujeitos.

Diferentemente do estudo realizado por De Seta et al. (2016), no presente estudo foi avaliada a percepção de fala dos sujeitos por meio do teste de reconhecimento de sentenças no silêncio, após seis meses de uso do IC. não se observando associações entre a EMD, mesmo a 180° de PAI (em que existe maior variabilidade de posicionamento dos eletrodos), e as pontuações de percepção de fala. Embora se suponha que o posicionamento mais próximo ao eixo modiolar promova melhores resultados de percepção de fala (Finley et al., 2008; Esquia Medina et al. 2013), Doshi et al. (2015) não reportaram diferenças entre os resultados da percepção da fala, em curto prazo (com três e nove meses de uso do IC) em pacientes implantados com feixes de eletrodos PL ou PM. O motivo para isso pode ser o mais frequente deslocamento de ET para a escala vestibular em eletrodos PM (Boyer et al., 2015).

Neste estudo, também avaliou-se a EMD, tendo em comparação a curvatura espiral ideal estimada para o feixe de eletrodos em toda a porção coclear (regiões basal, medial e apical da cóclea). Dessa forma, foi possível acessar o posicionamento real de cada eletrodo em relação ao eixo modiolar e ao seu posicionamento ideal estimado. O desempenho de percepção de fala dos sujeitos que apresentaram número menor de eletrodos em posição SI e com até três eletrodos posicionados acima da curvatura espiral ideal foi significativamente superior comparado ao desempenho daqueles com sete ou mais eletrodos acima da curvatura espiral ideal. Estes achados sugerem que a diferença positiva entre a curvatura espiral ideal estimada e a posição real dos eletrodos ao longo de toda cóclea, pode influenciar nos resultados de percepção de fala dos usuários de IC, em curto prazo, preferivelmente que a EMD esteja a 180 ou 360 graus. O abaulamento do feixe de eletrodos (Sipari et al., 2018) poderia provocar traumas basais e envolver eletrodos posicionados a 100° de PAI, não sendo detectável na EMD180, mas impactando negativamente a percepção de fala dos sujeitos. Ao se estimar o posicionamento de cada eletrodo em relação ao modíolo, quanto à curvatura espiral ideal do feixe de eletrodos, foi possível identificar eletrodos subidealmente

posicionados ao longo de toda a cóclea, e esse fator foi quantitativamente correlacionado com a percepção de fala dos sujeitos, em curto prazo.

Um dos fatores que impactam na variabilidade individual de desempenho com IC é a qualidade da estimulação elétrica gerada pelo dispositivo, que é afetada pelo posicionamento real do feixe de eletrodos dentro da cóclea. Os sistemas de IC filtram os sons recebidos em diferentes bandas de frequências e os transmitem aos contatos dos eletrodos ao longo da cóclea, para obter diferentes percepções de *pitch* (Vermeire et al., 2008). Os feixes de eletrodos são desenvolvidos considerando o posicionamento intracoclear ideal e supõe-se que cada eletrodo estimule tonotopicamente diferentes vias nervosas, adotando-se uma largura de banda de frequências predefinida (Wilson; Dorman, 2008). Sinais de alta frequência são entregues aos eletrodos basais e os de baixa frequência são entregues aos eletrodos apicais, em uma função logarítmica. No entanto, na cirurgia de IC, o feixe de eletrodos é cegamente inserido na cóclea (Noble et al., 2013), e estudo anterior revelou que até 13% dos indivíduos submetidos à cirurgia de revisão apresentaram posicionamento intracoclear inadequado do feixe de eletrodos (Lassig; Zwolan; Telian, 2005). A incidência de inserção incompleta e dobramentos de eletrodos retos é de até 2% e, embora o dobramento apical seja mais frequente nos eletrodos PM, sua incidência nos eletrodos retos é de até 5% (Ishiyama; Risi; Boyd, 2020). Considerando que a TC pós-operatória nem sempre está disponível na rotina clínica, um mapa com parâmetros predefinidos é adotado para todos os pacientes, independente do posicionamento real do feixe de eletrodos.

Sabe-se que a eficácia da estimulação elétrica é afetada pelo posicionamento do eletrodo (Hughes; Stille, 2010) e a propagação espacial da excitação é mais ampla para eletrodos distantes dos neurônios alvo dos gânglios espirais (Goldwyn; Bierer SM; Bierer JA, 2010; Kalkman et al., 2014; Long et al., 2014; Devries; Scheperle; Bierer, 2016). Portanto, supõe-se que um eletrodo em posição SI e mais distante do modíolo que seu vizinho, possa afetar a propagação da excitação dentro da cóclea, aumentando a interação de canais ou áreas sobrepostas de ativação neural. Além disso, os eletrodos sobrepostos envolvidos em dobramentos também podem contribuir para a interação de canais. A interação de canais, por sua vez, pode levar a “manchas” espectrais do sinal e compreensão de fala inferior (Abbas et

al.; 2004; Hughes; Stille, 2008; Jones et al.; 2013). Este fato explicaria os achados deste estudo; supondo-se que, para o feixe de eletrodos Evo®, composto por 20 eletrodos ativos, sete ou mais eletrodos em posição SI poderiam impactar negativamente o desempenho auditivo dos usuários após a cirurgia, em curto prazo. Por outro lado, um número maior de eletrodos posicionados na curvatura espiral ideal estimada, ou abaixo dela, próximo ao eixo modiolar, poderia prever melhores resultados de percepção de fala para os sujeitos, em curto prazo.

Novos estudos serão necessários para investigar a correlação entre estes fatores com maior tempo de uso do dispositivo. Além disso, os sujeitos que apresentaram sete ou mais eletrodos em posição SI e pior desempenho de percepção de fala, também poderiam se beneficiar de estratégias de desativação de eletrodos. Estudos analisaram o uso de imagens combinadas de TC pré e pós-operatória, para a programação de mapas personalizados, com base na estimativa do posicionamento tonotópico intracoclear dos eletrodos em relação às fibras nervosas, como estratégia para reduzir as interações de canais (Noble et al., 2013, 2014, 2016), e encontraram melhora significativa no reconhecimento de fala de usuários de IC. A técnica de desativação de eletrodos, baseada nos exames de imagem, foi descrita pela primeira vez por Noble et al. (2013), que estudaram a desativação de eletrodos com posicionamento subideal (mais distantes do modíolo), direcionando a estimulação elétrica do IC em eletrodos vizinhos localizados mais próximos aos neurônios do gânglio espiral, na tentativa de fornecer sinal mais claro ao usuário. Noble et al. (2013, 2014, 2016) avaliaram o benefício da estratégia de desativação de eletrodos baseada nos exames de imagem em usuários de IC com surdez pós-lingual, desativando até 14 eletrodos (64%) e os resultados revelaram melhora significativa no reconhecimento de fala em ambientes silenciosos e ruidosos, resolução espectral e qualidade auditiva subjetiva.

Dessa forma, a estimativa de posicionamento intracoclear dos eletrodos em relação ao modíolo, em comparação com a curvatura espiral ideal estimada, realizada neste estudo, pode ser uma importante ferramenta para determinar novas estratégias de desativação de eletrodos com posicionamento SI baseadas na TCCB, com o intuito de melhorar o desempenho auditivo de usuários de IC com pontuações baixas de percepção de fala. Como mencionado anteriormente, as imagens da

TCCB pós-operatórias produzem imagens 3D de alta resolução com artefatos metálicos limitados, a fim de avaliar a posição do feixe de eletrodos, profundidade de inserção e dobramentos (Massuda et al., 2019), enquanto expõem os sujeitos à menor dose de radiação (Zou et al., 2015).

6.2 Potenciais auditivos de tronco cerebral evocados eletricamente (eABR)

Os eABR foram registrados durante a cirurgia de IC e com seis meses de uso do dispositivo em todos os sujeitos. Dois diferentes eletrodos foram testados, posicionados a 180° e 360° de PAI; correspondendo, aproximadamente, aos eletrodos e10 e e18 do feixe de eletrodos Evo®. Os registros de eABR foram semelhantes para os diferentes eletrodos testados. A onda V foi a mais robusta e frequente no registro, seguida pelas ondas III e IV, respectivamente. As ondas I e II não foram registradas devido à presença de artefatos do estímulo. Estes resultados estão de acordo com os achados de Abbas e Brown (1988) e Firszt et al. (2002). Os valores de latência absoluta das ondas III e V e dos interpicos III-V foram similares aos de eABR, previamente encontrados em usuários adultos de IC (Shallop et al., 1990; Abbas; Brown, 1991), incluindo os usuários dos implantes da linha Digisonic (Gallego et al., 1998, 1999; Truy et al., 1998). A amplitude média da onda V foi significativamente maior e sua latência média foi significativamente menor com seis meses de uso do dispositivo, comparadas ao eABR registrado durante a cirurgia. Resultados similares foram relatados por Gordon et al. (2003) em estudo longitudinal incluindo 50 crianças usuárias de IC durante o primeiro ano de uso do dispositivo e atribuídos à plasticidade do sistema auditivo frente à estimulação elétrica contínua. Acredita-se que as vias auditivas em usuários de IC tornam-se mais eficientes durante os primeiros meses de uso do dispositivo porque as populações neurais respondem com maior grau de sincronia, sugerido pelo aumento das amplitudes absolutas da onda V, após a estimulação contínua realizada pelo IC. Além disso, acredita-se que, com a estimulação crônica promovida pelo IC, ocorram melhorias na transmissão de atividade entre as sinapses neurais (Eggermont, 1988), implicando também na diminuição das latências da onda V.

No presente estudo, não houve correlação entre a PAI do feixe de eletrodos do IC e resultados do eABR intra e pós-operatórios. Achados similares foram obtidos por Mittimann et al. (2015) e Lathuillière et al. (2017), comparando a PAI às medidas eletrofisiológicas de NRT ou pesquisa do eCAP. Mittimann et al. (2015) compararam a PAI do feixe de eletrodos e suas influências na NRT e investigaram os dados eletrofisiológicos da NRT registrada durante a cirurgia de IC em 26 sujeitos. A PAI do feixe de eletrodos, o tamanho da cóclea e a NRT foram calculados na etapa pós-operatória por meio da TCFP. Não foi observada correlação significativa entre PAI, tamanho da cóclea e razão NRT. Lathuillière et al. (2017), em estudo prospectivo, avaliaram o efeito do posicionamento intracoclear do feixe de eletrodos estimado pela TCCB na pesquisa do eCAP e testes comportamentais. Também avaliaram a inserção do feixe de eletrodos e a PAI em 40 crianças usuárias de IC uni ou bilaterais, totalizando 55 implantes (16 implantes apresentavam feixes de eletrodos do tipo reto e 39 feixes de eletrodo PM). Os autores ainda analisaram o eCAP durante a cirurgia de IC e um mês após, além dos níveis psicofísicos T e C para os eletrodos 1, 5, 10, 15 e 20. O uso de um feixe de eletrodo PM determinou maiores PAIs, menor T-NRT pós-operatório, bem como diminuição dos níveis psicofísicos de T e C. Entretanto, não foram observados efeitos significativos do posicionamento do feixe de eletrodos ou da PAI nos resultados de eCAP. Três eletrodos estavam posicionados na escala vestibular e não se correlacionaram com a PAI ou com os valores de eCAP intra e pós-operatórios. Concluiu-se que a posição intracoclear do feixe de eletrodos não apresentou efeito significativo no eCAP intra e pós-operatório.

Também não houve correlação entre os resultados do eABR intra e pós-operatórios e a EMD. Estudos comparando feixes de eletrodos com diferentes posições intracocleares, demonstraram menores limiares de eCAP para feixes de eletrodos PM em comparação a feixes de eletrodo PL (Gordin et al., 2009; Tao et al., 2012; Müller; Hocke; Mir-Salim, 2015). van Wermeskerken, van Olphen e Graamans (2009) estudaram a EMD na porção basal da cóclea (eletrodos 1, 4 e 7) de cinco sujeitos usuários de IC, a partir de imagens da TCMS, com seis meses de uso do dispositivo, e compararam com a telemetria de impedância dos eletrodos e limiares de eCAP, obtidos imediatamente após a implantação. Os autores encontraram correlação significativa entre EMD e limiares do eCAP registrados, e não houve

correlação entre a EMD e telemetria de impedância dos eletrodos para os sujeitos pesquisados. Gordin et al. (2009) encontraram limiares superiores de eSRT para usuários de feixes de eletrodos PM, posicionados mais próximos ao modíolo e aos neurônios auditivos. Quanto ao eABR, estudos em animais demonstraram limiares reduzidos quando o feixe de eletrodos foi inserido na direção do modíolo (Shepherd; Hatsushika; Clark, 1993). Wackym et al. (2014) analisaram os resultados de eABR antes e após a inserção do sistema de posicionamento de eletrodos, no IC CII Bionic Ear, com o feixe de eletrodos de IC HiFocus I, e também antes e após a remoção do estilete no feixe de eletrodos do IC Nucleus Contour, em 17 crianças usuárias de IC. eABRs intraoperatórios foram registrados em três eletrodos que representaram as porções apical, medial e basal da cóclea. Amplitudes absolutas da onda V e limiares do eABR foram avaliados em relação ao posicionamento dos eletrodos pré- versus pós-perimodiolar. Os limiares do eABR foram menores e as amplitudes absolutas da onda V se mostraram maiores após o posicionamento perimodiolar, embora as mudanças tenham sido dependentes da localização do eletrodo de registro e *design* do implante. Os autores observaram diminuição significativa no limiar do eABR e aumento na amplitude absoluta da onda V no eletrodo basal para o CII Bionic Ear HiFocus I e no eletrodo apical para o implante Nucleus Contour.

Neste estudo, comparando os resultados entre sujeitos, diferentemente do estudo de Shepherd, Hatsushika e Clark (1993), em que os dados foram comparados intrassujeito, não foi observada correlação entre a amplitude ou latência absoluta da onda V e a proximidade dos eletrodos em relação ao modíolo a 180° e 360°. Entretanto, apesar de não ter sido evidenciada correlação estatisticamente significativa entre eles, observou-se que os sujeitos que obtiveram maiores valores de amplitude absoluta da onda V do eABR, apresentaram EMD180 de até 3.0 mm (eABR intra e pós-operatório) e EMD360 iguais ou inferiores a 2.4 mm (eABR intra e pós-operatório). Esses resultados podem sugerir que maior sincronia neural pode ocorrer favoravelmente até determinada distância dos eletrodos em relação ao modíolo, evidenciada em maiores amplitudes da onda V do eABR. Novos estudos serão necessários para investigar a influência de diferentes valores de EMD na amplitude absoluta do eABR.

6.3 Preservação da audição residual

Neste estudo, não houve correlação entre a PAI do feixe de eletrodos e a preservação da audição residual dos sujeitos após a cirurgia de IC. Resultados similares foram reportados por Lee et al. (2010) e O'Connell et al. (2016). Lee et al. (2010), em estudo retrospectivo avaliaram a preservação da audição residual e sua correlação com pontuações de percepção de fala e PAI do feixe de eletrodos em 10 sujeitos usuários dos dispositivos Medel Flex EAS (18 mm) e de comprimento médio (20.9 mm). Não houve correlação significativa entre PAI e preservação da audição residual. Os autores reportaram que três de quatro (75%) pacientes com PAI superior a 360° apresentaram perda auditiva superior a 25 dB e os quatro demonstraram perda auditiva superior a 10 dB após a cirurgia de IC, ou seja, nenhum deles obteve PT (perda auditiva inferior a 10 dB). No presente estudo, 14 sujeitos (82.4%) apresentaram PAI superior a 360°, e destes, oito evidenciaram limiares auditivos presentes nas frequências até 1 KHz antes da cirurgia de IC e, portanto, foi possível avaliar a preservação da audição residual. Dos oito sujeitos avaliados, e com PAI superior a 360°, quatro (50%) obtiveram PT após a cirurgia de IC. Um sujeito (#10) apresentou inserção profunda com PAI de 482° e PT. Resultados de inserção mais profunda e PAI superiores são explicados pelo feixe de eletrodos Evo®, que apresenta comprimento de 24 mm, superior aos feixes de eletrodos utilizados no estudo de Lee et al. (2010). Entretanto, taxa de PT muito maior foi observada com o feixe de Evo® e pode estar relacionada com as características do próprio dispositivo, que está associado a baixas forças de inserção (Nguyen et al., 2012) e a baixos níveis de traumas intracocleares (Martins et al., 2015).

O'Connell et al. (2016) estudaram a PAI e o posicionamento do feixe de eletrodos a partir da combinação das TC pré e pós-operatórias em 48 sujeitos usuários dos IC Medel com feixes de eletrodos Flex 24 (24 mm), Flex 28 (28 mm) e padrão (31.5 mm) e compararam com a preservação da audição residual após um mês da cirurgia de IC (limiares nas frequências de 150, 250, 500 Hz) e com o reconhecimento de palavras após um ano de uso do dispositivo. A profundidade de inserção média do feixe de eletrodos Flex 24 foi de 408°, do Flex 28, de 575° e do

feixe de eletrodos padrão 584°. Não foram encontradas diferenças significativas na PAI dos três eletrodos pesquisados. Correlação positiva significativa foi observada entre a PAI e a percepção de fala dos sujeitos, embora a diferença no desempenho de percepção de fala não tenha sido significativa entre os usuários dos três tipos de feixes de eletrodos pesquisados. Não houve correlação entre a PAI do feixe de eletrodos e a preservação da audição residual dos sujeitos após a cirurgia de IC. Para dois sujeitos (#4 e #14), não foi possível inserir o feixe de eletrodos na cóclea via JR e, então, o procedimento de cocleostomia foi adotado. Para o sujeito #14 não houve preservação da audição residual. O outro (#4) foi classificado como IND, pois não foi possível determinar se houve preservação, ou não, devido à ausência de limiares auditivos registráveis nas frequências até 1 KHz, antes e após a cirurgia de IC. Ainda, para o sujeito #14 (SP), a inserção completa só foi alcançada quando mais de três tentativas de inserção do feixe de eletrodos além do ponto da primeira resistência dentro da cóclea foram realizadas, apresentando PAI de 216°. Esses dados sugerem que os fatores descritos acima podem também ter contribuído na perda da audição residual. Snels et al. (2018) realizaram uma meta-análise para avaliar os efeitos dos métodos de preservação da audição residual em pacientes submetidos à cirurgia de IC e o efeito do tempo de acompanhamento no resultado da preservação. Foi observada diferença estatisticamente significativa entre o procedimento cirúrgico adotado via JR e via cocleostomia, a favor do procedimento via JR aos seis meses de uso. Ainda, é conhecido que a presença de resistência intracoclear durante inserção pode indicar o contato da ponta do eletrodo com a membrana basilar, lâmina espiral óssea ou vasculatura ao longo da PL da cóclea (Balkany et al., 2006) e maior número de tentativas de inserção a partir da resistência poderia acarretar em trauma das estruturas. Na técnica cirúrgica de preservação auditiva, a inserção deve ser realizada com a menor pressão possível.

Apesar de estudos em ossos temporais sugerirem que o grau de lesão intracoclear, trauma e reação tecidual aumenta com a maior profundidade de inserção do feixe de eletrodos, neste estudo e também nos outros estudos realizados *in vivo* (Lee et al., 2010; O'Connell et al., 2016), não houve associação entre as variáveis. No presente estudo, foi possível observar maior variabilidade na PAI dos sujeitos SP, em comparação aos que obtiveram PT. Estes achados

sugerem que a PAI, por si só, não determinaria a perda da audição residual e que outros fatores poderiam influenciar nos resultados de preservação da audição residual, como o tipo do eletrodo utilizado (Balkany et al., 2006), força de inserção do feixe de eletrodos (Roland; Waltzman, 2005, Adunka; Kiefer, 2006), abordagem cirúrgica via cocleostomia ou JR (Snels et al., 2018), entre outros.

Neste estudo, os sujeitos que conseguiram PT demonstraram EMD180 média superior à daqueles que não obtiveram audição preservada e menor variabilidade. Entretanto, esta diferença não foi significativa. Não foram encontrados, na literatura, estudos comparando a EMD e a preservação da audição residual. Alguns autores sugerem taxa maior de preservação da audição residual, em curto prazo, com feixes de eletrodos retos ou PL (localizados mais distantes do modíolo), em comparação com feixes de eletrodos PM (localizados mais próximos ao modíolo, principalmente na região basal da cóclea) (Briggs et al., 2001; Snels et al., 2018). No entanto, é suposto que esta diferença nos resultados de preservação entre os eletrodos seria influenciada por outros fatores e não diretamente pela EMD. Mittmann et al. (2017) reportaram maior pressão intracoclear na inserção de eletrodos PM em cócleas artificiais em comparação com eletrodos retos. É suposto que a pressão intracoclear elevada resulta em maiores danos intracocleares. Briggs et al. (2001) relataram que feixes de eletrodos PM são mais rígidos e pré-curvados, e por isso estão mais associados a perfurações da membrana basilar. Snels et al. (2018) referiram que a translocação de escala coclear durante a inserção dos eletrodos ocorre mais frequentemente em feixes de eletrodos PM associados à inserção via cocleostomia. Todos os fatores mencionados podem, supostamente, influenciar na perda da audição residual por lesão nas estruturas da orelha interna, como ligamento espiral, estria vascular, membrana basilar, órgão de Corti, membrana de Reissner, lâmina espiral, modíolo ou canal de Rosenthal (Roland; Waltzman, 2005).

A extremidade basal da cóclea é de grande interesse em cirurgia de IC; ela dobra em três dimensões, semelhante a um "anzol" e, em alguns casos, suas variações anatômicas levam à dificuldade do cirurgião em escolher o local ideal da cocleostomia para alcançar a ET sem danificar qualquer estrutura da orelha interna (Rask-Andersen et al., 2012). Os autores também observaram a presença de estreitamento do ducto coclear ou curva acentuada próxima ao segundo giro coclear

como uma das possíveis causas da inserção incompleta e, muitas vezes, de trauma das estruturas. No presente estudo, embora a diferença não tenha sido significativa e o tamanho amostral pequeno, devido à exclusão dos sujeitos classificados como indiferentes na análise, foi possível observar que os que obtiveram PT, demonstraram EMD180 média superior à daqueles SP, com EMD360 similares. Estes resultados podem sugerir maior tendência de danos às estruturas cocleares quando a EMD180 e EMD360 são similares em eletrodos retos, pois estes podem não atingir a angulação e o posicionamento necessários para ultrapassarem a curvatura acentuada entre o primeiro e segundo giros cocleares basais sem trauma. Ainda, dois sujeitos apresentaram a EMD180 muito inferior à média do grupo (1.8 mm e 2.89 mm, respectivamente) e PAI superficial e inferior a 360° (216° e 287°). Ambos demonstraram perda total da audição residual, o que poderia reforçar os achados acima. De qualquer forma, para esta análise muitos sujeitos foram excluídos devido à ausência de limiares auditivos registráveis até 1 KHz, e novos estudos serão necessários para se investigarem possíveis associações, com inclusão de número maior de sujeitos.

7. Conclusões

Houve tendência de associação entre a PAI do feixe de eletrodos do IC e os resultados de percepção de fala dos sujeitos, sugerindo que a inserção mais profunda do feixe de eletrodos na cóclea pode possibilitar melhores resultados de percepção de fala em usuários do dispositivo. Menor número de eletrodos posicionados acima da curvatura espiral ideal estimada ao longo de todo o feixe de eletrodos pode ser determinante para a obtenção de melhores pontuações de percepção da fala em usuários adultos de dispositivos implantados com feixes de eletrodos PL, em curto prazo. Não houve correlação entre a PAI do feixe de eletrodos e a distância destes em relação ao modíolo e à preservação da audição residual e resposta eletrofisiológica de adultos usuários de IC.

- A TCCB se mostrou uma ferramenta eficaz para avaliar o posicionamento real intracoclear do feixe de eletrodos após a cirurgia de IC, com varredura de baixa dosagem de radiação e excelente resolução de imagem, que permitiu estimar a PAI na cóclea, a EMD e sua curvatura espiral ideal, bem como identificar eletrodos sobrepostos, envolvidos em dobramentos basais e/ou apicais.
- A menor distância dos eletrodos ao final do giro coclear basal coclear sugere inserção mais profunda do feixe de eletrodos na cóclea.
- Houve aumento significativo da amplitude e diminuição significativa da latência média da onda V com seis meses de uso do IC comparada ao eABR intraoperatório, sugerindo plasticidade do sistema auditivo frente à estimulação elétrica crônica e constante realizada pelo IC, em curto prazo.
- Todos os sujeitos foram capazes de pontuar no teste de reconhecimento de sentenças em conjunto aberto com seis meses de uso do IC, com pontuação média superior a 60% de acertos.
- O feixe de eletrodos Evo® associado à técnica cirúrgica de preservação da audição residual promoveu PT em 50% dos sujeitos com PAI do feixe de eletrodos profunda e superior a 360°.

8. Referências Bibliográficas¹

¹Elaboradas de acordo com as Diretrizes para Apresentação de Dissertações e Teses da USP: Documento Eletrônico e Impresso - Parte IV (Vancouver) 3ª ed. São Paulo: SIBi/USP, 2016.

Abbas PJ, Brown CJ. Electrically evoked brainstem potentials in cochlear implant patients with multi-electrode stimulation. *Hear Res.* 1988;36(2-3):153-62.

Abbas PJ, Brown CJ. Electrically evoked auditory brainstem response: Growth of response with current level. *Hear Res.* 1991;51(1):123-37.

Abbas PJ et al. Channel interaction in cochlear implant users evaluated using the electrically evoked compound action potential. *Audio Neurotol.* 2004;9(4):203-13.

Adunka O et al. Development and evaluation of an improved cochlear implant electrode design for electric and acoustic stimulation. *Laryngoscope.* 2004;114(7):1237-41.

Adunka O et al. Predicting basal length for electric-acoustic stimulation. *Arch Otolaryngol Neck Surg.* 2005;131(6):488-92.

Adunka O, Kiefer J. Impact of electrode insertion depth on intracochlear trauma. *Otolaryngol Head Neck Surg.* 2006;135(3):374-82.

Aschendorff A et al. Quality control after insertion of the nucleus contour and contour advance electrode in adults. *Ear Hear.* 2007;28(2):75S-9S.

Baer T, Moore BC. Effects of spectral smearing on the intelligibility of sentences in the presence of interfering speech. *J Acoust Soc Am.* 1994;95(4):2277-80.

Balkany TJ et al. Conservation of residual acoustic hearing after cochlear implantation. *Otol Neurotol.* 2006;27(8):1083-8.

Banfai P. A surgical approach for the cochlear implant. *HNO.* 1978;26(3): 85-9.

Baskent D, Shannon RV. Interactions between cochlear implant electrode insertion depth and frequency-place mapping. *J Acoust Soc Am.* 2005;117(3):1405-16.

Baumann U, Nobbe A. Pitch ranking with deeply inserted electrode arrays. *Ear Hear.* 2004;25(3):275-83.

Beadle EAR et al. Long-term functional outcomes and academic-occupational status in implanted children after 10 to 14 years of cochlear implant use. *Otol Neurotol.* 2005;26(6):1152-60.

Bento RF et al. Residual hearing preservation with the Evo® cochlear implant electrode array: preliminary results. *Int Arch Otorhinolaryngol.* 2016;20(4):353-8.

Bergeron F, Hotton M. Comparison of eSRTs and comfort levels in users of Digisonic SP cochlear implants. *Cochlear Implants Int.* 2015;16(2):110-4.

Blamey PJ et al. Factors predicting postoperative sentence scores in postlinguistically deaf adult cochlear implant patients. *Ann Otol Rhinol Laryngol.*

1992;101(4):342-8.

Blamey P et al. Factors affecting auditory performance of postlinguistically deaf adults using cochlear implants. *Audiol Neurotol*, 1996;1(5):293-306.

Boyer E et al. Scalar localization by cone-beam computed tomography of cochlear implant carriers: a comparative study between straight and perimodiolar precurved electrode arrays. *Otol Neurotol*. 2015;36(3):422-9.

Briaire JJ, Frijns JH. The consequences of neural degeneration regarding optimal cochlear implant position in scala tympani: a model approach. *Hear Res*. 2006;214(1-2):17-27.

Briggs RJ et al. Surgical implications of perimodiolar cochlear implant electrode design: avoiding intracochlear damage and scala vestibuli insertion. *Cochlear Implants Int*. 2001;2(2):135-49.

Briggs RJS et al. Development and evaluation of the modiolar research array--multi-centre collaborative study in human temporal bones *Cochlear Implants Int*. 2011;12(3):129-39.

Brown CJ et al. Intraoperative 9 and postoperative electrically evoked auditory brain stem responses in nucleus cochlear 10 implant users: implications for the fitting process. *Ear Hear*. 1994;15(2):168-76.

Brown CJ et al. Longitudinal assessment of physiological and psychophysical measures in cochlear implant users. *Ear Hear*. 1995;16(5):439-49.

Brown RF et al. Residual hearing preservation after pediatric cochlear implantation. *Otol Neurotol*. 2010;31(8):1221-6.

Buchman CA et al. Influence of cochlear implant insertion depth on performance: a prospective randomized trial. *Otol Neurotol*. 2014;35(10):1773-9.

Buchner A et al. Investigation of the effect of cochlear implant electrode length on speech comprehension in quiet and noise compared with the results with users of electro-acoustic-stimulation, a retrospective analysis. *PLoS One*. 2017;12(5):e0174900.

Causon A, Verschuur C, Newman TA. A retrospective analysis of the contribution of reported factors in cochlear implantation on hearing preservation outcomes. *Otol Neurotol*. 2015;36(7):1137-45.

Clark, G. *Cochlear Implants: Fundamentals and Applications*. New York: Springer-Verlag. 2003. 831p.

Cohen LT et al. Spatial spread of neural excitation in cochlear implant recipients: comparison of improved ECAP method and psychophysical forward masking.

Hearing Res. 2003;179(1):72-87.

Colburn W. The Cochlear™ Nucleus® CI532 Slim Modiolar electrode. 2018. Disponível em: <https://pronews.cochlearamericas.com/perimodiolar-advantage-cochlear-ci532-slim-modiolar-electrode/>. Acesso em: 31/05/2020.

Collins LM, Throckmorton CS. Investigating perceptual features of electrode stimulation via a multidimensional scaling paradigm. J Acoust Soc Am. 2000;108(5 Pt1):2353-65.

Connor SE et al. CT and MR imaging cochlear distance measurements may predict cochlear implant length required for a 360° insertion. AJNR Am J Neuroradiol. 2009;30(7):1425-30.

Cosetti MK et al. An evidence-based algorithm for intraoperative monitoring during cochlear implantation. Otol Neurotol. 2012;33(2):169-76.

Costa MJ, Lório MCM, Albernaz PLM. Desenvolvimento de um teste para avaliar a habilidade de reconhecer a fala no silêncio e no ruído. Pró-fono. 2000;12(2):9-16.

Costa MJ et al. Proposal for implementing the Sentence Recognition Index in individuals with hearing disorders. CoDAS. 2015;27(2):148-54.

Cushing SL et al. High resolution cone-beam computed tomography: a potential tool to improve atraumatic electrode design and position. Acta Otolaryngol. 2012;132(4):361-8.

Danhauer J et al. Performance of 3M/House cochlear implant users on tests of speech perception. J Am Acad Audiol. 1990;1(4):236-9.

Dawson PW et al. Cochlear implants in children, adolescents, and prelinguistically deafened adults: speech perception. J Speech Hear Res. 1992;35(2):401-17.

De Seta D et al. The role of electrode placement in bilateral simultaneously cochlear-implanted adult patients. Otolaryngol Head Neck Surg. 2016;155(3):485-93.

Dees G et al. A Mid-scala cochlear implant electrode design achieves a stable post-surgical position in the cochlea of patients over time - A prospective observational study. Otol Neurotol. 2018;39(4):e231-e9.

Dees G, van Hoof M, Stokroos R. A proposed method for accurate 3D analysis of cochlear implant migration using fusion of cone beam CT. Front Surg. 2016;3:2.

Demarcy T et al. Automated analysis of human cochlea shape variability from segmented μ CT images. Comput Med Imaging Graph. 2017;59:1-12.

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(3):237-52.

Dhanasingh A, Jolly C. An overview of cochlear implant electrode array designs. *Hear Res*. 2017;356:93-103.

Dietz A et al. Insertion characteristics and placement of the Mid-Scala electrode array in human temporal bones using detailed cone beam computed tomography. *Eur Arch Otorhinolaryngol*. 2016;273(12):4135-43.

Dietz A et al. Evaluation of a new slim lateral wall electrode for cochlear implantation: an imaging study in human temporal bones. *Eur Arch Otorhinolaryngol*. 2018;275(7):1723-9.

Dimopoulos P, Muren C. Anatomic variations of the cochlea and relations to other temporal bone structures. *Acta Radiol*. 1990;31(5):439-44.

Dirr F et al. Value of routine plain x-ray position checks after cochlear implantation. *Otol Neurotol*. 2013;34(9):1666-9.

Dorman M et al. Word recognition by 50 patients fitted with the Symbion multichannel cochlear implant. *Ear Hear*. 1989;10(1):44-9.

Doshi J et al. Straight versus modiolar hugging electrodes: does one perform better than the other? *Otol Neurotol*. 2015;36(2):223-7.

Dowell RC, Mecklenburg DJ, Clark GM. Speech recognition for 40 patients receiving multichannel cochlear implants. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg*. 1986;112(10):1054-9.

Dowell R et al. Evaluation of a two-formant speech processing strategy for a multichannel cochlear prosthesis. *Ann Otol Rhinol Laryngol*. 1987;96(128):132-4.

Eddington D. Speech discrimination in deaf subjects with cochlear implants. *J Acoust Soc Am*. 1980;68(3):885-91.

Eggermont JJ. On the rate of maturation of sensory evoked potentials. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*. 1988;70(4):293-305.

Eisen MD, Franck KH. Electrode interaction in pediatric cochlear implant subjects. *J Assoc Res Otolaryngol*. 2005;6(2):160-70.

Escudé B et al. The size of the cochlea and predictions of insertion depth angles for cochlear implant electrodes. *Audiol Neurotol*. 2006;11(1):27-33.

Eshraghi AA, Yang NW, Balkany TJ. Comparative study of cochlear damage with three perimodiolar electrode designs. *Laryngoscope*. 2003;113(3):415-9.

Esquia Medina GN et al. Is electrode-modiolus distance a prognostic factor for hearing performances after cochlear implant surgery? *Audiol Neurotol*.

2013;18(6):406-13.

Fan X et al. Comparison of electrode position between round window and cochleostomy inserting approaches among young children: a cone-beam computed tomography study. *Acta Otolaryngol.* 2018;138(9):815-821.

Faulkner A, Rosen S, Norman C. The right information may matter more than frequency-place alignment: simulations of frequency aligned and upward shifting cochlear implant processors for a shallow electrode array insertion. *Ear Hear.* 2016;27(2):139-52.

Finley CC et al. Role of electrode placement as a contributor to variability in cochlear implant outcomes. *Otol Neurotol.* 2008;29(7):920-8.

Firszt JB et al. Neurophysiology of cochlear implant users II: comparison among speech perception, dynamic range, and physiological measures. *Ear Hear.* 2002;23(6):516-31.

Firszt, JB et al. Recognition of speech presented at soft to loud levels by adult cochlear implant recipients of three cochlear implant systems. *Ear Hear.* 2004;25(4):375-87.

Fischer N et al. An overview of cochlear implant electrode array designs *AJNR Am. J. Neuroradiol.* 2015;36(2):372-7.

Fitzgerald M et al. The effect of perimodiolar placement on speech perception and frequency discrimination by cochlear implant users. *Acta Otolaryngol.* 2007;127(4):378-83.

Franke-Triege A et al. Insertion Depth Angles of Cochlear Implant Arrays with Varying Length: A Temporal Bone Study. *Otol Neurotol.* 2013;35(1):58-63.

Fraysse B et al. Residual hearing conservation and electro-acoustic stimulation with the Nucleus 24 Contour Advance cochlear implant. *Otol Neurotol.* 2006;27(5):624-33.

Freitas CD, Lopes LFD, Costa MJ. Reliability of the recognition thresholds of the sentence in the quiet and the noise. *Rev Bras Otorrinolaringol.* 2005;71(5):624-30.

Friedland DR, Venick HS, Niparko JK. Choice of ear for cochlear implantation: the effect of history and residual hearing on predicted postoperative performance. *Otol Neurotol.* 2003;24(4):582-9.

Friedland DR, Runge-Samuelson C. Soft cochlear implantation: rationale for the surgical approach. *Trends Amplif.* 2009;13(2):124-38.

Frijns JHM, Briaire JJ, Grote JJ. The importance of human cochlear anatomy for the results of modiolus-hugging multichannel cochlear implants. *Otol Neurotol.* 2001;22(3):340-9.

Frisch CD et al. Evaluation of a new mid-scala cochlear implant electrode using microcomputed tomography. *Laryngoscope*. 2015;125(12):2778-83.

Gallego S et al. EABRS and surface potentials with a transcutaneous multielectrode cochlear implant. *Acta Otolaryngol*. 1997;117(2):164-8.

Gallego S et al. Cochlear implant performance and electrically-evoked auditory brain-stem response characteristics. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*. 1998;108(6):521-5.

Gallego S et al. Loudness growth functions and EABR characteristics in Digisonic cochlear implantees. *Acta Otolaryngol*. 1999;119(2):234-8.

Gantz B et al. Evaluation of five different cochlear implant designs: Audiologic assessment and predictors of performance. *Laryngoscope*. 1988;98(10):1100-6.

Gantz BJ et al. Preservation of hearing in cochlear implant surgery: advantages of combined electrical and acoustical speech processing. *Laryngoscope*. 2005;115(5):796-802.

Garcia-Ibanez L et al. An evaluation of the preservation of residual hearing with the nucleus contour advance electrode. *Acta Otolaryngol*. 2009;129(6):651-64.

Garib DG et al. Tomografia computadorizada de feixe cônico (Cone beam): entendendo este novo método de diagnóstico por imagem com promissora aplicabilidade na ortodontia. *R Dental Press Ortodon Ortop Facial*. 2007;12(2):139-56.

Geers AE, Sedey AL. Language and verbal reasoning skills in adolescents with 10 or more years of cochlear implant experience. *Ear Hear*. 2011;32(Suppl. 1):39S-48S.

Gibson WPR et al. The use of intra-operative electrical auditory brainstem responses to predict the speech perception outcome after cochlear implantation. *Cochlear Implants Int*. 2009;10(S1), 53-7.

Gifford RH, Shallop JK, Peterson AM. Speech recognition materials and ceiling effects: considerations for cochlear implant programs. *Audiol Neurotol*. 2008;13(3):193-205.

Gifford RH et al. Cochlear implantation with hearing preservation yields significant benefit for speech recognition in complex listening environments. *Ear Hear*. 2013;34(4):413-25.

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.

Gordin A et al. Evolution of cochlear implant arrays result in changes in behavioural

and physiological responses in children, *Otol. Neurotol.* 2009;30(7):908-15.

Gordon KA et al. Activity-dependent developmental plasticity of the auditory brain stem in children who use cochlear implants. *Ear Hear.* 2003;24(6):485-90.

Granstrom G, Gröndahl HG. Imaging of osseointegrated implants in the temporal bone by Accutomo 3-dimensional conebeam computed tomography. *Otol Neurotol.* 2011;32(2):199-203.

Groenen PAP et al. The relation between electric auditory brain stem and cognitive responses and speech perception in cochlear implant users. *Acta Otolaryngol.* 1996;116(6):785-790.

Gstoettner W et al. Cochlear implant deep electrode insertion: extent of insertional trauma. *Acta Otolaryngol.* 1997;117(2):274-7.

Gstoettner W et al. Intracochlear position of cochlear implant electrodes. *Acta Otolaryngol.* 1999;119(2):229-233.

Gstoettner WK et al. Ipsilateral electric acoustic stimulation of the auditory system: Results of long-term hearing preservation. *Audiol Neurotol.* 2006;11(1):49-56.

Guevara N et al. Multicenter evaluation of the Digisonic SP cochlear implant fixation system with titanium screws in 156 patients. *Ann Otol Rhinol Laryngol.* 2010;119(8):501-5.

Hall III JW. Handbook of auditory evoked responses. Boston: Allyn and Bacon. 1992.

Hanekom T. Three-dimensional spiraling finite element model of the electrically stimulated cochlea. *Ear Hear.* 2001;22(4):300-15.

Hardy M. The length of the organ of corti in man. *Am J Anat.* 1938;62(2):291-311.

Hassepass F et al. The new mid-scala electrode array: a radiologic and histologic study in human temporal bones. *Otol Neurotol.* 2014;35(8):1415-20.

Heutink F et al. Angular electrode insertion depth and speech perception in adults with a cochlear implant: A systematic review. *Otol Neurotol.* 2019;40(7):900-910.

Hilly O et al. Depth of cochlear implant array within the cochlea and performance outcome. *Ann Otol Rhinol Laryngol.* 2016;125(11):886-92.

Hochmair-Desoeyer I, Hochmair E, Stiglbanner H. Psychoacoustic temporal processing and speech understanding in cochlear implant patients. In: Schindler R, Merzenich M. (eds.). *Cochlear implants*. New York: Raven Press, 1985. 291-304.

Hodez C, Griffaton-Taillandier C, Bensimon I. Conebeam imaging: applications in ENT. *Eur Ann Otorhinolaryngol Head Neck Dis.* 2011;128(2):65-78.

Holden LK et al. Factors affecting open-set word recognition in adults with cochlear implants. *Ear Hear.* 2013;34(3):342-60.

House W, Urban J. Long term results of electrode implantation and electronic stimulation of the cochlea in man. *Ann Otol Rhinol Laryngol.* 1973;82(4):504-17.

House W, Berliner K. Cochlear implants: Progress and perspectives. *Ann Otol Rhinol Laryngol.* 1982;Supl. 91:1-124.

House W. A personal perspective on cochlear implants. In: Schindler R, Merzenich M. (eds.). *Cochlear implants.* New York: Raven Press, 1985. 13-6.

Hughes ML et al. A longitudinal study of electrode impedance, the electrically evoked compound action potential, and behavioral measures in nucleus 24 cochlear implant users. *Ear Hear.* 2001;22(6):471-86.

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.

Hughes ML, Stille LJ. Effect of stimulus and recording parameters on spatial spread of excitation and masking patterns obtained with the electrically evoked compound action potential in cochlear implants. *Ear Hear.* 2010;31(5):679-92.

Husstedt HW et al. Nondestructive three-dimensional analysis of electrode to modiolus proximity. *Otol Neurotol.* 2002;23(1):49-52.

Ishiyama A, Risi F, Boyd P. Potential insertion complications with cochlear implant electrodes. *Cochlear Implants Int.* 2020;20:1-14.

James C et al. Preservation of residual hearing with cochlear implantation: how and why. *Acta OtoLaryngol.* 2005;125(5):481-91.

Jia H et al. Intraoperative Conebeam CT for assessment of intracochlear positioning of electrode arrays in adult recipients of cochlear implants. *AJNR Am J Neuroradiol.* 2018;39(4):768-74.

Jiam NT et al. The effect of round window vs cochleostomy surgical approaches on cochlear implant electrode position: A flat-panel computed tomography study. *JAMA Otolaryngol Head Neck Surg.* 2016;142(9):873-80.

Jones GL et al. Relationship between channel interaction and spectral-ripple discrimination in cochlear implant users a. *J Acoust Soc Am.* 2013;133(1):425-33.

Kalkman RK et al. Place pitch versus electrode location in a realistic computational model of the implanted human cochlea. *Hear Res.* 2014;315:10-24.

Kennedy DW. Multichannel intracochlear electrodes: mechanism of insertion trauma.

Laryngoscope. 1987;97(1):42-9.

Ketten DR et al. In vivo measures of cochlear length and insertion depth of nucleus cochlear implant electrode arrays. *Ann Otol Rhinol Laryngol*. 1998;175:1-16.

Ketterer MC et al. The influence of cochlear morphology on the final electrode array position. *Eur Arch Otorhinolaryngol*. 2018;275(2):385-94.

Khan AM et al. 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.

Klinke R. et al. Recruitment of the auditory cortex in congenitally deaf cats by long-term cochlear electrostimulation. *Science*. 1999;285(5434):1729-33.

Komori M et al. Position of TORP on the stapes foot-plate assessed with conebeam computed tomography. *Otol Neurotol*. 2012;33(8):1353-6.

Kos MI et al. Measurements of electrode position inside the cochlea for different cochlear implant systems. *Acta Otolaryngol*. 2005;125(5):474-80.

Labadie RF, Noble JH. Preliminary results with image-guided cochlear implant insertion techniques. *Otol Neurotol*. 2018;39(7):922-8.

Lane JI et al. Scalar localization of the electrode array after cochlear implantation: clinical experience using 64-slice multidetector computed tomography. *Otol Neurotol*. 2007;28(5):658-62.

Lassig AA, Zwolan TA, Telian SA. Cochlear implant failures and revision. *Otol Neurotol*. 2005;26(4):624-34.

Lathuillière M et al. Cone-beam computed tomography in children with cochlear implants: the effect of electrode array position on ECAP. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol*. 2017;92:27-31.

Leake PA, Hradek GT, Snyder RL. Chronic electrical stimulation by a cochlear implant promotes survival of spiral ganglion neurons after neonatal deafness. *J Comp Neurol*. 1999;412(4):543-62.

Lee A et al. Electric acoustic stimulation of the auditory system: experience and results of ten patients using MED-EL's M and Flex(EAS) electrodes. *Clin Otolaryngol*. 2010;35:190-7.

Lehnhardt, E. Intracochlear placement of cochlear implant electrodes in soft surgery technique. *HNO*. 1993;41(7):356-9.

Lenarz M et al. Long-term performance of cochlear implants in postlingually deafened adults. *Otolaryngol Head Neck*. 2012;147(1):112-8.

Lenarz T et al. Temporal bone results and hearing preservation with a new straight electrode. *Audiology and Neurotology*. 2006;11(1):34-41.

Lenarz T. Cochlear implant - state of the art. *GMS Curr Top Otorhinolaryngol Head Neck Surg*, 2018;16:Doc.4.

Liebscher T, Alberter K, Hoppe U. Cortical auditory evoked potentials in cochlear implant listeners via single electrode stimulation in relation to speech perception. *Int J Audiol*. 2018;57(12):933-40.

Long CJ et al. 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.

Lundin K et al. Prognostic value of electrically evoked auditory brainstem responses in cochlear implantation. *Cochlear Implants Int*. 2015;16(5): 254-61.

Macherey O, Carlyon RP. Cochlear implants. *Curr Biol*. 2014;24(18):R878-84.

Mady LJ et al. Hearing preservation: does electrode choice matter? *Otolaryngol Head Neck Surg*. 2017;157(5):837-47.

Marsh MA et al. Radiologic evaluation of multichannel intracochlear implant insertion depth. *Am J Otol*. 1993;14(4):386-91.

Marozeau J et al. Acoustic match to electric pulse trains in single-sided deafness cochlear implant recipients. *Proceedings of the International Symposium on Auditory and Audiological Research*. 2017;6:239-46.

Martins GSQ et al. Evaluation of intracochlear trauma caused by insertion of cochlear implant electrode arrays through different quadrants of the round window. *Biomed Res Int*. 2015;2015:23634.

Mason S. Electrophysiological and objective measures. In: McCormick B, Archbold S (ed.). *Cochlear Implants for young children*. 2^a ed. England: Whurr Publishers Ltd, 2003. p. 162-216.

Massuda ET et al. Method to quantitatively assess electrode migration from medical images: Feasibility and application in patients with straight cochlear implant arrays. *Cochlear Implants Int*. 2019;20(5):237-41.

McDermott H, McKay C, Vandali A. A new portable sound processor for the University of Melbourne/Nucleus Limited multielectrode cochlear implant. *J Acoust Soc Am*. 1992;91(6):3367-71.

Meng J et al. Cochlear size and shape variability and implications in cochlear implantation surgery. *Otol Neurotol*. 2016;37(9):1307-13.

Mittmann P, Ernst A, Todt L. Intraoperative electrophysiologic variations caused by the scalar position of cochlear implant electrodes. *Otol Neurotol*. 2015;36(6):1010-4.

Mittmann P et al. Electrophysiological detection of intracochlear scalar changing perimodiolar cochlear implant electrodes: a blinded study, *Otol. Neurotol*. 2015;36(7):1166-71.

Mittmann P et al. Intracochlear pressure changes due to 2 electrode types: an artificial model experiment. *Otolaryngol Head Neck Surg*. 2017;156(4):712-6.

Moberly AC et al. The enigma of poor performance by adults with cochlear implants. *Otol Neurotol*, 2016;37(10):1522-8.

Moore BCJ, Glasberg B. Simulation of the effects of loudness recruitment and threshold elevation on the intelligibility of speech in quiet and in a background of speech. *J Acoust Soc Am*. 1993;94(4):2050-62.

Müller A, Hocke T, Mir-Salim P. Intraoperative findings on ECAP measurement: normal or special case? *Int J Audiol*. 2015;54(4):257-64.

Nadol JB Jr, Young YS, Glynn RJ. Survival of spiral ganglion cells in profound sensorineural hearing loss: implications for cochlear implantation. *Ann Otol Rhinol Laryngol*. 1989;98(6):411-6.

Nayak G et al. Deeper insertion of electrode array result in better rehabilitation outcomes: Do we have evidence? *Int J Pediatr Otorhinolaryngol*. 2016;82:47-53.

Nguyen Y et al. Cochlear implant insertion forces in microdissected human cochlea to evaluate a prototype array. *Audiol Neurotol*. 2012;17(5):290-8.

Noble JH et al. Image-guidance enables new methods for customizing cochlear implant stimulation strategies. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*. 2013;21(5):820-9.

Noble JH et al. Clinical evaluation of an image-guided cochlear implant programming strategy. *Audiol Neurotol*. 2014;19(6):400-11.

Noble JH et al. Initial results with image-guided cochlear implant programming in children. *Otol Neurotol*. 2016;37(2):e63-9.

O'Connell BP et al. Electrode location and angular insertion depth are predictors of audiologic outcomes in cochlear implantation. *Otol Neurotol*, 2016;37(8):1016-23.

O'Connell BP et al. Insertion depth impacts speech perception and hearing preservation for lateral wall electrodes. *Laryngoscope*. 2017;127(10):2352-7.

Peltonen LI et al. Limited cone-beam computed tomography imaging of the middle ear: a comparison with multislice helical computed tomography. *Acta Radiol*.

2007;48(2):207-12.

Pfingst BE et al. Effects of electrode configuration and place of stimulation on speech perception with cochlear prostheses. *J Assoc Res Otolaryngol*. 2001;2(2):87-103.

Picton TW et al. Human auditory evoked potentials. I. Evaluation of components. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*. 1974;36:179-90.

Radeloff A et al. Variance of angular insertion depths in free-fitting and perimodiolar cochlear implant electrodes. *Otol Neurotol*. 2008;29(2):131-6.

Rajati MM et al. Effect of stylet removal on neural response telemetry and stapedial reflex thresholds during cochlear implantation. *Auris Nasus Larynx*, 2014;41(3):255-8.

Ramos BF et al. Hearing preservation using topical dexamethasone alone and associated with hyaluronic acid in cochlear implantation. *Acta Otolaryngol*. 2015;135(5):473-7.

Rask-Andersen H et al. Human cochlea: anatomical characteristics and their relevance for cochlear implantation. *Anat Rec (Hoboken)*. 2012;295(11):1791-811.

Rebscher SJ et al. Strategies to improve electrode positioning and safety in cochlear implants. *IEEE Trans Biomed Eng*. 1999;46(3):340-52.

Reuter G et al. Intracochlear, electrical, multichannel stimulation effects on the development of auditory system in neonatally deafened kittens. *Am J Otol*. 1997;18(Suppl.):S13-4.

Roland JT, Waltzman SB. Expanded pediatric cochlear implant candidacy. *Otolaryngol Head Neck Surg*. 2005;152(4):592-3.

Rosen S et al. Prosodic and segmental aspects of speech perception with the House/3M single-channel implant. *J Speech Hear Res*. 1989;32(2):93-111.

Rubinstein JT et al. Residual speech recognition and cochlear implant performance: effects of implantation criteria. *Am J Otol*. 1999;20:445-52.

Santos SN, Daniel RC, Costa MJ. Estudo da equivalência entre as listas de sentenças em Português. *Revista CEFAC*. 2009;11(4):673-80.

Scarfe WC, Farman AG, Sukovic P. Clinical applications of conebeamcomputed tomography in dental practice. *J Can Dent Assoc*, 2006;72(1):75-80.

Schurzig D et al. A novel method for clinical cochlear duct length estimation toward patient - specific cochlear implant selection. *OTO Open*. 2018;2(4):2473974X18800238.

Sekhar AS, Giri Prasad MN. A novel approach of image fusion on MR and CT images using wavelet transforms. *Electronics Computer Technology (ICECT)*, 3rd International Conference on. 2011;4:172-76.

Seligman A, McDermott H. Architecture of the Spectra 22 speech processor. *Ann Otol Rhinol Laryngol Suppl.* 1995;166:139-41.

Seo-Young A et al. Diagnostic role of cone beam computed tomography for the position of straight array. *Acta Otolaryngol.* 2018;138(4):375-81.

Shallop JK et al. Electrically evoked 13 auditory brain stem responses (EABR) and middle latency responses (EMLR) obtained 14 from patients with the nucleus multichannel cochlear implant. *Ear Hear.* 1990;11(1):5-15.

Shepherd RK et al. Banded intracochlear electrode array: evaluation of insertion trauma in human temporal bones. *Ann Otol Rhinol Laryngol.* 1985;94(1 Pt 1):55-9.

Shepherd RK, Hatsushika S, Clark GM. Electrical stimulation of the auditory nerve: the effect of electrode position on neural excitation. *Hear Res.* 1993;66(1):108-20.

Shepherd RK, Hardie NA. Deafness-induced changes in the auditory pathway: implications for cochlear implants. *Audiol Neurotol.* 2001;6(6):305-18.

Sipari S et al. Cochlear implantation with a novel long straight electrode: the insertion results evaluated by imaging and histology in human temporal bones. *Otol Neurotol.* 2018;39(9):e784-93.

Skarzynski H et al. Preservation of residual hearing in children and post-lingually deafened adults after cochlear implantation: an initial study. *ORL*, vol. 2002;64(4):247-53.

Skinner MW et al. Determination of the position of nucleus cochlear implant electrodes in the inner ear. *Am J Otol.* 1994;15(5):644-51.

Skinner MW et al. Speech recognition with the nucleus 24 SPEAK, ACE, and CIS speech coding strategies in newly implanted adults. *Ear Hear.* 2002;23(3):207-23.

Skinner MW. Optimizing cochlear implant speech performance. *Ann Otol Rhinol Laryngol Suppl.* 2003;191:4-13.

Snels C et al. Hearing preservation in cochlear implant surgery: a meta-analysis. *Otol Neurotol.* 2018;40(2):145-53.

Snyder RL et al. Chronic intracochlear electrical stimulation in the neonatally deafened cat. I: Expansion of central representation. *Hear Res.* 1990;50(1-2):7-33.

Suhling MC et al. The impact of electrode array length on hearing preservation in cochlear implantation. *Otol Neurotol.* 2016;37(8):1006-15.

Svirsky MA et al. Speech intelligibility of prelingually deaf children with multichannel cochlear implants. *Ann Otol Rhinol Laryngol Suppl.* 2000;185:123-5.

Tao Y et al. Compare NRT value of straight electrode and contour electrode in Nucleus 24 cochlear implant system. *Lin Chung Er Bi Yan Hou Tou Jing Wai Ke Za Zhi.* 2012;26(1):8-10.

Teymoortash A et al. Temporal bone imaging using digital volume tomography and computed tomography: a comparative cadaveric radiological study. *Surg Radiol Anat.* 2011;33(2):123-8.

Theunisse HJ et al. Cone-beam CT versus multi-slice CT systems for postoperative imaging of cochlear implantation--a phantom study on image quality and radiation exposure using human temporal bones. *Otol Neurotol.* 2015;36(4):592-99.

Torres R et al. cochlear implant insertion axis into the basal turn: a critical factor in electrode array translocation. *Otol Neurotol.* 2018;39(2):168-76.

Trakimas DR et al. Precurved cochlear implants and tip foldover: A cadaveric imaging study. *Otolaryngol Head Neck Surg.* 2018;158(2):343-9.

Truy E et al. Correlation between electrical auditory brainstem response and perceptual thresholds in Digisonic cochlear implant users. *Laryngoscope.* 1998;108(4):554-9.

Turner CW, Reiss LA, Gantz BJ. Combined acoustic and electric hearing: preserving residual acoustic hearing. *Hear Res.* 2008;242(1-2):164-71.

Tyler R. Open-set recognition with the 3M/Vienna single-channel cochlear implant. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg.* 1988;114(10):1123-6.

Tysome JR et al. English consensus protocol evaluating candidacy for auditory brainstem and cochlear implantation in neurofibromatosis type 2. *Otol Neurotol.* 2013;34(9):1743-7.

van den Honert C, Stypulkowski PH. Characterization of the electrically evoked auditory brainstem response (ABR) in cats and humans. *Hear Res.* 1986;21(2):109-26.

van der Marel KS et al. The influence of cochlear implant electrode position on performance. *Audiol Neurotol.* 2015;20(3):202-11.

van Wermeskerken GK, van Olphen AF, Graamans K. Imaging of electrode position in relation to electrode functioning after cochlear implantation. *Eur Arch Otorhinolaryngol.* 2009;266(10):1527-31.

Venail F et al. Modeling of auditory neuron response thresholds with cochlear implants. *Biomed Res Int.* 2015;2015:394687.

Vermeire K et al. Neural tonotopy in cochlear implants: An evaluation in unilateral cochlear implant patients with unilateral deafness and tinnitus. *Hear Res.* 2008;245(1-2):98-106.

Wackym PA et al. Electrophysiologic effects of placing cochlear implant electrodes in a perimodiolar position in young children. *Laryngoscope.* 2014;114(1):71-6.

Wallenberger E, Battmer R. Comparative speech recognition results in eight subjects using two different coding strategies with the Nucleus 22 channel cochlear implant. *Br J Audiol.* 1991;25(6):371-80.

Walton J et al. Predicting cochlear implant outcomes in children with auditory neuropathy. *Otol Neurotol.* 2008;29(3):302-9.

Waltzman SB, Cohen NL, Roland T Jr. A comparison of the growth of open-set speech perception between the nucleus 22 and nucleus 24 cochlear implant systems. *Am J Otol.* 1999;20(4):435-41.

Wanna GB et al. Assessment of electrode placement and audiologic outcomes in bilateral cochlear implantation. *Otol Neurotol.* 2011;32(3):428e432.

Wanna GB et al. Impact of electrode design and surgical approach on scalar location and cochlear implant outcomes. *Laryngoscope.* 2014;124(Supl. 6):S1-7.

Wanna GB et al. Impact of intrascalar electrode location, electrode type, and angular insertion depth on residual hearing in cochlear implant patients: Preliminary results. *Otol Neurotol.* 2015;36(8):1343-8.

Wardrop P et al. A temporal bone study of insertion trauma and intracochlear position of cochlear implant electrodes. I: Comparison of nucleus banded and nucleus contour TM electrodes. *Hear. Res.* 2005;203(1-2):54-67.

Welling DB et al. Insertional trauma of multichannel cochlear implants. *Laryngoscope.* 1993;103(9):995-1001.

Wilson BS et al. Comparative studies of speech processing strategies for cochlear implants. *Laryngoscope.* 1988;98(10):1069-77.

Wilson B et al. Better speech recognition with cochlear implants. *Nature.* 1991;352(6332):236-8.

Wilson BS, Dorman MF. Cochlear implants: Current designs and future possibilities. *J Rehabil Res Dev.* 2008;45(5):695-730.

Wimmer W et al. Cone Beam and micro-computed tomography validation of manual array insertion for minimally invasive cochlear implantation. *Audiol Neurotol.* 2014;19(1):22-30.

- Wüerfel W et al. Cochlear length determination using cone beam computed tomography in a clinical setting. *Hear Res.* 2014;316:65-72.
- Xi X et al. Electrode interaction in cochlear implant recipients: Comparison of straight and contour electrode arrays. *ORL.* 2009;71(4):228-37.
- Xu J et al. Cochlear view: postoperative radiography for cochlear implantation. *Am J Otol.* 2000;21(1):49-56.
- Yamamoto, K. et al. Development of dento-maxillofacial cone beam X-ray computed tomography system. *Orthod Craniofac Res.* 2003;6(Supl. 1):6:160-2.
- Yang S et al. Localization of cochlear implants electrodes in radiographs. *Med Phys.* 2000;27(4):775-7.
- Ying YL et al. Cochlear implant electrode misplacement: incidence, evaluation, and management. *Laryngoscope.* 2013;123(3):757-66.
- Zhao Y et al. Automatic Localization of Cochlear Implant Electrodes in CT. *Med Image Comput Comput Assist Interv.* 2014;17(Pt 1):331-8.
- Zhao Y et al. Automatic graph-based method for localization of cochlear implant electrode arrays in clinical CT with subvoxel accuracy. *Med Image Anal.* 2019;52:1-12.
- Ziegler CM et al. Clinical indications for digital volume tomography in oral and maxillofacial surgery. *Dentomaxillofac Radiol.* 2002;31(2):126-30.
- Zou J et al. 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.
- Zuniga MG et al. Tip fold-over in cochlear implantation: case series. *Otol Neurotol.* 2017;38:199-206.

COMPROVANTE DE APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA

HOSPITAL DAS CLÍNICAS DA FACULDADE DE MEDICINA
DE RIBEIRÃO PRETO DA UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

Ribeirão Preto, 10 de fevereiro de 2017

Ofício nº 422/2017
CEP/MGV

Prezados Pesquisadores,

O trabalho intitulado “**INFLUÊNCIA DO POSICIONAMENTO E DA PROFUNDIDADE DE INSERÇÃO DO FEIXE DE ELETRODOS DO IMPLANTE COCLEAR NA PRESERVAÇÃO DA AUDIÇÃO RESIDUAL, QUALIDADE DA ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA E PERCEPÇÃO DE FALA**”, foi analisado pelo Comitê de Ética em Pesquisa, em sua 443ª Reunião Ordinária realizada em 06/02/2017 e enquadrado na categoria: APROVADO, bem como a solicitação de dispensa do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, de acordo com o Processo HCRP nº 1317/2017.

Este Comitê segue integralmente a Conferência Internacional de Harmonização de Boas Práticas Clínicas (ICH-GCP), bem como a Resolução nº 466/12 CNS/MS.

Lembramos que devem ser apresentados a este CEP, o Relatório Parcial e o Relatório Final da pesquisa.

Atenciosamente,

DR^a. MARCIA GUIMARÃES VILLANOVA
Coordenadora do Comitê de Ética em
Pesquisa do HCRP e da FMRP-USP

Ilustríssimos Senhores:

PROF. DR. MIGUEL ANGELO HYPPOLITO

MARIA STELLA ARANTES AMARAL / FABIANA DANIELI

Departamento de Oftalmologia, Otorrinolaringologia e Cirurgia e de Cabeça e Pescoço

HOSPITAL DAS CLÍNICAS DA FACULDADE DE MEDICINA DE RIBEIRÃO PRETO DA UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
Campus Universitário – Monte Alegre
14048-900 Ribeirão Preto SP

Comitê de Ética em Pesquisa do HCRP e FMRP-USP
FWA-00002733; IRB-00002186 e
Registro Plataforma Brasil / CONEP nº 5440
(016) 3602-2228
cep@hcrp.usp.br

www.hcrp.usp.br