

Ana Tereza de Matos Magalhães

**Contribuição do avanço tecnológico do processador de fala para usuários
de implante coclear *Nucleus 22*®**

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

Programa de: Otorrinolaringologia

Orientador: Dr. Rubens Vuono de Brito Neto

**SÃO PAULO
2013**

Ana Tereza de Matos Magalhães

**Contribuição do avanço tecnológico do processador de fala para usuários
de implante coclear *Nucleus 22*®**

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

Programa de Otorrinolaringologia

Orientador: Dr. Rubens Vuono de Brito Neto

SÃO PAULO

2013

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)

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

©reprodução autorizada pelo autor

Magalhães, Ana Tereza de Matos

Contribuição do avanço tecnológico do processador de fala para usuários de implante coclear *Nucleus 22®* / Ana Tereza de Matos Magalhães. -- São Paulo, 2013.

Tese(doutorado)--Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo.
Programa de Otorrinolaringologia.

Orientador: Rubens Vuono de Brito Neto.

Descritores: 1.Implantes cocleares 2.Percepção da fala 3.Audiometria
4.Adulto 5.Testes de discriminação da fala 6.Processamento de sinais assistido por computador 7.Questionários 8.Satisfação do paciente

USP/FM/DBD-148/13

Dedicatória

À minha mãe, **Dinaura**, por todo o ensinamento e pelo exemplo de vida, uma guerreira!

Ao meu marido, **Patrick**, meu amor, meu companheiro, meu melhor amigo! Sempre ao meu lado me apoiando e me ajudando!

À **Valéria Goffi**, mais do que uma profissional a quem agradeço por todo o conhecimento que me passa até hoje, uma amiga querida. A minha vida profissional não seria a mesma sem ela!

Ao **Dr. Koji**, profissional a quem admiro pelo respeito e dedicação ao nosso grupo e por sempre me apoiar. Obrigada!

Agradecimentos

Ao **Dr. Rubens de Brito Neto**, professor livre-docente da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, pela orientação dada neste longo caminho e pela paciência. Agradeço pela oportunidade oferecida e por me ensinar a ser mais objetiva.

Ao **Dr. Ricardo Ferreira Bento**, professor titular da Disciplina de Otorrinolaringologia do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, pela competência e dedicação ao Grupo de Implante Coclear e ao setor de Otorrinolaringologia do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina. Um exemplo de líder e profissional.

Ao **Dr. Luiz Ubirajara Sennes**, professor livre-docente da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo e coordenador do programa de pós-graduação da otorrinolaringologia, pela dedicação à pós-graduação.

Ao **Dr. Rui Imamura**, médico assistente doutor do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, pelas valiosas contribuições à análise estatística deste estudo.

Às fonoaudiólogas amigas do Grupo do Implante Coclear, **Maria Valéria Schmidt Goffi Gomez, Paola Angélica Samuel, Ana Cristina Hoshino e Bruna Lins Porto**, uma verdadeira equipe! Essa tese foi mais um exemplo dessa união, obrigada por tudo!

A todos que participaram do mutirão do implante coclear, em especial, **Kellen Kutscher, Valéria Oyanguren, Amanda Moura e Flávia Bagatini**, pela ajuda prática e emocional em todos os momentos!

À querida **Damaris Calderon**, pela dedicação e carinho com todos os pacientes do Grupo de Implante Coclear e com todos os profissionais; sem o seu trabalho não conseguiríamos nada.

À **Marilede, Luci e Adilson**, pela grande ajuda durante todo o percurso.

À **Stella**, pela forma carinhosa que contribuiu na última etapa da tese!
Muito obrigada!

À minha família, sempre unida e presente na minha vida, com todo apoio e carinho. Um ensinamento vale mais do que mil palavras. Em especial: **Zezita Matos, Oriêta de Matos Moraes Camelo, Evanisa Pontes Costanzo, Iara Pontes Costanzo Lupinacci, Hélio Gomes Magalhães Neto; Berenice Pontes Avelar e Alix Dherte.**

Às minhas grandes amigas que, perto ou mesmo a distância, sempre me apoiaram: **Juliana Faleiros Paolucci Bigarelli, Deborah Valli Bonino, Luciane Carrillo Figueiredo, Zuleica Fistarol e Graziela Kruth Verdade Oliveira.** A **Maysa Tibério Ubrig** e **Izi Patrícia Silva** por estarem lado a lado nesta etapa e por toda a força que me deram.

Ao **Ministério da Saúde** meus sinceros agradecimentos. Sem a ação pública, não seria possível a atualização dos processadores de fala.

Aos queridos **pacientes** implantados no Grupo de Implante Coclear e seus familiares, por participarem deste estudo, em um momento tão esperado por todos. A minha satisfação foi ver a alegria de vocês!

Normatização adotada

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

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

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

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

SUMÁRIO

Lista de abreviaturas

Lista de símbolos

Lista de siglas

Lista de figuras

Lista de tabelas

Resumo

Abstract

1. INTRODUÇÃO	1
1.1. Objetivos	9
2. REVISÃO DE LITERATURA	10
2.1. Contribuição do avanço tecnológico para pacientes usuários de implante coclear multicanal.....	11
2.2. Questionário de satisfação	33
3. MÉTODO	36
3.1. Casuística	37
3.2. Materiais e procedimentos	39
3.3. Análise estatística	49
4. RESULTADOS	50
5. DISCUSSÃO	60
6. CONCLUSÃO	68
7. ANEXOS	70
8. REFERÊNCIAS	83

Apêndices

Apêndice 1 – Aprovação do Comitê de Ética para Análise de Projetos de Pesquisa

Apêndice 2 - Termo de Consentimento pós-informação

LISTA DE ABREVIATURAS

Cap.	capítulo
Dr.	Doutor
Ed.	edição
<i>et al.</i>	e outros
Freq.	frequência
n	número de pacientes
p.	página
Suppl	suplemento

LISTA DE SÍMBOLOS

dB	decibel
Hz	hertz
mm	milímetro
®	marca registrada
=	igual
°	grau
+	mais
%	porcento

LISTA DE SIGLAS

ACE	<i>Advanced Combination Encoders</i>
ADRO	<i>Adaptive Dynamic Range Optimization</i>
AGC	<i>Automatic Gain Control</i>
APHAB	<i>Abbreviated Profile of Hearing Aid Benefit</i>
AS	Aversão aos Sons
ASC	Autossensibilidade
BIAP	<i>Bureau International d'Audio Phonologie</i>
BP	Bipolar
C	<i>Comfort</i>
CAPPesq	Comitê de Ética para Análise de Projetos de Pesquisa
CG	<i>Common Ground</i>
CI	<i>Cochlear Implant</i>
CIS	<i>Continuous Interleaved Sampler</i>
C-SPL	<i>Comfort - Sound Pressure Level</i>
DP	Desvio Padrão
DPS	<i>Diagnostic and Programming System</i>
F	Feminino
F0	Frequência fundamental
F1	Primeiro formante
F2	Segundo formante
FC	Facilidade de Comunicação
FDA	<i>Food and Drug Administration</i>
FSP	<i>Fine Structure Processing</i>
HC-FMUSP	Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo
HDCIS	<i>High Definition Continuous Interleaved Sampler</i>
HINT	<i>Hearing in Noise Test</i>

HiRes	<i>HiResolution</i>
IC	Implante Coclear.
M	Masculino
MA	Mapa Atualizado
MA-AD	Mapa Atualizado com ADRO
MAIS	Meaningful Auditory Integration Scale
MA-SPL	Mapa Atualizado com mudanças no T-SPL e C-SPL
MC	Mapa Convertido
MC-AD	Mapa Convertido com ADRO
MC-SPL	Mapa Convertido com mudanças no T-SPL e C-SPL
MPEAK	Multipeak
MS	Mapa Spectra
MSP	<i>Mini Speech Processor</i>
MUSS	Meaningful Use of Speech Scales
P1	Programa 1
P2	Programa 2
P25%	Intervalo percentil de 25%
P3	Programa 3
P75%	Intervalo percentil de 75%,
PEACH	<i>Parents' Evaluation of Aural/oral Performance of Children</i>
RA	Ruído Ambiental
RV	Reverberação
SADL	<i>Satisfaction with Amplification in Daily Life</i>
SPEAK	<i>Spectral Peak</i>
SPL	<i>Sound Pressure Level</i>
SUS	Sistema Único de Saúde
T	<i>Threshold</i>
T-SPL	<i>Threshold - Sound Pressure Level</i>
VAS	Escala análoga visual
WSP	<i>Wearable Speech Processor</i>

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Componentes do implante coclear multicanal	2
Figura 2 - Principais componentes do processador de fala.....	3
Figura 3 - Processador de fala <i>body-worn Wearable Speech Processor®</i>	4
Figura 4 - Principais componentes do processador de fala.....	5
Figura 5 - Visualização dos critérios de inclusão.....	38
Figura 6 - Resumo das etapas da pesquisa.....	40
Figura 7 - Resumo da subdivisão da primeira etapa	41
Figura 8 - Características dos programas no <i>Freedom</i>	43
Figura 9 - Escala análoga-visual	44
Figura 10 - Resumo da comparação dos programas	46

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Principais características dos processadores <i>Spectra®</i> e <i>Freedom®</i>	8
Tabela 2 - Dados demográficos da amostra	39
Tabela 3 - Valores da média, desvio padrão, 20º e 80º percentil para os escores global e de cada subescala do SADL	48
Tabela 4 - Escolha do programa com as melhores respostas do processador <i>Freedom®</i>	51
Tabela 5 - Resultados de percepção de fala com ambos os processadores de fala.....	52
Tabela 6 - Resultados dos limiares audiométricos com ambos os processadores de fala	52
Tabela 7 - Escolha dos mapas, convertido ou atualizado, e a tabela de frequência de cada paciente	53
Tabela 8 - Testes de percepção de fala com os MA e MC	54
Tabela 9 - Testes de percepção de fala com ambos T-SPL e C-SPL.....	54
Tabela 10 - Limiares audiométricos com ambos T-SPL e C-SPL.....	55
Tabela 11 - Testes de percepção de fala com e sem ADRO®	56
Tabela 12 - Questionário SADL para avaliar a satisfação dos pacientes com o processador <i>Freedom®</i> após 1 mês de uso.....	57
Tabela 13 - Questionário SADL para avaliar a satisfação dos pacientes com o processador <i>Freedom®</i> após 1 ano de uso.....	57
Tabela 14 - Classificação qualitativa do questionário SADL.....	58
Tabela 15 - Resultados em cada subescala do questionário APHAB.....	59

RESUMO

Magalhães ATM. Contribuição do avanço tecnológico do processador de fala para usuários de implante coclear *Nucleus 22®* [tese]. São Paulo: Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo; 2013

Objetivo: Identificar as contribuições tecnológicas do processador de fala *Freedom®* para pacientes implantados com *Nucleus 22®* e a satisfação dos usuários com a nova tecnologia. Entre os novos recursos disponíveis, foram analisados o efeito da tabela de alocação de frequências, o T-SPL e C-SPL e o ajuste de pré-processamento do som (ADRO®). **Material:** Este estudo foi prospectivo e exploratório. Foram incluídos adolescentes e adultos implantados com *Nucleus 22®* no Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, usuários efetivos do processador de fala *Spectra®*, com alguma percepção de frases em contexto fechado e sem experiência anterior com a nova tecnologia. Foram selecionados 17 pacientes, entre as idades de 15 e 82 anos, e implantados há mais de oito anos. Para determinar a contribuição do *Freedom®*, os limiares auditivos e os testes de percepção de fala foram realizados com o último mapa utilizado com o *Spectra®* e comparados os mapas criados com o *Freedom®*. Para identificar o efeito da tabela de alocação de frequências, ambos os mapas convertidos (mesma tabela) e atualizados (tabela nova) foram programados. A tabela escolhida foi mantida, e foram realizados três mapas com diferentes parâmetros: o programa 1 (P1) com T-SPL de 30 dB e do C-SPL de 70 dB, programa 2 (P2) com T-SPL de 25 dB e do C-SPL de 65 dB, e o programa 3 (P3) com ADRO®. A ordem de apresentação dos mapas e dos testes foi randomizada. Para avaliar a satisfação com seus dispositivos auditivos foram utilizados os questionários SADL e APHAB após um mês e um ano de uso do *Freedom®*. **Resultados:** A contribuição do processador de fala *Freedom®* para pacientes usuários do *Nucleus 22®* foi estatisticamente superior em comparação com o *Spectra®* em todos os testes de percepção da fala e em todos os limiares audiométricos, tanto individualmente quanto em média, com exceção de 8000 Hz. Em relação

à escolha da tabela de frequência, 64,7% dos pacientes (n=11) mantiveram o mapa com a tabela de frequências do *Spectra*®. Comparando os mapas com diferentes T-SPL e C-SPL, houve diferença estatística tanto nos limiares audiométricos de 500, 1000, 1500 e 2000 Hz quanto na média. Não houve diferença estatística entre os testes de fala com ou sem o uso do ADRO®. Os questionários de satisfação mostraram uma melhora estatisticamente significativa, apenas na subescala que avalia o desempenho em ambiente ruidoso e uso do telefone. **Conclusão:** A tecnologia contribuiu no desempenho de percepção de fala e nos limiares audiométricos dos pacientes usuários de *Nucleus22*®. A maioria manteve a tabela de frequência original. As mudanças nos parâmetros de T-SPL e C-SPL mostraram uma melhora dos limiares audiométricos nas frequências principais da fala. As diferenças significantes foram sutis nos questionários de satisfação, demonstrando que os pacientes já estavam adaptados e satisfeitos com o implante coclear.

Descritores: implantes cocleares; percepção da fala; audiometria; testes de discriminação da fala; adulto; processamento de sinais assistido por computador; questionários; satisfação do paciente.

ABSTRACT

Magalhães ATM. Contribution of the technological advance of the speech processor to patients with *Nucleus 22*® cochlear implant [thesis]. São Paulo: “Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo”; 2013.

Objective: To identify the technological contributions of the Freedom® speech processor to the patients implanted with Nucleus 22® and the satisfaction of users of the new technology. Among the new features available, we focused on the effect of the frequency allocation table, the T-SPL and C-SPL and the pre-processing gain adjustments (ADRO®). **Methods:** This study was prospective and exploratory. It included teenage and adult patients implanted with Nucleus 22® who effectively used the implant with no previous experience with the new technology and had at least some speech recognition on a closed set with the Spectra® processor. Seventeen patients met the inclusion criteria, ranging in age from 15 to 82 years and deployed for over 8 years. To determine the contribution of the Freedom®, thresholds and speech perception tests were performed with the last map used with the Spectra® and the maps created for Freedom®. To identify the effect of the frequency allocation table, both converted (same table) and upgraded (new table) maps were programmed. The table selected is maintained, and maps were performed with three different parameters: the first program (P1) was programmed with 30 dB T-SPL and 70 dB C-SPL; the second program (P2) with was programmed with 25 dB T-SPL and 65 dB C-SPL; and the program 3 (P3) with ADRO®. The order of presentation of the maps and the testing was randomized. To assess satisfaction were used SADL and APHAB after one moth and one year of using the Freedom®. **Results:** The contribution of the Freedom® speech processor to patients with the Nucleus 22® was statistically superior compared to the Spectra® in all tests of speech perception and in all audiometric thresholds, both individually and on average, except for 8000 Hz. Regarding the choice of a frequency allocation table, 64.7% of patients (n=11) maintained the same map that had been used with the Spectra® processor. The sound field threshold was statistically significant at 500, 1000, 1500 and 2000 Hz with 25 dB T-SPL/ 65 dB

C-SPL. The patients' satisfaction there was a statistically significant improvement, only in the sub-scale of speech in noise abilities and telephone use. **Conclusions:** The Freedom® technology improved the performance of patients with the Nucleus 22®. Most of the patients retained the original frequency table. The changes in the parameters of T-SPL and C-SPL showed an improvement in the audiometric thresholds for the main frequencies of speech. Significant differences were subtle in questionnaires of satisfaction, demonstrating that patients were already adapted and satisfied with the cochlear implant.

Descriptors: cochlear implants; speech perception; audiometry; speech discrimination tests; adult; signal processing, computer-assisted; questionnaires; patient satisfaction.

1. INTRODUÇÃO

Os indivíduos com perda auditiva neurossensorial de grau severo a profundo bilateral, que não possuem acesso aos sons da fala com as próteses auditivas convencionais, são possíveis candidatos ao implante coclear multicanal¹.

Esse dispositivo é constituído por um microfone (a), um processador de fala (b), uma antena transmissora (c), um receptor-estimulador implantado (d) e um feixe de eletrodos (e) inseridos na cóclea (f) para estimular as fibras residuais do nervo coclear (g) (Figura 1). Os sons ambientais e de fala são captados pelo microfone, que converte os sinais acústicos em sinais analógicos elétricos que são transmitidos para o processador de fala. Esse processador transforma sons em sinais digitais de acordo com a estratégia de processamento da fala selecionada. As informações são codificadas e enviadas por radiofrequência através da antena para o receptor-estimulador onde são decodificadas em sinais elétricos que são enviados para o feixe de eletrodos intracocleares. Esses sinais estimulam as fibras do nervo auditivo que os enviam ao cérebro, onde eles serão reconhecidos como sons, produzindo uma sensação auditiva².

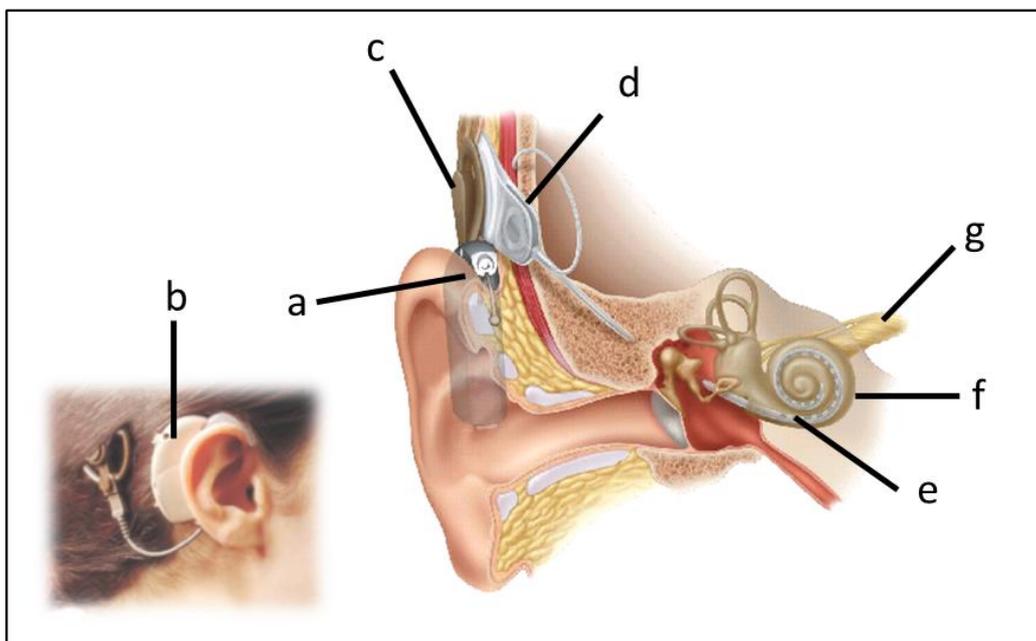


Figura 1 - Componentes do implante coclear multicanal

Fonte: *Cochlear Limited*®

O receptor-estimulador implantado deve ser confiável e não apresentar falhas após anos de uso. Ele deve também ser desenvolvido para ser compatível com novos parâmetros ou estratégias de fala resultantes do avanço da tecnologia. Assim, o paciente pode usufruir de novos modelos de processadores de fala sem substituir a unidade interna.

O processador de fala é composto de: um microfone que transmite a vibração do som em sinais analógicos elétricos; um filtro que analisa os componentes das bandas de frequências do sinal da fala; um componente de amostragem e seleção que converte o sinal analógico em digital de acordo com as estratégias de processamento; as características do mapeamento onde estes sinais são combinados com as respostas psicofísicas do paciente; e o codificador de radiofrequência que codifica e envia os sinais para o receptor-estimulador² (Figura 2).

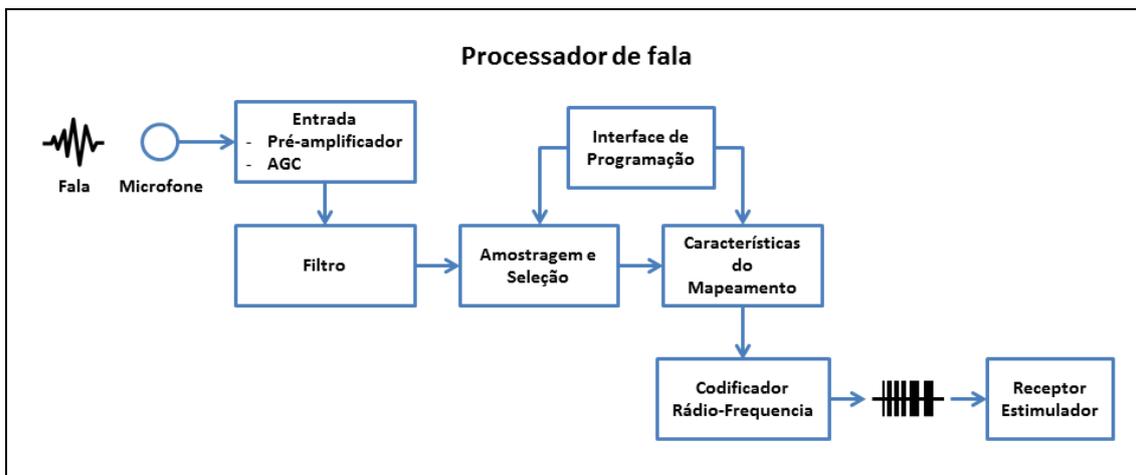


Figura 2 - Principais componentes do processador de fala

Fonte: Clark, 2003

Este dispositivo é programado por meio de uma interface conectada ao computador e por um *software* específico para cada fabricante de implante coclear. A programação tem como objetivo aprimorar o sinal de fala para que o implante coclear forneça uma estimulação confortável e adequada para o paciente. Para isso, são ajustados e selecionados parâmetros que determinam o modo pelo qual o processador de fala irá transformar os sinais acústicos em

sinais elétricos e como estes sinais serão entregues aos eletrodos intracocleares. Após escolher os parâmetros, é criado um mapa o qual é salvo em um programa no processador de fala. A quantidade de programas que podem ser armazenados no processador também varia conforme o fabricante e o modelo.

A primeira geração de implante multicanal aprovada para uso clínico foi desenvolvida em 1982 e comercializada em 1985 - o receptor-estimulador *Nucleus 22®* juntamente com o processador de fala *body-worn WSP®* (*Wearable Speech Processor*) da *Cochlear Limited®, Melbourne, Austrália*^{3,4} (Figura 3).

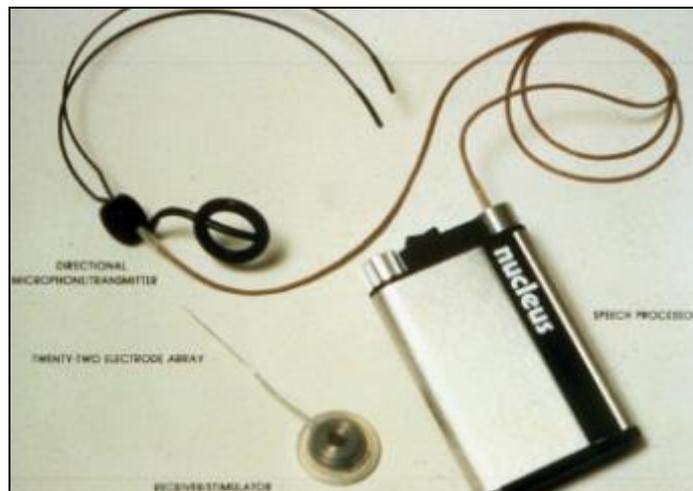


Figura 3 - Processador de fala *body-worn Wearable Speech Processor®*

Fonte: *Cochlear Limited®*

Desde então, observa-se uma preocupação das empresas de implante coclear em melhorar o reconhecimento e a discriminação da fala, principalmente em situações de difícil escuta, como em ambientes ruidosos ou som competidor. Ao longo dos anos, o avanço da tecnologia com novos receptores-estimuladores e novos processadores de fala proporcionou também o desenvolvimento das estratégias de codificação e de pré-processamento do som. A maioria dessas inovações é compatível com gerações anteriores de

receptores-estimuladores, evitando a necessidade de novo procedimento cirúrgico^{5,6,7}.

Os processadores de fala da marca *Cochlear Limited*[®] evoluíram em ordem cronológica de *WSP*[®] (*Wearable Speech Processor*), *MSP*[®] (*Mini Speech Processor*), *Spectra*[®], *Sprint*[®], *Esprit 22*[®], *Esprit 3G*[®], e em 2005 para o *Nucleus Freedom*[®], todos compatíveis com o receptor-estimulador *Nucleus 22*[®]⁴ (Figura 4).

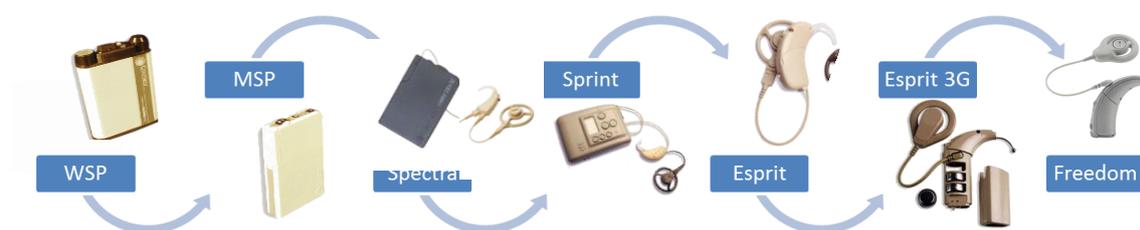


Figura 4 - Principais componentes do processador de fala

FONTE: *Cochlear Limited*[®]

No Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (HC-FMUSP) a primeira cirurgia de implante coclear multicanal foi realizada em 1999 utilizando o processador de fala *Spectra*[®] e o receptor-estimulador *Nucleus 22*[®]⁸.

No ano de 2009 as peças de reposição para o processador de fala *Spectra*[®] deixaram de ser fabricadas, os antigos processadores de fala ficam obsoletos após dez anos do término de sua fabricação. A partir desse momento, a empresa não tem mais obrigação legal de continuar fabricando peças de reposição.

Então, o Ministério da Saúde autorizou a troca de todos os *Spectra*[®] pela geração mais nova de processadores de fala *Freedom*[®] através do SUS (Sistema Único de Saúde). Os pacientes implantados pelo SUS não teriam condições financeiras de realizar essa troca comprando o processador novo e deixariam de dispor da assistência técnica necessária para manter o processador antigo em funcionamento.

O presente estudo aborda a troca do processador de fala *Spectra*® pelo *Freedom*® para usuários do *Nucleus 22*®. Nesta situação, o receptor-estimulador é mantido, e o novo processador, apesar de possuir os mesmos componentes principais, oferece melhorias como, por exemplo, a conversão do som analógico para digital. Porém, a maior contribuição são as inovações tecnológicas na entrada do som (estratégias de pré-processamento do som), e algumas foram analisadas neste estudo.

Um dos diferenciais do processador *Freedom*® em relação ao *Spectra*® é a estratégia do pré-processamento do som *ADRO*® (*Adaptive Dynamic Range Optimization*), que tem como objetivo melhorar a audibilidade dos sons suaves e manter o conforto para sons fortes e para ruído de fundo⁹. No antigo processador, o paciente podia ajustar a entrada do sinal com o controle da sensibilidade (*Autossensibilidade*®), que regula o ponto automático do controle do ganho AGC (*Automatic Gain Control*), assim, os sinais que estavam acima deste ponto eram ajustados para níveis de conforto. Porém, este recurso não era adequado para percepção de sons de fala em baixa intensidade e o *ADRO*® seria uma opção para superar essa limitação².

Outro parâmetro o qual pôde ser modificado com a troca do processador é a faixa de frequência a ser estimulada pelos eletrodos. A tabela de frequência pode ser modificada automaticamente, conforme a desativação de eletrodos, ou manualmente pelo audiológico. Ao longo do tempo, com o objetivo de concentrar a estimulação na faixa de frequência para os sons da fala, novas tabelas foram desenvolvidas. Alguns pacientes podem ter bons resultados com novas tabelas sugeridas pela empresa, porém é possível que outros não se adaptem e isso pode prejudicar o desempenho da percepção da fala¹⁰.

O terceiro parâmetro analisado, apesar de ser modificado na entrada do som do processador de fala, está relacionado à fase das características do mapeamento, em que a energia de cada banda de frequência do sinal da fala captada é convertida em nível de corrente elétrica através de um número arbitrário. O audiológico pesquisa os níveis de corrente elétrica necessários para que cada eletrodo cause uma sensação auditiva, com as respostas de sensação de *loudness* do paciente. O mínimo de corrente elétrica em que o

paciente consegue perceber o estímulo é chamado de nível T (*Threshold*), e o máximo de corrente, sem que cause desconforto ao paciente e ativado antes da compressão AGC, é chamado de nível C (*Comfort*). O campo dinâmico elétrico é a diferença entre esses dois níveis, e define a área de estimulação para os sons captados.

Na programação é possível modificar os parâmetros chamados T-SPL (*Threshold - Sound Pressure Level*) e C-SPL (*Comfort - Sound Pressure Level*), os quais controlam o nível da intensidade, respectivamente, mínima e máxima, que resulta na estimulação elétrica, ambos medidos em decibéis (dB). Os valores de T-SPL e C-SPL com o antigo processador eram de 30 dB e 70 dB, mudaram para 25 dB e 65 dB com o *Freedom*®, mantendo o mesmo campo dinâmico elétrico de 40 dB, porém com níveis de fala mais baixos e confortáveis.

Além disso, observam-se grandes mudanças nas características estéticas do dispositivo. O processador de corpo, com um microfone e apenas um programa disponível, evoluiu para o processador retroauricular com dois microfones e a opção de armazenar quatro diferentes programas^{4,11} (Tabela 1).

Tabela 1 - Principais características dos processadores *Spectra®* e *Freedom®*

CARACTERÍSTICAS	<i>SPECTRA®</i>	<i>FREEDOM®</i>
		
Processador	De corpo (caixa)	Retroauricular
Microfone	Um	Dois
Número de programas	Um	Quatro
Tabela de frequência	75- 10.823 Hz	188-7.938 Hz
T-SPL / C-SPL	30 dB / 70 dB	25 dB / 65 dB
Estratégias de pré-processamento	S (Autossensibilidade®)	ADRO®, WHISPER®, BEAM®, AUTOSSENSIBILIDADE®
Baterias	Pilha tamanho AA recarregável ou alcalina	Pilhas tamanho 675 ou bateria recarregável

Diante desses recursos tecnológicos, os profissionais devem estar atentos para unir a melhora da tecnologia com a melhora da percepção de fala e qualidade sonora, ressaltando-se a importância de estudar cada inovação decorrente do lançamento de novos processadores de fala.

A experiência da troca de unidades externas tem sido pesquisada sempre que uma tecnologia nova é lançada no mercado^{7,12,13,14}.

Na literatura científica, encontram-se estudos mostrando vantagens audiológicas e de percepção de fala nas trocas dos processadores de fala, com diferentes estratégias de codificação ou até mesmo algumas estratégias de pré-processamento do som^{5,6,7,9,14,15,16,17,18,19,20,21,22,23;24,25;26,27,28}. Porém, poucas

pesquisas indicam quais recursos tecnológicos poderiam beneficiar os pacientes usuários do *Nucleus 22*®, tanto na literatura nacional como internacional.

1.1. Objetivos

O objetivo deste estudo foi identificar a contribuição da tecnologia do processador de fala *Freedom*® para usuários do *Nucleus 22*® e o grau de satisfação dos pacientes com a nova tecnologia. As características tecnológicas avaliadas no novo processador foram o efeito da tabela de alocação de frequência, o efeito do T-SPL e C-SPL e a estratégia ADRO® de pré-processamento do som.

2. REVISÃO DE LITERATURA

2.1. Contribuição do avanço tecnológico para pacientes usuários de implante coclear multicanal

Clark et al.²⁹, em 1984, avaliaram um paciente com surdez profunda usuário de implante coclear multicanal com duas estratégias diferentes em cada processador de fala. A primeira extrai a frequência fundamental (F0) sozinha, e a segunda a frequência fundamental combinada com informação do segundo formante (F0-F2). Um teste em contexto fechado utilizando 16 palavras espondeicas e um teste de rima mostrou que para a estimulação elétrica o processador com a estratégia F0-F2 foi significativamente melhor comparando-se com F0. Os testes em formato aberto usando palavras foneticamente balanceadas e sentenças do dia a dia mostraram que, para a estimulação elétrica sozinha e combinada com leitura labial, os resultados com o processador de fala F0-F2 foram significativamente melhores do que com o processador de F0. A transmissão de informações de consoantes também foi melhor quando se usava o processador F0-F2.

Pope et al.³⁰, em 1986, comentaram que nos últimos anos tem havido maior aceitação do implante coclear como tratamento para indivíduos com perdas profundas. Com a aprovação do *Food and Drug Administration* (FDA) para o implante coclear *Nucleus*® com 22 canais e o processador de fala WSP® em 31 de outubro de 1985, prevê-se que muitos novos grupos de otologistas e fonoaudiólogos terão envolvimento direto na nova abordagem para o tratamento de pacientes com deficiências auditivas profundas. O estudo analisou o protocolo de seleção para o implante coclear em população adulta com deficiência auditiva de severa a profunda.

Clark et al.³, em 1987, descreveram detalhadamente informações sobre a fisiologia e psicofísica da estimulação elétrica do nervo auditivo, sobre aspectos biológicos (biocompatibilidade), sobre a engenharia do primeiro receptor-estimulador multicanal e processador de fala, como também os critérios de indicação ao implante coclear e sobre a técnica cirúrgica. A cirurgia do primeiro paciente com o eletrodo multicanal foi realizada em agosto de 1978, em um

adulto com surdez pós-lingual. Os autores descreveram a prótese auditiva implantável multicanal *Nucleus*® que foi desenvolvida em conjunto com a Universidade de Melbourne, como um conjunto de 22 pares de eletrodos para prover a estimulação bipolar, bem como, a estimulação *common ground*. O uso clínico do *Nucleus 22*® foi aprovado em 1982. O desenvolvimento do processador de fala *Wearable Speech Processor* (WSP®), que capta os sinais da fala através de um microfone direcional usado acima da orelha (retroauricular). A programação do WSP® é realizada com o sistema chamado DPS – *Diagnostic and Programming System* para determinar os níveis de estimulações confortáveis para cada eletrodo individualmente. Esta informação é obtida de testes psicofísicos usando a unidade arbitrária do DPS e depois salvo como um mapa. O mapa contém o parâmetro de estímulo para cada eletrodo. As medidas dos níveis mínimos e máximos são importantes para permitir o campo dinâmico da estimulação.

Dowell et al.³¹, em 1987, mostraram uma nova estratégia de processamento de fala desenvolvida para os implantes da *Cochlear Limited*®. Vinte e dois eletrodos intracocleares codificam uma estimativa da frequência do primeiro formante, além da amplitude, frequência da voz e frequência do segundo formante. Dois grupos de pacientes com implantes cocleares foram testados após três meses da cirurgia de implante: um grupo (n = 13) que utilizou a antiga estratégia de processamento (F0F2), e outro (n = 9) que utilizou a nova estratégia (F0F1F2). Todos os pacientes foram submetidos ao mesmo programa de treinamento no pós-operatório. Os resultados indicaram que o reconhecimento de voz foi significativamente melhor para o grupo F0F1F2, particularmente em ensaios com formato aberto apenas auditivo. Testes adicionais com um grupo menor de pacientes foram realizados com ruído competitivo. Os resultados para um contexto fechado mostraram que o desempenho dos pacientes foi significativamente degradado a uma relação sinal/ruído de 10 dB quando se utilizou a estratégia de F0F2, mas não foi significativamente afetado com a estratégia F0F1F2.

Patrick e Clark³², em 1991, descreveram a importância da tecnologia dos implantes cocleares em crianças com dois anos ou menos. O receptor-estimulador *Mini 22*® e o processador de fala *Mini Speech Processor* (MSP®) foram desenvolvidos com a proposta de reduzir o tamanho e o peso para serem usados em crianças. Juntamente com esse novo implante, a estratégia *Multipeak* (MPEAK®) foi desenvolvida para melhorar o desempenho da percepção de fala em contexto aberto.

Skinner et al.¹², em 1991, avaliaram o desempenho da percepção da fala com três diferentes processadores de fala: *Wearable Speech Processor* (WSP III®), um protótipo *Mini*®, e *Mini Speech Processor* (MSP®). A amostra foi composta de sete adultos pós-linguais usuários de implante multicanal. O primeiro experimento foi realizado com o WSP® e o protótipo *Mini*®, ambos com a mesma estratégia de codificação F0F1F2. O segundo experimento comparou o desempenho com o WSP® programado com a estratégia F0F1F2 e MSP® programado com a estratégia *Multi-Peak* (MPEAK®). O desempenho foi avaliado na condição somente auditiva, utilizando testes de fala gravadas apresentadas no silêncio e no ruído. Os questionários e os relatórios informais forneceram informações sobre o uso na vida cotidiana. Como resultado, não houve diferença significativa no desempenho utilizando o WSP® e o protótipo *Mini*® em qualquer um dos testes. No entanto, seis dos sete indivíduos preferiram o protótipo *Mini*® para uso na vida cotidiana. No segundo experimento, o desempenho em conjunto aberto no silêncio e no ruído foi significativamente mais elevado com o MSP® (MPEAK®) comparando-se com o WSP® (F0F1F2). Além disso, os indivíduos relataram um aumento na sua capacidade de se comunicar com outras pessoas utilizando o MSP®.

Seligman e McDermott³³, em 1995, descreveram a arquitetura do processador de fala de corpo *Spectra*® que foi uma extensão do seu antecessor MSP®, como também foi desenvolvida a nova estratégia de codificação *SPEAK*® (*Spectral Peak*), que tem melhorado o benefício dos usuários. O processador *Spectra*® é constituído de um microfone, pré-amplificador, ajuste automático do ganho, conversor analógico-digital, mapa do paciente, codificador, antena

transmissora e um regulador da bateria. O paciente pode ajustar a sensibilidade através de um controle.

Whitford et al.³⁴, em 1995, compararam a estratégia de novo processamento (SPEAK®) com a anterior MPEAK® em um estudo com 24 adultos pós-linguais. Os resultados mostraram que o desempenho com a estratégia de codificação SPEAK® foi significativamente melhor para 58,31% dos indivíduos nos testes de identificação de consoante em contexto fechado, para 33,3% dos indivíduos para a identificação vogal em contexto fechado e para o reconhecimento de palavras monossilábicas em contexto aberto, e por 81,8% dos indivíduos para o reconhecimento de sentenças no silêncio e no ruído competitivo (relação sinal-ruído de 10 dB) em contexto aberto. De longe, a maior melhora observada foi de reconhecimento de sentenças no ruído, com a pontuação média entre os indivíduos para a estratégia SPEAK® duas vezes maior que a obtida com MPEAK®.

Holden et al.³⁵, em 1997, avaliaram o reconhecimento de fala com as estratégias de codificação MPEAK® e SPEAK® para pacientes com *Nucleus 22*®. Como resultado, mostraram que o processador *Spectra 22*® e a estratégia de codificação SPEAK® forneceram aos usuários uma melhor compreensão da fala do que o processador de fala anterior *Mini*® e a estratégia de fala MPEAK®. No teste de palavras monossilábicas, os indivíduos apresentaram uma discriminação 13% maior para as palavras e 14% maior para os fonemas com a estratégia SPEAK®, comparando-se com a MPEAK®. No teste de fala com sentença do dia a dia, os indivíduos apresentaram melhora de 32% e 37%, respectivamente, com SPEAK® e MPEAK®.

Skinner et al.¹⁵, em 1997, investigaram os efeitos da mudança da tabela de frequência em sete usuários de *Nucleus 22*® com a estratégia SPEAK®. Os resultados mostraram que o reconhecimento de vogais e consoantes e a percepção de fala no ruído foram melhores com a tabela 7 (120 a 8.658 Hz) do que com a tabela 9 (150 a 10.823). Apesar de a tabela 9 ser recomendada

como padrão, eles sugerem usar a tabela 7. Além disso, os autores comentaram vários estudos que comparam o desempenho de fala com a estratégia MPEAK® e SPEAK®, e concluem que há melhora com a SPEAK®. Portanto, seria importante para as crianças que usam o processador de fala *Mini*® com a estratégia MPEAK® que ele fosse atualizado para o processador de fala *Spectra*® com SPEAK®.

Staller et al.¹³, em 1997, descreveram uma série de 73 adultos com surdez pós-lingual e 34 crianças com surdez pré-lingual que foram avaliados com uma nova estratégia de codificação chamada *SPEAK*® desenvolvida para o implante coclear *Nucleus 22*®. Como resultado, no grupo dos adultos, observaram uma rápida aquisição de discriminação de frases em formato aberto. O grupo apresentou uma média de melhora 53.5% (n = 52) depois de duas semanas; 62.1% (n = 55) depois de um mês; 69.8% (n = 57) depois de três meses; e 74.4% (n = 42) depois de seis meses de uso. No teste de reconhecimento de monossílabos houve uma média de 35.6% após seis meses de uso. Nas crianças, a percepção de fala em contexto aberto apresentou um aumento de 20% (n=34) no início com a estratégia anterior chamada *MPEAK*®, 63% (n=29) com seis meses de uso da *SPEAK*® e 93% (n=16) com 12 meses de uso da nova, mostrando melhoras significantes nas habilidades auditivas.

Clark³⁶, em 1998, mostrou que um progresso considerável foi realizado com o processamento da fala dos implantes cocleares multicanais. Outros avanços também foram alcançados através dos sistemas de dois microfones para ouvir melhor no ruído, da melhoria nas estratégias de codificação das frequências do som, e da plasticidade das vias auditivas centrais em crianças pequenas. As estratégias de codificação foram facilitadas com os novos processadores de fala, tais como o sistema de *Nucleus 24*®, o qual pode proporcionar taxas de estímulo mais elevadas, e uma nova geração de feixes de eletrodos.

Parkinson et al.⁵, em 1998, estudaram 16 pacientes pós-linguais experientes usuários de implante coclear *Nucleus 22*® e processador *Spectra*® que

receberam a estratégia de processamento *SPEAK®*. A percepção de fala foi avaliada com fonemas, palavras e frases no silêncio e no ruído, com a estratégia previamente usada pelos pacientes (a maioria, 12 pacientes, usava a estratégia *Multipeak®*). Os testes foram realizados antes do início do estudo e após seis meses de uso da *SPEAK®*. Os pacientes também avaliaram a nova estratégia com um questionário de sete perguntas sobre o reconhecimento de fala e a qualidade do som. Depois de seis meses de uso da *SPEAK®*, os pacientes mostraram uma melhora significativa de percepção de fala no silêncio e no ruído. Quando comparadas à média das avaliações subjetivas, não se encontrou diferença significativa entre ambas as estratégias. Entretanto, muitos pacientes classificaram a estratégia *SPEAK®* como melhor para duas ou mais das sete medidas subjetivas. Classificaram a nova estratégia, para “apreciação da música” e “qualidade da minha própria voz”, como melhor.

Friesen et al.¹⁶, em 1999, estudaram a relação entre a localização dos eletrodos, a distribuição de frequência e o desempenho de reconhecimento de vogais e consoante em pacientes usuários do *Nucleus 22®*. Eles mencionaram que esses usuários têm a possibilidade de quinze diferentes tabelas de frequências, mas apenas as tabelas de 1 a 9 são adequadas para pacientes com os 20 eletrodos ativados. A amostra constou de dez adultos com surdez pós-lingual com pelo menos seis meses de experiência com *Nucleus 22®* e a estratégia *SPEAK®*. A percepção de fala foi testada em 15 diferentes situações; eles criaram três mapas que diferem pelo número de eletrodos ativados (4, 7 e 20 eletrodos) e com diferentes tabelas de frequências (tabela 1,3,5,7 e 9). Os resultados mostraram melhor desempenho no reconhecimento de vogais para o mapa com sete e 20 eletrodos ativos e as tabelas 7 e 9, mas não para o reconhecimento de consoantes. Eles discutem que esse resultado é interessante e frustrante, pois, quando aumentamos o número de eletrodos ativos, estamos aumentando a informação espectral, o que poderia melhorar a percepção de consoantes. Outra questão abordada neste estudo é que tiveram o melhor resultado com a tabela de frequência os pacientes que estavam familiarizados com o processador de fala que usavam.

Totten et al.¹⁷, em 2000, estudaram seis crianças entre 8 e 15 anos de idade que foram inicialmente programadas com o processador de fala *Sprint*® e trocaram pelo *ESPrít*®. O processador *ESPrít*® é retroauricular, pequeno, leve, tem o controle de sensibilidade/volume e dois programas disponíveis. Os resultados mostraram que a experiência dos pacientes foi favorável, embora existam algumas dificuldades na programação. Cinco crianças foram programadas com sucesso e usaram o novo dispositivo constantemente; os limiares auditivos foram mantidos ou com tendência para melhor com o *ESPrít*®. Os autores ressaltaram uma desvantagem do *ESPrít*® para as crianças, por não ser compatível com o sistema de frequência modulada, e para crianças pequenas ou inexperientes, deve-se ter atenção, pela dificuldade de monitorar o funcionamento do processador.

Helms et al.²⁸, em 2001, realizaram um estudo para comparar o novo processador de fala MED-EL® TEMPO+® com o processador de fala junto ao corpo CIS PRO+® nos usuários de COMBI 40® /COMBI 40+®. Os testes de fala foram realizados em 46 indivíduos com experiência em duas sessões de teste de cerca de quatro semanas de intervalo com ambos os processadores. Além disso, os participantes tiveram que preencher um questionário com base em suas quatro semanas de experiência com o TEMPO+®. Os resultados do teste de fala mostraram uma melhora estatisticamente significativa para palavras monossilábicas com o TEMPO+®. Os participantes apresentaram uma melhora expressiva quando da utilização do telefone com o novo processador. No questionário, a grande maioria dos indivíduos descobriu que o TEMPO+® permitia a compreensão da fala igual ou melhor, como também melhor qualidade de som. Todos esses resultados objetivos e subjetivos indicam a superioridade do TEMPO+®. Os autores concluíram que após a troca do CIS PRO+® para o TEMPO+®, os indivíduos são capazes de manter ou mesmo melhorar a sua capacidade de compreensão.

Anderson et al.¹⁸, em 2002, apresentaram os resultados dos testes de percepção da fala (números, monossílabos e testes de sentença) obtidos com o implante coclear MED-EL® do COMBI 40+® após 12 meses de uso. Estes

resultados, que foram retirados de um estudo maior, foram semelhantes aos de outros estudos sobre o implante COMBI 40+®. Também foi avaliada a percepção de fala com o processador de fala junto ao corpo CIS PRO+® e o novo processador retroauricular TEMPO+®. Embora os resultados sejam semelhantes com respeito à maioria dos parâmetros medidos, o processador TEMPO+® teve uma vantagem distinta nos testes no ruído.

James et al.⁹, em 2002, descreveram que a estratégia de pré-processamento ADRO® tem como propósito compensar algumas deficiências no tratamento do sinal de entrada do som no processador de fala. O ADRO® ajusta o ganho do sinal de entrada através da gama de frequência de modo que o produto final do sinal corresponda a valor acima do sinal de entrada de 30 dB. O objetivo global do ADRO® é ajustar o sinal de entrada para que o sinal de saída esteja confortavelmente alto. Assim, esses ajustes devem aumentar a audibilidade da percepção de fala para sons baixos e médios, melhorando a qualidade do som e reduzindo a sensação de desconforto para os sons fortes. Neste estudo, alguns dos objetivos foram: avaliar se o ADRO® pode ser implementado no processador de fala *SPrint*®; avaliar a aceitabilidade global e o benefício esperado de ADRO®, na percepção de fala em silêncio com uma série de níveis de apresentação; garantir que a compreensão de fala no ruído de fundo não era mais difícil com ADRO® do que sem ADRO®; e garantir que sons ambientais de alta intensidade foram de volume aceitável. Para isso, eles avaliaram o efeito do ADRO® na percepção de fala de nove pacientes implantados com *Nucleus 24M*®. A percepção de fala foi comparada com o mapa sem e com ADRO. Foram realizados os testes de sentenças, palavras com consoante-vogal-consoante no silêncio de 70 dB a 40 dB. No ruído, as sentenças foram apresentadas com sinal/ruído de +15 dB e +10 dB. Como resultado, todos os testes no silêncio apresentam melhora estatisticamente significativa com o ADRO. Não há diferença entre os mapas para sentenças apresentadas no ruído. Os autores mostram que a preferência é maior pelo ADRO® com 59% (n=5), e concluem que o ADRO® é uma alternativa viável para oferecer um maior benefício para pacientes implantados.

Skinner et al.³⁷, em 2002, avaliaram adultos pós-linguais com perda profunda usuários do *Nucleus 24*® com diferentes estratégias de codificação: ACE® (*Advanced Combination Encoders*), CIS® (*Continuous Interleaved Sampler*) e SPEAK®. O objetivo foi analisar a hipótese de que o grupo de indivíduos que preferem uma dada estratégia para o uso no dia a dia é o mesmo grupo que tem melhor reconhecimento de fala. Os pacientes foram aleatoriamente atribuídos a um de dois grupos para o uso de seis semanas iniciais de ACE® ou da estratégia CIS®; a outra estratégia foi utilizada durante o período de seis semanas. Os seguintes testes de reconhecimento de fala foram realizados após três semanas de uso: consoantes e vogais mediais, palavras, frases no silêncio e no ruído, com relação sinal/ ruído de + 10 dB. Os indivíduos também responderam a um questionário com 19 situações de escuta. Além de perceberem qual estratégia proporcionou melhor audição e compreensão de fala, eles tiveram de mencionar sua preferência e o percentual de tempo em que usaram cada uma. Dos 62 indivíduos que participaram, 56 relataram que preferiam uma estratégia para a maioria das situações de escuta (estratégia ACE®: 37 [59,7%]; estratégia SPEAK®: 14 [22,6%]; estratégia CIS®: 5 [8,0%]) e seis indivíduos não mencionaram uma estratégia específica (9,7%). Para o grupo que preferiu uma estratégia, esta resultou em pontuações mais elevadas em alguns testes de fala, quando comparada com outras estratégias em aproximadamente dois terços dos indivíduos. Também houve forte concordância entre a estratégia preferida, porcentagem de tempo de uso e número de situações de escuta que foi utilizado, proporcionando uma melhor audição e compreensão da fala. Embora a maioria preferisse uma estratégia única, alguns disseram usar duas ou três estratégias.

Skinner et al.³⁸, em 2002, realizaram um estudo para determinar se as estratégias de codificação de fala SPEAK®, ACE® ou CIS® estão associadas com a melhora do reconhecimento de fala para indivíduos implantados com o dispositivo *Nucleus 24M*® e processador de fala *Sprint*®, e se eles preferem usar no dia a dia a estratégia com o melhor reconhecimento da fala. Participaram do estudo 12 adultos com surdez pós-lingual e recém-implantados. Durante as primeiras 12 semanas, todos os sujeitos utilizaram

cada estratégia sozinha por quatro semanas. Para as seis semanas seguintes, os indivíduos utilizaram uma estratégia de cada vez, com intervalo de duas semanas na mesma ordem que tinham para as primeiras 12 semanas. No final de cada intervalo de duas semanas, o teste de reconhecimento de fala foi realizado com todas as três estratégias. Quando voltaram, os indivíduos responderam a um questionário sobre a sua estratégia preferida e responderam a duas listas de consoantes mediais, usando cada uma das três estratégias. Como resultado, seis dos 12 indivíduos no presente estudo tinham pontuações significativamente maiores de frases com a estratégia ACE® do que com uma ou ambas das outras estratégias. Um dos 12 indivíduos apresentou uma pontuação significativamente maior com SPEAK® do que com ACE®. Sete indivíduos preferiram a estratégia ACE®, três a estratégia SPEAK® e dois a estratégia CIS®. Houve uma forte relação entre a estratégia preferida e pontuações em sentenças, mas não para os outros testes de fala. Os autores sugerem, com os resultados e a metodologia da pesquisa, que os clínicos encaixem cada estratégia sequencialmente, começando com a estratégia de ACE®, de modo que os parâmetros de programação preferidos sejam determinados antes de comparar com outros parâmetros. O objetivo é oferecer às pessoas a melhor oportunidade para ouvir no dia a dia dentro de um período de tempo clinicamente aceitável.

Baskent e Shannon²⁰, em 2003, avaliaram a compreensão de fala quando há mudanças nas frequências durante o mapeamento. Na audição normal o mapeamento de informação da frequência acústica para o local coclear apropriado é uma função biológica natural, e nos pacientes usuários de implantes cocleares é controlada pelo processador de fala. A gama tonotópica do implante é determinada pelo comprimento e profundidade de inserção do conjunto de eletrodos. Os eletrodos convencionais são projetados para uma inserção de 25 mm dentro da janela redonda e os eletrodos ativos ocupam 16 mm, o que colocaria os eletrodos em uma região coclear correspondente a uma faixa de frequência acústica de 500- 6000 Hz. No entanto, alguns processadores de fala do implante são ajustados para uma faixa de frequência acústica de 150-10000 Hz. Embora esse mapeamento conserve toda a gama

de frequência de informação acústica, também resulta numa compressão do padrão de informação tonotópica enviada para o cérebro. O presente estudo comparou os efeitos de tal compressão de uma frequência no reconhecimento da fala utilizando simulações acústicas. Os autores sugerem que é possível que a distorção no mapeamento de frequência local pode ser responsável pela variabilidade no desempenho em pacientes com implantes. Se for este o caso, então os ajustes para o processador de fala, para produzir uma melhor correspondência em mapeamento de frequência, pode produzir melhorias no reconhecimento de fala.

David et al.¹⁴, em 2003, avaliaram que os avanços tecnológicos nos sistemas de implante coclear com a implantação de novas estratégias de codificação parecem ter melhorado os resultados na percepção de fala. No entanto, as mudanças nos critérios de seleção para a implantação coincidem com a evolução da tecnologia, o que pode também ter contribuído para uma melhora na percepção da fala após o implante. Esse estudo compara a estratégia de codificação de fala com o desempenho da percepção da fala em pacientes adultos pós-linguais com perda severa e profunda. Os autores utilizam as três gerações sucessivas de processadores de fala *Nucleus®* (*Mini Speech Processor®*, *Spectra®* e *Sprint®*) e as três estratégias de codificação de fala (*MPEAK®*, *SPEAK®* e *ACE®*). O estudo é uma análise retrospectiva de três centros de implante coclear em Ontário, Canadá, sendo no total 139 pacientes. A percepção de fala de adultos implantados pós-linguais usuários das estratégias de codificação *MPEAK®*, *SPEAK®*, *SPEAK®* e *ACE®* com os respectivos processadores de fala *Mini Speech Processor®*, *Spectra®*, *Sprint®*, *Sprint®* é comparada após 12 meses de uso. Foram selecionados apenas pacientes com média da perda auditiva de 90 dB ou maior e reconhecimento de sentenças igual ou menor que 20% no pré-operatório. Em geral, os usuários de *ACE®* alcançam maior pontuação de reconhecimento de palavras e sentenças que usuários de *SPEAK®* e *MPEAK®*. Estes resultados demonstram que melhorias na tecnologia têm conduzido a melhorias nos resultados de percepção de fala.

Frederigue e Bevilacqua³⁹, em 2003, realizaram um estudo intrassujeitos, avaliando o reconhecimento da fala e a preferência subjetiva em deficientes auditivos usuários do sistema de implante coclear *Nucleus 24*®, nas diferentes estratégias de codificação disponíveis nesse sistema (*SPEAK*®, *CIS*® e *ACE*®), a fim de promover a otimização da percepção da fala em cada sujeito. A amostra foi de sete adultos com deficiência auditiva pós-lingual que foram divididos aleatoriamente em dois grupos, determinados A e B, para a realização do protocolo de avaliação. A estratégia *CIS*® foi adaptada inicialmente aos sujeitos do grupo A e a *ACE*® aos do grupo B. A *SPEAK*® foi a linha de base para todos os sujeitos. Foram realizadas avaliações do reconhecimento da fala no silêncio e no ruído (relação sinal/ruído +10 dB), ajustes nas estratégias de codificação e aplicação de questionários de autoavaliação. Os resultados mostraram altos níveis de reconhecimento da fala, obtidos para as três estratégias. Os resultados médios dos sete sujeitos atingidos para o reconhecimento de sentenças no silêncio foram de 69,1%, 76,2% e 80,2%, e na situação de ruído foram de 38,0%, 40,8% e 53,1% para *CIS*®, *SPEAK*® e *ACE*®, respectivamente. Não houve diferença estatisticamente significativa entre as estratégias avaliadas. Escores de reconhecimento da fala mais altos foram notados sujeito a sujeito, com a estratégia aperfeiçoada. Os autores concluíram que a utilização de estratégia múltipla de codificação da fala e a escolha de parâmetros flexíveis permitem ao clínico individualizar um programa de adaptação e resultam em maiores benefícios aos usuários de implante coclear.

Skinner⁴⁰, em 2003, realizou um estudo mostrando que os pacientes usuários de implante coclear podem entender melhor a fala se os parâmetros do processador de fala forem escolhidos individualmente para cada pessoa. Os parâmetros avaliados foram: os níveis de estimulação mínima e máxima em cada eletrodo no programa processador de fala, a taxa de estimulação, e a estratégia de codificação. Se esses parâmetros são escolhidos para tornar os sons suaves (de cerca de 100 a 6.000 Hz) audíveis perto de 20 dB nível de

audição e sons altos não muito altos, os pacientes têm a oportunidade de ouvir a fala em situações da vida cotidiana que são de fundamental importância, principalmente para as crianças, que estão aprendendo a língua, e para todos os pacientes em termos de facilidade de comunicação.

Firszt et al.⁴¹, em 2004, mostraram os testes de monossílabos e sentenças em 78 adultos das três fabricantes de implante coclear apresentados a 70, 60 e 50 dB SPL. Como resultado, todos os pacientes possuem a mesma média de resultados nos testes de fala tanto a 60 dB como a 70 dB. Além disso, os pacientes tiveram desempenho em conjunto aberto em níveis suaves de fala (50 dB SPL), melhor do que os resultados de fala no ruído a 60 dB SPL com relação sinal/ruído a +8 dB. Os autores concluem que os testes de fala devem refletir a escutas desafiadoras que são encontradas em situações de comunicação do dia a dia.

Dodd et al.⁶, em 2005, apresentaram os resultados da troca do processador de caixa *Spectra 22®* pelo processador retroauricular *ESprit 22®* em 100 crianças. Quarenta e quatro pacientes não precisaram de ajustes no mapa convertido, e 56 necessitaram de ajustes como, por exemplo, a diminuição da velocidade no mapa. Em relação aos limiares auditivos com o implante coclear nas frequências estudadas (500- 4000 Hz), não há grandes diferenças, mas alcançam significância estatística em 500 Hz (limiares menores para *Esprit 22®*) e para 2k Hz, 3k Hz, e 4k Hz (limiares maiores para *Esprit 22®*). Nos testes de fala não há diferenças estatisticamente significantes. Das 100 crianças, apenas cinco deixaram de usar, entre elas, três ficaram insatisfeitas com a qualidade sonora do novo processador. Portanto, os autores concluem que a conversão do processador de caixa *Spectra 22®* para o retroauricular é possível em todos os casos, e bem aceito em 95% das crianças, embora as diferenças entre os limiares auditivos e de discriminação de fala tenham sido pequenas e clinicamente sem importância.

Manrique et al.²¹, em 2005, realizaram um estudo com o objetivo de determinar se crianças que usam a estratégia *ACE*® demonstram desempenho superior quando comparadas com crianças que usam a estratégia *SPEAK*® ao longo do tempo. Eles avaliaram dois grupos durante dois anos de uso da estratégia de codificação. O primeiro grupo é retrospectivo de crianças implantadas que usaram a estratégia *SPEAK*® (n= 32) e o segundo grupo é prospectivo de crianças implantadas com a estratégia *ACE*® (n=26). Ambos os grupos tinham idade de implantação, grau da perda auditiva, anatomia da cóclea, profundidade da inserção dos eletrodos, reabilitação fonoaudiológica e suporte educacional homogêneos. As crianças foram avaliadas com seis, 12 e 24 meses de uso pela audiometria e testes de fala. O segundo grupo também foi avaliado por meio dos questionários MAIS (*Meaningful Auditory Integration Scale*) e MUSS (*Meaningful Use of Speech Scales*). Como resultado, ambos os grupos apresentam benefícios na percepção de fala. Não foram observadas diferenças entre os limiares auditivos pós-operatórios entre os grupos. Após dois anos de uso, o segundo grupo apresentou resultados superiores para discriminação de vogais em comparação ao primeiro grupo. Porém, não foram observadas diferenças entre os grupos nos testes de discriminação de fala (categoria de percepção auditiva). Além disso, o grupo de usuários da estratégia *ACE*® demonstrou melhoras nos questionários MAIS e MUSS, após dois anos de uso. Portanto, estes resultados mostram que ambos os grupos tiveram melhoras com o uso das estratégias *ACE*® e *SPEAK*®. Porém, as crianças que usaram a estratégia *ACE*®, inicialmente, demonstraram um progresso mais rápido na percepção de fala.

Patrick et al.⁴, em 2006, descreveram a evolução dos processadores de fala e as estratégias de codificação desde a primeira geração de implante coclear da *Cochlear Limited*®. Desde o lançamento do primeiro implante coclear multicanal aprovado para uso clínico em 1985, a tecnologia do processador de fala e do implante evoluíram, como também os resultados de percepção de fala dos seus usuários. Existem três fatores que podem ajudar no desempenho dos pacientes: primeiramente, a evolução do microfone e do estágio de pré-

processamento do som, onde o efeito do ruído é minimizado. Segundo, a evolução da análise e da conversão do sinal de fala em estímulo elétrico. Terceiro, os avanços no desenvolvimento de eletrodos e dos receptores-estimuladores. A primeira geração do implante coclear da *Nucleus*® foi desenvolvida em 1981 e comercializada em 1985 com o receptor-estimulador CI22® e o processador de fala de corpo WSP®. Em 1986 foi desenvolvido um novo receptor-estimulador chamado CI22M®, também conhecido como *Mini*® Implante. Durante esse tempo, foram lançadas quatro diferentes estratégias de codificação, na ordem cronológica, F0/F2, F0/F1/F2, MPEAK® e SPEAK®. Em 1989, juntamente com a estratégia MPEAK®, foi lançado um novo processador chamado *Mini Speech Processor*® (MSP®) e posteriormente, em 1994, a estratégia SPEAK® e o processador de fala *Spectra*® surgiram, todos compatíveis com usuários do CI22M®. Apenas em 1997 a *Cochlear Limited*® desenvolveu a segunda geração de receptor-estimulador CI24M® e o novo processador de fala digital de corpo *Sprint*®, o qual permitia três diferentes estratégias de codificação: SPEAK®, ACE® e CIS® e outras inovações tecnológicas como, por exemplo, dois eletrodos extracocleares e a possibilidade da telemetria de impedância e neural. Em 1998, o primeiro processador de fala retroauricular foi desenvolvido: *ESPrít*®, o qual foi adaptado para a primeira geração CI22M® em 2001, com a implementação da estratégia SPEAK®, permitindo a usuários antigos o acesso ao processador retroauricular. Em 2000, a terceira geração de receptor-estimulador CI24R® ou *Nucleus 24 Contour*® surgiu com grandes mudanças no feixe de eletrodos. Esta unidade interna é compatível com os processadores *Sprint*® e *ESPrít*®. Em 2002, o processador retroauricular foi aprimorado e lançado o *ESPrít 3G*®, juntamente com novas estratégias de pré-processamento do som, como o *ADRO*® para *Sprint*® e *Whisper*® para o *ESPrít 3G*®. Em 2003, o *ESPrít 3G*® foi aprovado para o uso em pacientes com CI22®. O sistema de implante coclear *Nucleus Freedom*® com o receptor-estimulador CI24RE® foi desenvolvido em 2005, constituindo-se na quarta geração de implantes cocleares. O *Freedom*® tem um processamento digital e fornece quatro opções de pré-processamento do som: *Beam*®, *Whisper*®, *ADRO*® e *ASC*®. Os autores citaram um estudo de percepção de fala após três meses de uso do

Nucleus Freedom® com resultados de pacientes usuários de *Nucleus 24 Contour*®. Nos resultados dos testes de monossílabos em silêncio, os pacientes com *Freedom*® acertaram 51% (n= 63), o que é significativamente mais alto que a média dos resultados dos pacientes com *Nucleus 24 Contour*® com 38% (n=56). Além disso, esses resultados após três meses de uso do *Freedom*® são maiores do que com seis meses de uso do *Nucleus 24 Contour*® (47%).

Müller-Deile et al.²², em 2008, mostraram os resultados em quinze adultos implantados com *Nucleus 24*® com mapas sem e com ADRO®. Foram realizados testes de fala no silêncio a 50 dB, 60 dB e 70 dB SPL e testes no ruído após cinco a sete semanas de uso com ambos os mapas. Além disso, os pacientes fizeram uma avaliação subjetiva sobre a qualidade do som, compreensão da fala em diferentes ambientes e a preferência entre os mapas. Os resultados mostraram que os testes no silêncio e no ruído foram estatisticamente melhores com ADRO®. A avaliação subjetiva para compreensão da fala em diferentes ambientes mostrou que 35% dos sujeitos tiveram preferência pelo mapa com o ADRO®, 29% preferiram o mapa padrão e 36% não observaram diferenças em situações de escuta difícil. Clinicamente, os autores mostraram a importância de usar o ADRO® juntamente com o mapa de preferência do implantado, como uma opção para ajudar na percepção de fala nessas situações avaliadas.

Välilmaa e Löppönen⁷, em 2008, apresentaram como objetivo estudar as diferenças intraindividuais de oito pacientes usuários de implante coclear com processador de caixa *CIS-PRO+*® (estratégia *CIS*®) que realizaram a troca para o processador retroauricular *TEMPO+*® com estratégia utilizada *CIS+*®, nos implantes da marca *MED-EL*®. Para isso, realizaram testes auditivos de percepção da fala e escala análogo-visual para pareceres subjetivos dos pacientes. Nos limiares auditivos há uma pequena variação, aumentando levemente o nível de audição nas frequências de 500 Hz a 4000 Hz com o processador retroauricular. Os autores discutem a importância de realizar

testes de percepção de fala de maior dificuldade como, por exemplo, discriminação de fala no ruído, reconhecimento de consoantes e em nível de apresentação mais difícil que 70dB SPL. Neste estudo não são observadas diferenças estatísticas, apenas uma ligeira tendência para um melhor desempenho com o processador de caixa *CIS-PRO+*[®], especialmente no reconhecimento das palavras. Os autores concluem que alguns pacientes usuários da estratégia *CIS-PRO+*[®] apresentam melhor percepção da fala, como também há uma melhora subjetiva. E para outros pacientes, o mesmo acontece para o sistema *TEMPO+*[®]. No final deste estudo, dois dos oito sujeitos escolheram o processador de caixa *CIS-PRO+*[®] com qualquer estratégia. Isso indica que as atualizações de processadores de fala ou de estratégias de codificação devem ser consideradas individualmente.

Santarelli et al.²³, em 2009, avaliaram a percepção de fala em 17 crianças pré-linguais usuárias de *Nucleus 24*[®] com os processadores *Sprint*[®] e *Esprit 3G*[®], após um mês de uso do processador *Freedom*[®]. Como resultado, os pacientes apresentam um aumento significativo nos testes de palavras dissílabas em presença de ruído, identificação de consoantes e reconhecimento de sentenças. E essas melhoras na discriminação fonêmica podem ser consideradas como um aumento no campo dinâmico com o novo processador. Os autores concluem que a percepção de fala foi superior com o *Freedom*[®], sendo aconselhável a troca para a nova geração de processadores. Além disso, todas as crianças referem preferência para o *Freedom*[®].

Danieli²⁴, em 2010, estudou a habilidade de reconhecimento de fala no silêncio e na presença de ruído competitivo em crianças usuárias de implante coclear utilizando dois diferentes processadores de fala. Foram avaliadas 26 crianças usuárias do implante coclear *Nucleus 24M*[®] ou *24K*[®] da *Cochlear Limited*[®], divididas em dois grupos de acordo com o processador de fala utilizado. O grupo 1 foi composto por 16 crianças que faziam uso do *Sprint*[®], e o grupo 2 foi composto por 10 crianças que faziam o uso do *Freedom*[®]. Foi aplicado o teste HINT/Brasil (*Hearing in Noise Test* – versão em português do Brasil) em campo livre nas condições de silêncio e na presença de ruído competitivo.

Como resultado, o grupo 2 (*Freedom*®) foi superior em relação ao grupo 1 (*Sprint*®) em todas as condições de avaliação, sendo evidenciada diferença significativa entre eles apenas na condição de silêncio. A autora conclui que as características de processamento do som presentes no processador de fala *Freedom*® parecem ter contribuído para melhor desempenho do grupo 2 nos testes de percepção de fala realizados.

Davidson et al.²⁵, em 2010, examinaram os efeitos da troca de processadores de fala e a contribuição dos limiares auditivos no reconhecimento de fala em níveis suaves (50 dB SPL) e no reconhecimento de sentenças no ruído. Os autores avaliaram 112 adolescentes de 15.5 a 18.5 anos, a maioria usuários de *Nucleus 22*® com os processadores de fala *Spectra*® *Sprint*®, *ESPrít 22*®, *ESPrít 3G*® e *Freedom*®. Oito implantados eram usuários bilaterais. A bateria de testes de palavras e sentenças foi realizada a 70 dB SPL e a 50 dB SPL em campo livre e na relação sinal/ruído de +10 dB. Os limiares audiométricos foram obtidos em campo livre nas frequências de 250 a 4000 Hz. Como resultado, todas as frequências testadas e nos testes de palavras são estatisticamente melhores no grupo do *Freedom*®/*ESPrít 3G*® quando comparados com *Spectra*®/*ESPrít22*®. Apenas no teste de sentenças no ruído não houve diferença significativa. As melhoras nos limiares e nos testes em níveis suaves parecem estar relacionadas à tecnologia do dispositivo e não ao uso do implante bilateral, já que o grupo de pacientes bilaterais não apresentou diferença de resultados com usuários unilaterais. Concluem que há melhora nos níveis de audição e de situações de escuta em sons mais suaves sem compromisso em situações de escuta no ruído.

Jethanamest et al.¹⁰, em 2010, descreveram que o uso das tabelas de frequências padrões sugeridas pelas empresas de implantes cocleares pode ser um erro. As diferenças na inserção e posição dos eletrodos entre os pacientes mostram que o mesmo número de eletrodos pode estimular diferentes elementos neurais, que podem ser diferentes das frequências inicialmente estabelecidas. Com o pressuposto de que a plasticidade neural do

cérebro faz com que o paciente aceite as frequências incompatíveis, alguns deles podem ter bons resultados com a tabela sugerida, porém outros podem não estar totalmente adaptados e serem prejudicados no desempenho de fala. Diante disso, eles desenvolvem um *software* para que os usuários de implante coclear possam escolher sua própria tabela de frequência. Onze pacientes pós-linguais participaram do estudo. Como resultado, seis deles preferiram exatamente a tabela padrão ou muito similar, o que sugere que esses pacientes estavam totalmente adaptados ou quase adaptados à tabela de frequência padrão.

Kompis et al.²⁶, em 2010, analisaram a troca do processador *Tempo+*® para *Opus2*® da *MED-EL*®. (Innsbruck, Áustria) em 21 pacientes implantados por pelo menos dois anos. Os testes de percepção de fala foram realizados com o *Tempo+*® antes da troca, e após dois meses de uso com o *Opus2*®. Ademais, os participantes responderam um questionário sobre a compreensão da fala e qualidade sonora com o novo processador de fala. Como resultado, apenas no teste de monossílabos a 80 dB há diferença estatística. Na avaliação do questionário, de quatro diferentes aspectos físicos (tamanho, peso, aspecto estético e o uso do controle remoto), três deles foram melhores com o *Opus2*® em mais de 75% dos usuários. Assim como 75% referiram melhora na compreensão da fala, qualidade sonora e para ouvir música com o novo processador. Eles concluem que a troca do processador *Tempo+*® para *Opus2*® parece beneficiar a maioria dos usuários.

Samuel et al.⁴², em 2010, verificaram a contribuição da atualização da tecnologia do implante coclear sobre limiares audiométricos e desempenho na percepção de sentenças após 12 meses de uso do implante. O estudo foi retrospectivo de corte transversal, com coleta em banco de dados. Os critérios de seleção foram idade igual ou superior a 18 anos, uso do dispositivo *Nucleus 22*® ou *Nucleus 24*®, tempo de privação auditiva até 20 anos, cuja etiologia da surdez não fosse meningite. A amostra foi dividida em G22 (usuários do *Nucleus 22*), e G24 (usuários do *Nucleus 24*®). Os grupos foram comparados

em relação aos resultados no teste de percepção de sentenças no silêncio e limiares audiométricos após 12 meses de uso. Como resultado, dos 84 pacientes adultos selecionados, 54 preencheram os critérios de seleção, sendo 13 usuários do G22 e 41 usuários do G24. Não houve diferença estatisticamente significativa entre resíduo auditivo pré-operatório e tempo de privação auditiva dos usuários do G22 e G24. Os usuários do G24 apresentaram melhores médias nos limiares audiométricos, mas os testes de percepção de sentenças no silêncio não indicaram diferença entre modelos. A contribuição da tecnologia foi evidenciada apenas nos limiares audiométricos. Novos estudos estão sendo conduzidos para avaliar a contribuição da tecnologia na percepção de fala em situações auditivas mais difíceis.

Magnusson⁴³, em 2011, comparou o processamento da estratégia de estrutura fina (*Fine Structure Processing* - FSP®) da MED-EL® com CIS+® e a estratégia de alta definição CIS® (*High Definition CIS* - HDCIS®). Vinte adultos usuários experientes de implante coclear participaram do estudo com a atualização para um novo processador de fala e em um período de dois anos de acompanhamento. Estudo cego foi realizado para comparar entre FSP® e HDCIS®. Foram realizados os testes de percepção de fala no silêncio e no ruído e a percepção da música. No geral, os resultados pareados de comparação mostraram não haver diferenças significativas entre as estratégias, no entanto, os números totais de preferências individuais significativas foram: 11 versus 12 para FSP® para reconhecimento de fala, e 4 FSP® versus 15 HDCIS® para a música. A pontuação média de reconhecimento de fala diminuiu significativamente após um mês com FSP®, mas depois de dois anos não houve diferença significativa em comparação com os resultados iniciais com CIS+®. Devido às grandes diferenças individuais na preferência subjetiva, e o fato de que a estratégia FSP® não foi superior às variações da CIS®, os pacientes devem ter a oportunidade de escolher entre as estratégias.

Briggs⁴⁴, em 2011, descreveu a importância de estudar as mudanças tecnológicas no implante coclear. Há mais de 50 anos que Djourno e Eyries

fizeram a primeira tentativa de estimulação elétrica em um paciente com surdez. Durante esse tempo, o implante coclear tornou-se não só um sucesso notável, mas cada vez mais complexo. Embora os componentes básicos do sistema ainda sejam os mesmos, atualmente existem vários projetos alternativos a esses componentes com atributos diferentes que podem ser variavelmente combinados para atender às necessidades de grupos específicos de pacientes. O desenvolvimento por parte dos fabricantes tem sido impulsionado por essas necessidades de pacientes diversos, e também pelo desejo de alcançar a superioridade tecnológica, ou pelo menos a diferenciação, em última análise, na busca de participação de mercado. A avaliação do benefício é de responsabilidade de clínicos, mas tanto estes como a indústria precisam garantir que a nova tecnologia seja apropriada, segura e acessível. As melhorias significativas na audição e na qualidade de vida associadas a mudanças de projeto são difíceis de medir, especialmente quando há uma mudança tão grande a partir da intervenção do implante coclear do ponto de vista do indivíduo. Os fabricantes e os médicos precisam ser objetivos e realizar estudos de longo prazo e multicêntricos com ensaios clínicos para garantir que a introdução da nova tecnologia é segura e eficaz e apoiada por sistemas de saúde em todo o mundo.

Wolfe et al.²⁷, em 2011, comentaram que crianças implantadas possuem dificuldade significativa na percepção da fala em situações de escuta com ruído. Existem vários tipos de processamento de entrada de sinal disponíveis para o processador de fala para ajudar nessa situação, no entanto, há uma escassez de investigações para apoiar esta tecnologia para crianças. O objetivo principal deste estudo foi examinar os benefícios potenciais de dois tipos de processamento de sinal de entrada, ADRO®, em comparação com ASC® mais ADRO® para crianças usuárias do implante da *Cochlear Limited*®. A amostra constou de 11 crianças, com idades de 4 anos e 4 meses a 12 anos, com unilaterais ou bilaterais cocleares. Todas as crianças usaram seu implante coclear por pelo menos um ano, não tinham deficiências adicionais, foram matriculadas na escola pré-escolar ou elementar, e tinham idade apropriada à

linguagem receptiva e expressiva. O desempenho foi avaliado enquanto essas crianças usavam somente processamento de entrada e ASC® mais ADRO®. Como resultado, todas as crianças demonstraram reconhecimento de palavras no silêncio igual ou superior a 90% correto. O desempenho no ruído, na condição ASC® mais ADRO®, foi significativamente melhor do que na condição somente com ADRO®. Os resultados do estudo sugerem benefício substancial da combinação de dois tipos de processamento de sinal de entrada, ASC® e ADRO®, para crianças com unilaterais e bilaterais implantes cocleares. Especificamente, o processamento de sinal para ajustar a sensibilidade do microfone do processador de som automaticamente tem importantes efeitos positivos sobre a percepção de fala no ruído.

Melo⁴⁵, em 2012, avaliou o desempenho da percepção de fala em crianças usuárias de implante coclear, utilizando duas diferentes estratégias de processamento do sinal do sistema *HiResolution* (HiRes®) da *Advanced Bionics*®. Para tanto, participaram do estudo 11 crianças com deficiência auditiva pré-lingual, usuárias do componente interno HiRes 90K® e processador de fala modelo *Platinum*®, e que apresentavam habilidades auditiva de reconhecimento em conjunto aberto. Após três meses de uso da estratégia HiRes®, os participantes foram avaliados e realizada a conversão para a estratégia HiRes 120®. Após três meses de uso da HiRes 120®, os participantes foram reavaliados. Em todas as avaliações, eles foram submetidos à pesquisa dos limiares audiométricos em campo livre, avaliação da percepção de fala por meio do teste Hearing in Noise (HINT) no silêncio e na presença de ruído competitivo, e avaliação dos benefícios proporcionados pelo uso do implante coclear em situações cotidianas, por meio do questionário PEACH (*Parents' Evaluation of Aural/oral Performance of Children*). Como resultado, foi encontrada apenas uma tendência de melhor desempenho auditivo na situação de ruído com o uso da HiRes 120®, embora tal resultado não tenha sido estatisticamente significativo. A autora reforça a importância da observação clínica e avaliação da percepção de fala com ruído na seleção da

estratégia de processamento de sinal, a fim de otimizar o desempenho auditivo dos usuários de implante coclear.

2.2. Questionário de satisfação

Kou et al.⁴⁶, em 1994, avaliaram os benefícios de 23 usuários de *Nucleus 22*®. Os autores comentam a melhora no reconhecimento de fala com leitura labial, na qualidade da voz e na independência e confiança na comunicação desses pacientes. No total, 85% dos implantados e 94% de seus parentes estavam muito satisfeitos com o aparelho, e a maioria menciona que recomendariam o implante coclear para outros candidatos.

Beynon et al.⁴⁷, em 2003, compararam duas estratégias de codificação do implante coclear implementadas no sistema *Nucleus 24M*® (*SPEAK*® e *ACE*®). As razões para a preferência subjetiva foram avaliadas por meio de uma combinação das pontuações de percepção da fala e um questionário. Participaram do estudo 12 adultos com surdez pós-lingual implantados com sistema *Nucleus 24M*®. Os testes de percepção de fala no silêncio e no ruído e um questionário com base na deficiência (APHAB) foram avaliados com as duas estratégias de codificação de fala. Como resultado, a estratégia *ACE*® alcançou melhores pontuações de reconhecimento no silêncio e no ruído, embora a diferença nos escores de ruído não tenha atingido o nível de significância de 95%. A primeira estratégia de codificação escolhida não afetou os resultados ou preferência subjetiva. A preferência de acordo com o APHAB não foi, a priori, em conformidade com as pontuações no reconhecimento de fala. Os autores concluíram que a maioria dos participantes preferiu a estratégia *ACE*®. A preferência subjetiva estava de acordo com os resultados APHAB em três assuntos, de acordo com o reconhecimento de fala em dois assuntos, e de acordo com os dois em sete. Eles comentaram a importância de questionários que abordam diferentes domínios, os quais devem ser utilizados em combinação com testes de percepção de fala para oferecerem mais

conhecimento e razões por trás da preferência subjetiva por estratégias de codificação de fala.

Lassaletta et al.⁴⁸, em 2006, realizaram um estudo com o objetivo de avaliar o impacto do implante coclear na qualidade de vida de usuários de origem espanhola. A amostra foi composta por 30 pacientes usuários do implante coclear com surdez pós-lingual que completaram o *Glasgow Benefit Inventory*, um questionário que aborda as habilidades de comunicação, e um questionário aberto solicitando que o paciente descrevesse as áreas ou atividades de sua vida que foram afetadas negativamente após a sua operação do implante coclear. Esse instrumento também perguntou se o paciente recomendaria a operação. Como resultado, o benefício do *Glasgow Benefit Inventory* revelou um efeito positivo em 93% dos pacientes. O uso do implante coclear melhorou significativamente a discriminação de fala, o uso do telefone e a autoconfiança. Um grau elevado de satisfação foi conseguido em todas as situações, exceto com o ruído de fundo. Noventa e seis por cento dos pacientes recomendaria a operação a um amigo. Uma melhoria dramática na qualidade de vida após o implante coclear é revelada pela grande maioria dos pacientes. Os resultados não podem ser só explicados por melhorias na percepção auditiva.

Ou et al.⁴⁹, em 2008, apresentaram como objetivo adaptar o questionário SADL para usuários de implante coclear e avaliar a validação e confiabilidade da versão adaptada. Além disso, eles comparam o nível de satisfação de usuários somente de implante coclear e usuários de implante coclear e aparelho auditivo contralateral. Foram estudados 100 adultos pós-linguais usuários somente de implante coclear e 35 usuários de implante coclear e aparelho auditivo contralateral. Como resultado, os usuários têm um nível moderadamente alto de satisfação com os aparelhos. Não foram encontradas diferenças entre os usuários somente com o implante e com o implante coclear e o aparelho auditivo, exceto pela microfonia dos aparelhos auditivos. O estudo conclui que o SADL é apropriado clinicamente em pacientes usuários de implante coclear.

Zhao et al.⁵⁰, em 2008, avaliaram as mudanças na qualidade de vida por meio de uma autoavaliação, obtidas após a cirurgia de implante coclear em relação às mudanças nas queixas do indivíduo. O questionário foi aplicado durante um período de pelo menos quatro anos após a implantação. Participaram do estudo 24 pacientes com surdez pós-lingual, os quais foram solicitados a classificar a gravidade de cada um dos problemas, bem como a qualidade de vida em '0' a '100' na escala visual analógica. Tanto os problemas individuais como as avaliações de qualidade de vida foram readministrados aos sujeitos em cada seguimento da sessão. Os resultados mostraram que as alterações na qualidade de vida de todos os pacientes foram significativamente associadas a alterações nas queixas específicas, por exemplo, a capacidade de comunicar, isolamento, uso do telefone, autoconfiança, apreciação da música e assistir à televisão. A análise mostrou que, após a implantação, a melhoria nas habilidades de comunicação, a redução de problemas psicológicos e as melhorias nas habilidades da vida diária eram a chave determinante da melhoria de qualidade de vida para o indivíduo paciente com implante coclear. Estes indicadores-chave chegaram ao patamar de cerca de 1,5-3 anos após o implante coclear. Os autores concluem que as relações entre mudanças nas queixas específicas e de qualidade de vida em pacientes implantados individuais foram destacados e sugerem que o implante coclear seja avaliado por pelo menos três anos após implantação.

3. MÉTODO

Este projeto foi apresentado e aprovado pelo Comitê de Ética para Análise de Projetos de Pesquisa – CAPPesq da Diretoria Clínica do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo sob o protocolo número **0083/11**. Os pacientes foram informados da pesquisa e assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido.

O estudo foi prospectivo exploratório, de avaliação dos resultados obtidos com atualização da tecnologia para o processador de fala do implante coclear *Nucleus 22®* da *Cochlear Corporation®, Austrália*.

A troca dos processadores de fala foi financiada pelo Ministério da Saúde via SUS. Portanto, o projeto e os pesquisadores não tiveram auxílio financeiro e todos os pacientes receberam o processador de fala do fabricante *Cochlear Corporation, Austrália®* por ser compatível com a unidade interna usada.

3.1. Casuística

No Grupo de Implante Coclear do HC-FMUSP foram implantados 43 pacientes com o modelo *Nucleus 22®* no período de 1999 a 2001. Na data da realização do projeto, cinco pacientes não eram mais usuários do processador de fala *Spectra®* e oito já tinham experiência anterior com a nova tecnologia. Assim, 30 pacientes usuários do processador *Spectra®* foram convocados para realização de troca dos processadores de fala.

Nesses 30 pacientes convocados, o estudo incluiu pacientes adolescentes e adultos com uso efetivo do processador de fala (pelo menos oito horas por dia), sem experiência anterior com a nova tecnologia e pelo menos 10% de reconhecimento de fala em conjunto fechado com o processador *Spectra®*. Assim, foram excluídos seis pacientes por não usarem o processador de fala de forma efetiva, quatro pacientes por serem crianças e três pacientes por não terem percepção de fala em contexto fechado (Figura 5).

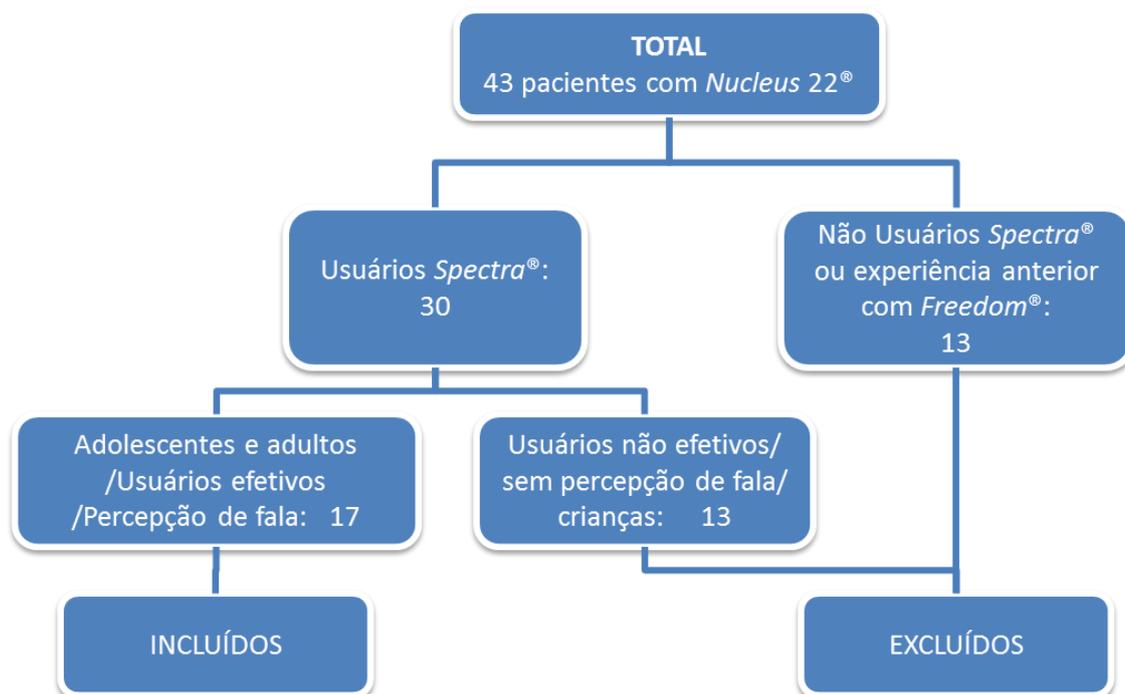


Figura 5 - Visualização dos critérios de inclusão

Dezessete pacientes preencheram esses critérios, com idades variando de 15 a 82 anos, sendo nove pacientes do sexo masculino e oito do sexo feminino. A maioria da amostra é formada por adultos com surdez pós-lingual (etiologias variadas) e usuários há mais de oito anos do implante coclear. Apenas dois pacientes são adolescentes, um deles com surdez congênita (Tabela 2).

Tabela 2 - Dados demográficos da amostra

Paciente	Sexo	Idade (anos)	Etiologia	Tempo de surdez (anos)	Tempo de uso do ic (anos)	Número de eletrodos ativos (canais)
1	M	50	Progressiva	15	8	15 (17)
2	M	68	Progressiva	10	9	16 (18)
3	F	47	Catapora	23	9	16(18)
4	F	63	Otosclerose	5	10	14 (16)
5	M	82	Desconhecida	2	11	20 (20)
6	M	49	Traumatismo Crânio Encefálico	2	10	20 (20)
7	M	69	Progressiva	3	9	18 (20)
8	F	43	Meningite	1	11	16 (18)
9	F	15	Congênita	7	8	18 (20)
10	M	29	Progressiva	4	10	20 (20)
11	F	47	Meningite	28	10	20 (20)
12	F	43	Meningite	27	8	18 (20)
13	M	58	Traumatismo Crânio Encefálico	2	8	18 (20)
14	M	17	Meningite	1	8	5 (5)
15	F	30	Desconhecida	4	9	18 (20)
16	M	50	Desconhecida	11	11	20 (20)
17	F	44	Desconhecida	9	8	19 (19)

M - masculino; F- feminino; IC – implante coclear.

3.2. *Materiais e procedimentos*

A amostra participou do seguinte protocolo, dividido em três etapas (Figura 6). No primeiro dia da troca do processador de fala, o paciente respondeu o questionário de satisfação SADL (*Satisfaction with Amplification in Daily Life*) relacionado ao processador *Spectra®*, e dirigiu-se à sala de programação para realização da ativação do novo processador *Freedom®*. Após a ativação, o paciente foi à cabine acústica, com ambos os processadores, para realização dos testes de percepção de fala e audiometria em campo livre.

No segundo retorno, após um mês de uso, o paciente foi orientado a responder os questionários SADL e o APHAB (*Abbreviated Profile of Hearing Aid Benefit*), referente ao novo processador *Freedom®*. Ambos os questionários foram reaplicados após um ano de uso, para analisar se a

satisfação com a nova tecnologia poderia sofrer influências em relação ao tempo.

A seguir, a metodologia foi descrita detalhadamente em cada etapa do estudo.

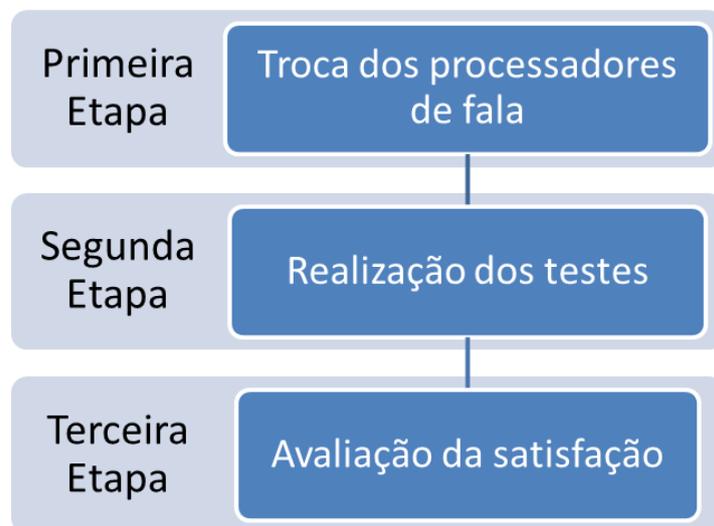


Figura 6 - Resumo das etapas da pesquisa

Etapa 1 : Troca dos processadores de fala

Nesta primeira etapa, o mapa com o processador de fala *Spectra®* foi aperfeiçoado e novos mapas com o processador *Freedom®* foram criados para analisar os novos recursos tecnológicos. Esta etapa foi subdividida em três estágios (Figura 7).

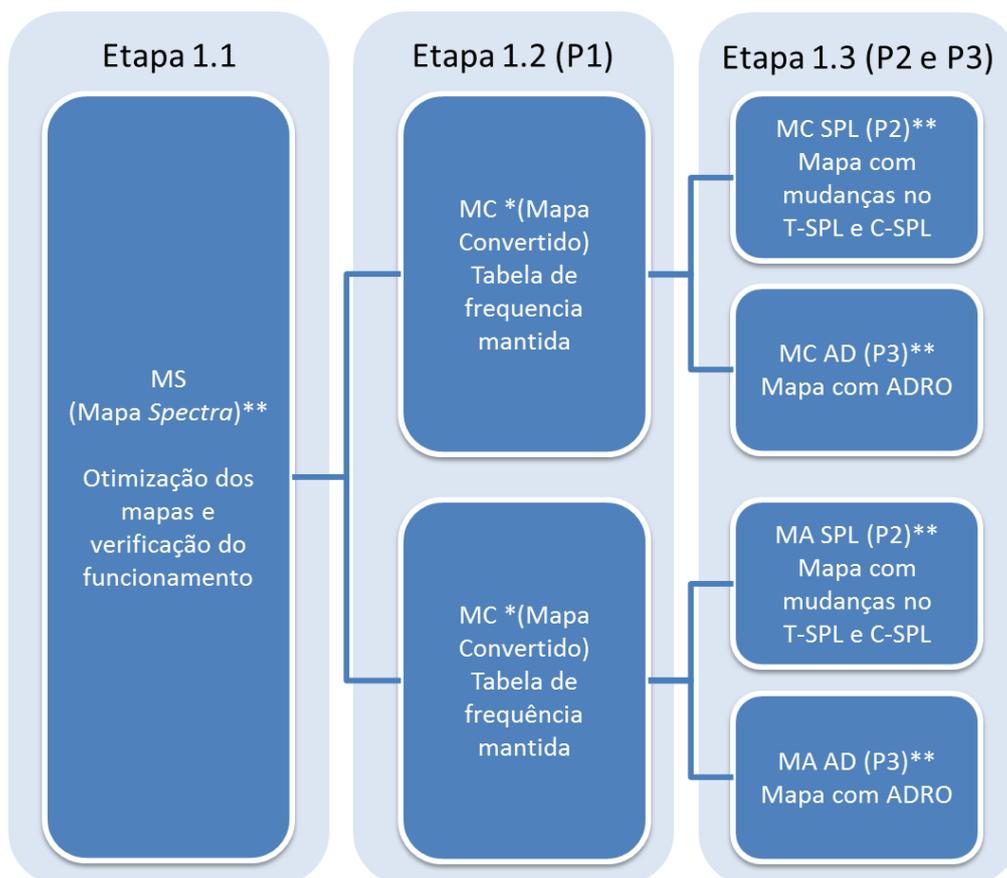


Figura 7 - Resumo da subdivisão da primeira etapa

* Foram realizados: teste de fala a viva voz (vogais e monossílabos) e escala análoga-visual

** Foram realizados: audiometria em campo livre, testes de fala em cabine acústica e escala análoga-visual.

Etapa 1.1: Otimização do mapa atual e verificação do funcionamento do processador *Spectra*®

O último mapa em uso pelo paciente com o processador *Spectra*® foi revisto e aperfeiçoado com o *software Custom Sound 2.0*® segundo a rotina de programação do HC-FMUSP. O nível mínimo de estimulação (nível T) foi estabelecido quando o paciente poderia identificar 100% das apresentações, e o nível máximo de conforto (nível C) em que a corrente elétrica máxima está confortável. Após esta medida, os níveis C foram balanceados. Este mapa foi chamado de Mapa *Spectra* (MS).

Para garantir o desempenho com o antigo processador de fala, antes da realização da audiometria em campo livre e da avaliação da percepção de fala com este mapa, foi verificado o funcionamento do *Spectra*®. Utilizando-se o verificador de sinal e o fone de monitorização, foram realizados testes de integridade dos fios, da transmissão da antena e do microfone. Caso fosse identificada alguma falha, o componente seria substituído antes dos testes.

Etapa 1.2: Troca do processador de fala *Spectra*® pelo processador *Freedom*®

O primeiro recurso tecnológico do *Freedom*® a ser analisado foi o efeito da tabela de alocação de frequências. A programação foi realizada usando duas técnicas:

- Técnica 1: Conversão do mapa programado, que implica a manutenção da tabela de alocação de frequências do *Spectra*®. Os níveis de estimulação foram revisados e aperfeiçoados, mantendo-se todos os demais parâmetros do mapa original (velocidade total de estimulação e modo de estimulação, com T-SPL de 30 dB e C-SPL de 70 dB). O mapa obtido foi denominado Mapa Convertido (**MC**).
- Técnica 2: Atualização do mapa programado, que implica a mudança da tabela de alocação de frequências por aquela sugerida para o processador *Freedom*®. Os níveis de estimulação foram revisados e aperfeiçoados, mantendo-se todos os demais parâmetros do mapa original (velocidade total de estimulação e modo de estimulação, com T-SPL de 30 dB e C-SPL de 70 dB). Este mapa foi denominado Mapa Atualizado (**MA**).

Após a escolha da tabela de frequência, este novo mapa foi alocado no programa P1 do processador *Freedom*®.

Etapa 1.3: Otimização dos mapas MC e MA.

Tanto os pacientes que escolheram o mapa MA quanto os que optaram pelo MC seguiram as mesmas modificações. Dois novos mapas foram criados para identificar o efeito do T-SPL e C-SPL e do pré-processamento do som ADRO®. Estes dois novos mapas foram alocados respectivamente nos programas P2 e P3, segundo o protocolo abaixo:

- Mapa **MC-SPL** ou **MA-SPL**: foram mantidos os parâmetros do mapa original (modo de estimulação e velocidade total de estimulação) com exceção do T-SPL de 25 dB e C-SPL de 65 dB.
- Mapa **MC-AD** ou **MA-AD**: foram mantidos todos os demais parâmetros do mapa original (modo de estimulação, velocidade total de estimulação e T-SPL de 30 dB e C-SPL de 70 dB), acionando-se à opção ADRO®.

Em resumo, foram criados três novos mapas com diferentes recursos tecnológicos os quais foram salvos nos programas P1, P2 e P3 do *Freedom*® (Figura 8).

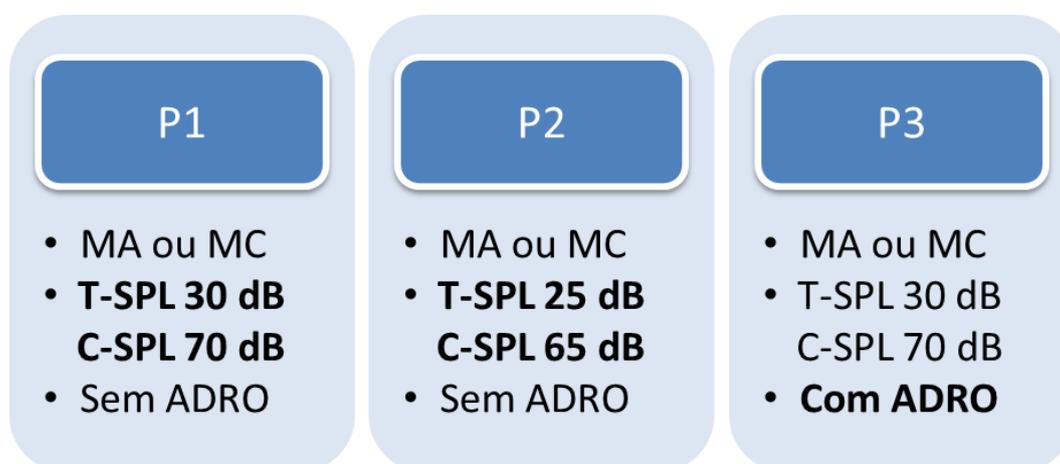


Figura 8 - Características dos programas no *Freedom*®

Etapa 2 : Avaliação dos limiares audiométricos e da percepção de fala

Após a realização dos novos mapas, foram realizados os testes de percepção de fala e as audiometrias em campo livre tanto com o processador

de fala *Spectra*® quanto com o processador de fala *Freedom*®. O audiômetro utilizado foi *Midimate 622* do fabricante *Madsen* calibrado em 16/07/2010.

Todos os testes foram realizados em cabine acústica com material gravado. Apenas, na etapa 1.2 (a qual avaliou a preferência das tabelas de alocação de frequências) os testes de percepção de fala foram realizados a viva voz a 60 dB SPL (medidos com decibelímetro na altura da orelha do paciente), porque o processador estava conectado ao computador.

Nesta etapa 1.2 foram realizados os testes de percepção de vogais⁵¹ e de monossílabos⁵², utilizando-se o bastidor para evitar a pista visual da leitura orofacial (Anexo A). A ordem de apresentação do **MC** e **MA** foi randomizada entre os pacientes, utilizando-se o software disponível em www.randomizer.org⁵³

Após os testes de percepção de fala, foi solicitada ao paciente uma avaliação em escala análoga visual (VAS) (Figura 9). Em uma linha de 100 mm, o paciente deveria marcar um **X**. O início dessa linha representaria nenhum acréscimo de clareza e naturalidade do som e o final, o máximo de clareza e naturalidade do som⁵⁴.

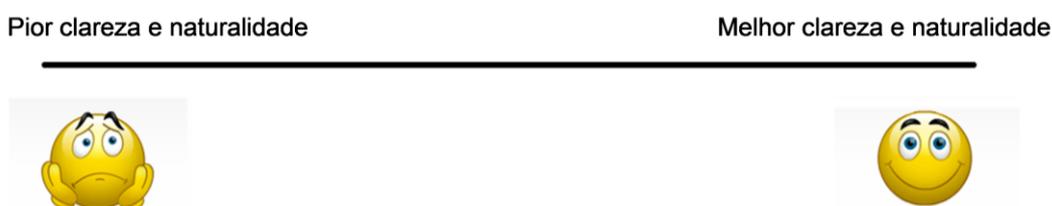


Figura 9 - Escala análoga-visual

Após essa avaliação, o paciente foi interrogado sobre qual a sua preferência entre os dois mapas, definindo-se a tabela de frequência sugerida pelo *Freedom*® como a melhor opção. Caso o paciente não conseguisse definir, com o VAS, o mapa com melhor desempenho nos testes de percepção de fala seria escolhido seguindo a ordem de dificuldade, primeiramente monossílabos e em seguida vogais.

Após a escolha do mapa MA ou MC, foram criados os dois outros mapas para identificar o efeito de T-SPL e C-SPL e o ADRO®. O paciente foi dirigido à cabine acusticamente tratada com ambos os processadores de fala para as provas de percepção de fala e audiometria em campo livre (Anexo B). A ordem de realização dos testes com o mapa do processador *Spectra*® (**MS**) e os novos do processador *Freedom*® (P1, P2 e P3) foi randomizada usando o software disponível em www.randomizer.org⁵³.

O material, gravado em CD, foi apresentado a 60 dB SPL⁵⁵, com os seguintes testes de fala:

- Lista de monossílabos⁵² (Anexo C);
- Frases em apresentação aberta no silêncio⁵⁶ (Anexo D);
- Frases em apresentação aberta⁵⁶ no ruído com relação sinal/ruído 0 dB*.

(* somente foi aplicado quando o desempenho de frases no silêncio foi superior a 50%.)

Após todos os testes de fala em cada programa foi solicitada uma avaliação com a escala análoga visual (Figura 9, Anexo E).

Comparação dos resultados

Para avaliar a contribuição da tecnologia do processador *Freedom*® para usuários de *Nucleus 22*®, os resultados com o processador *Spectra*® foram comparados com o melhor programa do *Freedom*® (P1, P2 ou P3) (Figura 10). A escolha do melhor programa foi definida com as melhores repostas dos testes de percepção de fala seguindo a ordem decrescente de dificuldade dos testes: monossílabos, frases no ruído e frases no silêncio.

As médias dos limiares audiométricos de 500 Hz, 1000 Hz, 2000 Hz e 4000 Hz, segundo BIAP- *Bureau International d'Audio Phonologie*⁵⁷, e por frequência isolada foram comparadas em ambos os processadores. Como também, os testes de fala no silêncio (monossílabos) e no ruído (fala no ruído).

Para identificar o efeito do T-SPL e do C-SPL foram comparados os seguintes resultados realizados com o *Freedom*® nos programas P1 e P2: as médias dos limiares audiométricos de 500 Hz, 1000 Hz, 2000 Hz e 4000 Hz, segundo BIAP⁵⁷, e por frequência isolada, como também a percepção de fala no silêncio (monossílabos) e ruído (fala no ruído).

Para identificar o efeito da estratégia ADRO® de pré-processamento do sinal foram comparados os desempenhos de percepção de fala no silêncio (monossílabos) e no ruído (fala no ruído) com *Freedom*® nos programas P1 e P3.

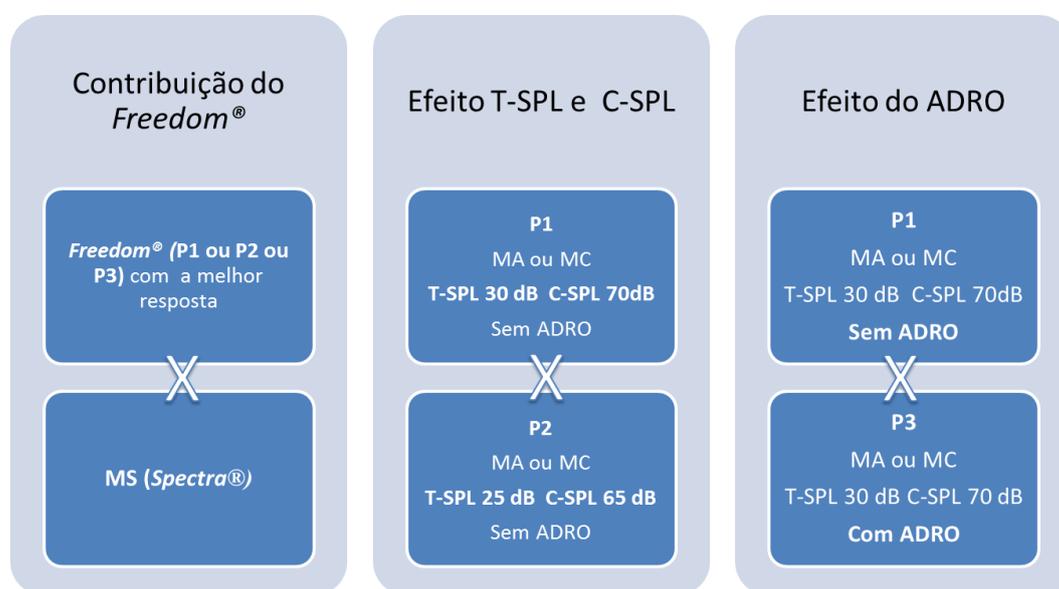


Figura 10 - Resumo da comparação dos programas

Etapa 3 : Avaliação do grau de satisfação

Para avaliar a satisfação dos pacientes com seus dispositivos auditivos foram utilizados dois questionários: SADL (*Satisfaction with Amplification in Daily Life*) (Anexo F) e o APHAB (*Abbreviated Profile of Hearing Aid Benefit*) (Anexo G), ambos foram desenvolvidos na Universidade de *Memphis*, nos Estados Unidos e traduzido para o português brasileiro pelos próprios autores. A versão original e a traduzida para o português estão disponíveis no site, respectivamente, <http://www.memphis.edu/ausp/harl/downloads/SADLfiles/SADL15-brazilianportugese.pdf>⁵⁸ e <http://www.memphis.edu/ausp/harl/>

[downloads/APHABfiles/ PORTUGUESE.pdf](#).⁵⁹.

O SADL^{60,61,62} é um questionário de autoavaliação em que o paciente quantifica a satisfação com seus dispositivos auditivos. Pode ser aplicado para comparar a satisfação no mesmo paciente para duas condições diferentes ou determinar a satisfação comparando-se com a pontuação de um grupo normativo.

O instrumento é composto por quinze perguntas, subdivididas em quatro subescalas: Efeito Positivo; Fatores Negativos; Serviços e Custos; e Imagem Pessoal. A subescala Efeito Positivo engloba questões relacionadas à habilidade comunicativa, localização sonora, qualidade sonora, além de abordar questões psicológicas. A subescala Fatores Negativos investiga o desempenho em ambiente ruidoso; a microfonia; e o uso do telefone. A subescala Serviços e Custos está relacionada ao serviço de reabilitação auditiva e aborda o custo do dispositivo auditivo. A subescala Imagem Pessoal pesquisa a autoimagem do usuário e o estigma do aparelho auditivo.

No presente estudo, apenas a pergunta referente à microfonia do aparelho auditivo foi adaptada, pois esta situação não existe nos usuários de implante coclear, já que o processador de fala não amplifica o som acústico. Assim, a pergunta foi realizada questionando-se se o paciente fica frustrado quando não alcança o volume desejado com o processador de fala.

Na análise do SADL, para cada subescala é calculada uma média, a qual é comparada com o padrão de normalidade dado pela **Tabela 3**.

Tabela 3 - Valores da média, desvio padrão, 20^o e 80^o percentil para os escores global e de cada subescala do SADL

Subescala	Sujeitos (n)	Média	Desvio padrão	20%	80%
Global ⁽¹⁾	44	4.9	1.0	4.2	5.9
Global	53	4.9	0.8	4.3	5.6
Serviços e Custo ⁽¹⁾	101	5.4	1.2	4.5	6.5
Serviços e Custos	142	4.7	1.2	4.0	5.7
Efeito Positivo	257	4.9	1.3	3.8	6.1
Fatores Negativos	256	3.6	1.4	2.3	5.0
Imagem Pessoal	103	5.6	1.1	5.0	6.7

FONTE: Cox e Alexander, 1999

⁽¹⁾O item 14, referente ao custo do aparelho, foi excluído.

Para uma avaliação mais qualitativa do questionário SADL, são definidos como indivíduos insatisfeitos aqueles que se encontram abaixo do valor normativo relativo ao 20^o percentil; muito satisfeitos aqueles que se encontram acima do valor normativo relativo ao 80^o percentil; e satisfeitos, aqueles que se situam entre o 20^o e o 80^o percentil.

O APHAB^{63,64} também é um questionário de autoavaliação, em que os pacientes quantificam os problemas que eles têm com a comunicação em situações do dia a dia e em ambientes com diferentes ruídos.

O questionário é constituído por 24 itens divididos em quatro subescalas de avaliação da comunicação: Facilidade de Comunicação (FC), que avalia em situações com ambientes favoráveis, sem sons competitivos; Ruído Ambiental (RA), que avalia a capacidade de perceber a fala na presença de ruído; Reverberação (RV), que se refere à qualidade da escuta em ambientes amplos; e Aversão aos Sons (AS), que avalia, além do desconforto aos sons, as reações dos usuários aos sons ambientais.

A aplicação mais comum do APHAB é respondida em duas diferentes situações: “sem o dispositivo auditivo” e “com o dispositivo auditivo”, para avaliar o benefício da adaptação. Além disso, o APHAB também pode ser aplicado para comparar a programação de dois diferentes dispositivos auditivos. Com este propósito, o presente estudo analisou cada subescala em duas situações: com o processador de fala “Spectra®” e o processador de fala

“Freedom®”. Assim, foi possível avaliar o benefício proporcionado pelo processador Freedom® computando-se a diferença entre estas duas situações.

Para a análise individual das subescalas, é necessário que ocorra uma diferença mínima de até 22 pontos de FC ou RA ou RV, ou 31 pontos em AV, para se ter certeza da real contribuição do dispositivo auditivo. Para uma avaliação mais global é necessário que em cada subescala (FC, RA e RV) a diferença seja de pelo menos 10 pontos para representar uma melhora do desempenho do indivíduo, para a probabilidade de ocorrência de 4%, ou uma diferença de 5 pontos para a probabilidade de 10%⁶⁵.

3.3. Análise estatística

Este estudo foi definido como exploratório e não foi definido o evento *endpoint* primário. Assim, nenhum cálculo do tamanho da amostra foi realizado.

Para os limiares audiométricos, porcentagem de acertos nos testes de percepção de fala e os resultados dos questionários SADL e APHAB foram apresentados tanto a média e o desvio padrão (DP), como também a mediana e o intervalo percentil de 25% e 75% (P25% e P75%, respectivamente).

Considerando o pequeno tamanho da amostra, a natureza ordinal e distribuições assimétricas de algumas variáveis, o teste não paramétrico de *Wilcoxon* para dados pareados foi utilizado visando-se comparar grupos. A análise de sensibilidade paramétrica utilizando o teste *t* foi realizada em todas as comparações e não alterou os resultados. Foram consideradas diferenças estatísticas quando os valores *p* foram menores que 0,05.

As análises estatísticas foram realizadas com o software STATA (versão 11.1)

4. RESULTADOS

A **Tabela 4** mostra os programas com os melhores resultados com o processador *Freedom*® que foram comparados com o processador *Spectra*® para cada paciente. Observa-se uma tendência (41% dos pacientes) para o programa com o T-SPL de 25 dB e C-SPL de 65 dB.

Tabela 4 - Escolha do programa com as melhores respostas do processador *Freedom*®

Paciente	Programa com melhores resultados (P1, P2 e P3)
1	P3 (ADRO)
2	P2 (T -SPL 25 dB / C-SPL 65 dB)
3	P1 (T -SPL 30 dB / C-SPL 70 dB)
4	P1 (T -SPL 30 dB / C-SPL 70 dB)
5	P2 (T -SPL 25 dB / C-SPL 65 dB)
6	P2 (T -SPL 25 dB / C-SPL 65 dB)
7	P1 (T -SPL 30 dB / C-SPL 70 dB)
8	P3 (ADRO)
9	P2 (T -SPL 25 dB / C-SPL 65 dB)
10	P3 (ADRO)
11	P2 (T -SPL 25 dB / C-SPL 65 dB)
12	P3 (ADRO)
13	P1 (T -SPL 30 dB / C-SPL 70 dB)
14	P1 (T -SPL 30 dB / C-SPL 70 dB)
15	P2 (T -SPL 25 dB / C-SPL 65 dB)
16	P1 (T -SPL 30 dB / C-SPL 70 dB)
17	P2 (T -SPL 25 dB / C-SPL 65 dB)

Quando analisada a contribuição do *Freedom*® para pacientes com *Nucleus 22*®, observa-se diferença estatística em todos os testes de percepção de fala e em todos os limiares audiométricos tanto individualmente quanto na média. Com exceção em 8000 Hz, frequência na qual houve uma piora deste limiar com o *Freedom*® (**Tabelas 5 e 6**).

Tabela 5 - Resultados de percepção de fala com ambos os processadores de fala

TESTE DE FALA	SPECTRA® (MS)			MELHOR FREEDOM® (P1 ou P2 ou P3)			p (Wilcoxon)
	Mediana (P25%/ P75%)	Média (DP)	n	Mediana (P25%/ P75%)	Média (DP)	n	
Monossílabos	16 (4, 32)	20.9 (18.2)	17	36 (20, 56)	34.8 (19.9)	17	0.0011*
Frases no Ruído	0 (0, 60)	26.5 (32.8)	17	40 (10, 80)	46.5 (36.7)	17	0.0021*
Frases no Silêncio	20 (0, 30)	20.0 (18.7)	9	60 (60, 70)	56.7 (26.0)	9	0.0174*

DP- desvio padrão; n - número de pacientes; P25% - percentil 25%; P75% - percentil 75%; (*) – resultado com diferença estatística - $p < 0,05$ (Teste de Wilcoxon)

Tabela 6 - Resultados dos limiares audiométricos com ambos os processadores de fala

FREQUÊNCIA	SPECTRA® (MS)			MELHOR FREEDOM® (P1 ou P2 ou P3)			p (Wilcoxon)
	Mediana (P25%/ P75%)	Média (DP)	n	Mediana (P25%/ P75%)	Média (DP)	n	
250 Hz	50 (45, 55)	49.4 (13.3)	17	35 (30, 40)	35.0 (9.8)	17	0.0004*
500 Hz	55 (45, 55)	52.1 (7.5)	17	40 (35, 40)	37.6 (5.6)	17	0.0004*
1000 Hz	45 (45, 50)	47.4 (6.6)	17	30 (25, 35)	29.7 (6.2)	17	0.0002*
1500 Hz	45 (40, 50)	46.5 (8.4)	17	30 (25, 35)	30.0 (8.8)	17	0.0003*
2000 Hz	50 (40, 55)	47.6 (8.9)	17	30 (25, 35)	31.2 (8.2)	17	0.0003*
3000 Hz	50 (45, 55)	49.1 (8.9)	17	35 (25, 40)	33.5 (9.3)	17	0.0005*
4000 Hz	55 (45, 55)	53.5 (9.5)	17	45 (30, 45)	38.5 (9.1)	17	0.0004*
6000 Hz	55 (45, 65)	58.2 (12.9)	17	40 (30, 50)	41.2 (16.3)	17	0.0007*
8000 Hz	60 (50, 75)	63.5 (15.2)	17	80 (70, 90)	74.7 (16.4)	17	0.0084*
BIAP	48.7 (45, 53.7)	50.1 (6.3)	17	35 (28.7, 38.7)	34.3 (5.9)	17	0.0003*

BIAP, 1996 - média dos limiares de 500 Hz, 1000 Hz, 2000 Hz e 4000 Hz; DP - desvio padrão; n - ; P25% - percentil 25%; P75% - percentil 75%; (*) – resultado com diferença estatística - $p < 0,05$ (Teste de Wilcoxon)

Em relação à escolha da tabela de frequência, a maioria 64,7% (n=11) dos pacientes manteve a mesma tabela sugerida para o processador *Spectra®* (**Tabela 7**). Além disso, houve uma correlação importante de 82,3% (n=14) dos pacientes entre o desempenho de fala e a preferência na escolha das tabelas de frequência (**Tabela 8**).

Tabela 7 - Escolha dos mapas, convertido ou atualizado, e a tabela de frequência de cada paciente

Paciente	Mapa escolhido	Mapa melhor vas	Mapa melhor resultado de fala	Tabela frequência <i>Spectra®</i> (Hz)	Tabela frequência <i>Freedom®</i> (Hz)
1	MA	MA	MA	150-6730	188-7938
2	MA	MA	MC	133-7008	188-7938
3	MC	MC	MC	133-7008	133-7008
4	MC	MC	MC	150-5744	150-5744
5	MC	MC	MC	120-8658	120-7938
6	MA	IGUAL	MC	150-10823	188-7938
7	MC	MC	MC	120-8658	120-7938
8	MA	IGUAL	MA	133-7008	188-7938
9	MC	MC	IGUAL	120-8658	120-7938
10	MC	IGUAL	MC	120-8658	120-7938
11	MA	MA	IGUAL	120-8658	188-7938
12	MC	MC	MC	120-8658	120-7938
13	MC	IGUAL	MC	120-8658	120-7938
14	MC	MC	MC	600-4600	600-4600
15	MC	MC	IGUAL	120-8658	120-7938
16	MA	MA	MC	120-8658	188-7938
17	MC	MC	MC	120-8658	120-7390

Freq. – frequência; Hz – hertz; MA – mapa atualizado; MC – mapa convertido; VAS - escala análoga visual

Tabela 8 - Testes de percepção de fala com os MA e MC

TESTE DE FALA	MAPA ATUALIZADO (MA)			MAPA CONVERTIDO (MC)			p (<i>Wilcoxon</i>)
	Mediana (P25%/ P75%)	Média (DP)	n	Mediana (P25%/ P75%)	Média (DP)	n	
Monossílabos	44 (32, 60)	43.7 (18.5)	1 6	56 (46, 62)	55 (19.6)	16	0.0129*
Vogais	100 (86, 100)	90.0 (18.8)	1 7	100 (100, 100)	96.7 (8.4)	17	0.0541

DP - desvio padrão; n - número de pacientes; P25% - percentil 25%; P75% - percentil 75%; (*) – resultado com diferença estatística - $p < 0,05$ (Teste de *Wilcoxon*)

O efeito do T-SPL e C-SPL mostra que os resultados foram significantes apenas nos limiares audiométricos em 500 Hz, 1000 Hz, 1500 Hz e 2000 Hz individualmente, e como consequência refletindo na média (**Tabelas 9 e 10**).

Tabela 9 - Testes de percepção de fala com ambos T-SPL e C-SPL

TESTE DE FALA	FREEDOM® (P1) T-SPL 30/C-SPL 70 dB			FREEDOM® (P2) T-SPL 25/ C-SPL 65 dB			p (<i>Wilcoxon</i>)
	Mediana (P25%/ P75%)	Média (DP)	n	Mediana (P25%/ P75%)	Média (DP)	n	
Monossílabos	32 (20, 52)	32.5 (21.1)	17	32 (24, 48)	33.6 (18.3)	17	0.3356
Frases no Ruído	20 (10, 60)	34.7 (31.6)	17	30 (10, 60)	37.6 (33.8)	17	0.5036
Frases no Silêncio	60 (40, 70)	52.2 (33.8)	9	70 (60, 80)	63.3 (26.9)	9	0.0919

DP - desvio padrão; n - número de pacientes; P25% - percentil 25%; P75% - percentil 75%

Tabela 10 - Limiares audiométricos com ambos T-SPL e C-SPL

FREQUÊNCIA	FREEDOM® (P1)			FREEDOM® (P2)			p (<i>Wilcoxon</i>)
	T-SPL 30/C-SPL 70 dB			T-SPL 25/C-SPL 65 dB			
	Mediana (P25%/ P75%)	Média (DP)	n	Mediana (P25%/ P75%)	Média (DP)	n	
250 Hz	35 (30, 40)	35.0 (10.0)	17	30 (25, 35)	32.4 (11.5)	17	0.1274
500 Hz	40 (40, 40)	38.5 (5.5)	17	35 (30, 35)	32.9 (5.3)	17	0.0061*
1000 Hz	35 (25, 35)	31.8 (6.4)	17	25 (25, 30)	27.6 (7.7)	17	0.0174*
1500 Hz	35 (25, 35)	32.1 (9.0)	17	30 (20, 35)	29.4 (11.6)	17	0.0307*
2000 Hz	30 (25, 35)	32.3 (8.3)	17	25 (20, 35)	29.1 (9.4)	17	0.0473*
3000 Hz	35 (25, 40)	33.5 (9.0)	17	35 (25, 35)	31.8 (10.1)	17	0.3209
4000 Hz	40 (30, 45)	39.7 (9.1)	17	40 (25, 45)	37.1 (10.0)	17	0.1935
6000 Hz	40 (30, 50)	44.1 (16.2)	17	40 (30, 45)	42.9 (21.5)	17	0.2921
8000 Hz	80 (70, 90)	76.2 (16.5)	17	80 (70, 90)	75.9 (16.8)	17	0.8439
BIAP	36.25 (30, 38.75)	35.6 (6.2)	17	31.2 (27.5, 36.2)	31.7 (6.8)	17	0.021*

BIAP, 1996 - média dos limiares de 500 Hz, 1000 Hz, 2000 Hz e 4000 Hz; DP - desvio padrão; n - número de pacientes; P25% - percentil 25%; P75% - percentil 75%; (*) – resultado com diferença estatística - $p < 0,05$ (Teste de *Wilcoxon*)

Não foram encontradas diferenças estatísticas com os programas sem e com ADRO® para os testes de fala utilizados (**Tabela 11**).

Tabela 11 - Testes de percepção de fala com e sem ADRO®

TESTE DE FALA	FREEDOM® (P1) sem ADRO®			FREEDOM® (P3) com ADRO®			p (Wilcoxon)
	Média (DP)	Mediana (P25%/ P75%)	n	Média (DP)	Mediana (P25%/ P75%)	n	
Monossílabos	32.5 (21.1)	32 (20, 52)	17	32.5 (17.9)	32 (24, 44)	17	0.7746
Frases Ruído	34.7 (31.6)	20 (10, 60)	17	44.1 (31.2)	50 (30, 70)	17	0.1572
Frases Silêncio	52.2 (33.8)	60 (40, 70)	9	61.1 (28.5)	70 (60, 80)	9	0.1475

ADRO® - *Adaptive Dynamic Range Optimization*; DP - desvio padrão; n - número de pacientes; P25% - porcentagem 25%; P75% - porcentagem 75%; resultado com diferença estatística - $p < 0,05$ (Teste de Wilcoxon)

O questionário SADL após um mês de uso mostrou diferença significativa apenas para subescala negativa (**Tabela 12**). O mesmo resultado observa-se comparando após um ano de uso, porém com melhora no aspecto global (**Tabela 13**). Na avaliação qualitativa do questionário, observa-se que apenas cinco pacientes (29,4%) melhoraram a classificação de satisfeito para muito satisfeito, ou de insatisfeito para satisfeito. (**Tabela 14**).

A análise após um ano de uso não mostrou mudanças significativas; dos cinco pacientes, apenas 2 chegaram ao muito satisfeito e 1 paciente que estava satisfeito com o *Spectra*® mostrou-se insatisfeito no primeiro mês do *Freedom*®, mas após um ano ficou satisfeito.

Tabela 12 - Questionário SADL para avaliar a satisfação dos pacientes com o processador *Freedom*® após 1 mês de uso

SADL	SPECTRA®			FREEDOM® 1 mês de uso			p (Wilcoxon)
	Média (DP)	Mediana (P25%/ P75%)	n	Média (DP)	Mediana (P25%/ P75%)	n	
Positiva	5.9 (0.7)	6 (5.6, 6.5)	17	6.2 (1.0)	6.1 (5.6, 6.5)	17	0.3854
Negativa	3.8 (1.7)	4 (2, 5)	17	4.8 (1.0)	5 (4.3, 5.3)	17	0.0168*
Imagem	4.7 (1.4)	4.6 (4.3, 6)	17	5.5 (1.1)	6 (4.6, 6.3)	17	0.0794
Serviço	5.5 (0.8)	5.6 (5, 6)	17	5.0 (1.0)	5 (4.6, 5.6)	17	0.0729
Global	5.3 (0.6)	5.1 (4.7, 5.6)	17	5.4 (0.7)	5.4 (4.9, 6)	17	0.0513

DP - desvio padrão; n - número de pacientes; P25% - porcentagem 25%; P75% - porcentagem 75%; (*) – resultado com diferença estatística - $p < 0,05$ (Teste de Wilcoxon)

Tabela 13 - Questionário SADL para avaliar a satisfação dos pacientes com o processador *Freedom*® após 1 ano de uso

SADL	SPECTRA® 1 mês de uso			FREEDOM® 1 ano de uso			p (Wilcoxon)
	Mediana (P25%, P75%)	Média (DP)	n	Mediana (P25%, P75%)	Média (DP)	n	
Positivo	6 (5.6, 6.5)	5.9 (0.7)	17	6.3 (6.1, 6.6)	6.2 (0.5)	17	0.1757
Negativo	4 (2, 5)	3.8 (1.7)	17	4.6 (3.6, 5.3)	4.5 (1.3)	17	0.0339*
Imagem	4.6 (4.3, 6)	4.8 (1.4)	17	5.3 (5, 6.6)	5.8 (1.3)	17	0.0646
Serviço	5.6 (5, 6)	5.5 (0.8)	17	5.3 (5, 6)	5.3 (1.0)	17	0.6867
Global	5.1 (4.7, 5.6)	5.2 (0.6)	17	5.6 (5.2, 6)	5.6 (0.6)	17	0.0036*

DP - desvio padrão; n - número de pacientes; P25% - porcentagem 25%; P75% - porcentagem 75%; (*) – resultado com diferença estatística - $p < 0,05$ (Teste de Wilcoxon)

Tabela 14 - Classificação qualitativa do questionário SADL

Pacientes	SPECTRA®	FREEDOM® 1 mês de uso	FREEDOM® 1 ano de uso
1	satisfeito	satisfeito	satisfeito
2	satisfeito	muito satisfeito	muito satisfeito
3	satisfeito	satisfeito	satisfeito
4	satisfeito	muito satisfeito	muito satisfeito
5	satisfeito	satisfeito	muito satisfeito
6	satisfeito	muito satisfeito	satisfeito
7	muito satisfeito	muito satisfeito	muito satisfeito
8	muito satisfeito	satisfeito	muito satisfeito
9	muito satisfeito	muito satisfeito	muito satisfeito
10	muito satisfeito	muito satisfeito	muito satisfeito
11	satisfeito	insatisfeito	satisfeito
12	insatisfeito	satisfeito	satisfeito
13	satisfeito	satisfeito	muito satisfeito
14	satisfeito	satisfeito	satisfeito
15	satisfeito	satisfeito	satisfeito
16	satisfeito	satisfeito	satisfeito
17	satisfeito	satisfeito	satisfeito

Para análise do APHAB foi utilizada apenas a mediana, devido à distribuição não normal dos valores. Tanto na avaliação individual das subescalas como na global, observa-se que mesmo após um ano de uso não houve uma contribuição das habilidades auditivas estudadas com o novo processador (**Tabela 15**).

Tabela 15 - Resultados em cada subescala do questionário APHAB

APHAB	FREEDOM® 1 mês de uso			FREEDOM® 1 ano de uso			p (Wilcoxon)
	Mediana (P25%, P75%)	Média (DP)	n	Mediana (P25%, P75%)	Média (DP)	n	
FC	13 (0,34)	15.9 (18.9)	17	4 (0, 43.5)	22.9 (27.8)	17	0.2756
RA	8.3 (-0.2, 28)	12.5 (19.3)	17	12.5 (2, 35.6)	20.2 (23.4)	17	0.3318
RV	4.2 (0,29.6)	12.6 (20.2)	17	8.1 (2, 18.5)	10.9 (14.2)	17	0.9246
AS	4 (0, 32.8)	17.1 (24.8)	17	4 (0, 45.5)	22.5 (31.2)	17	0.1114

DP - desvio padrão; n - número de pacientes; P25% - porcentagem 25%; P75% - porcentagem 75%; FC – facilidade de comunicação; RA – ruído ambiental; RV - reverberação; AS-aversão aos sons.

5. DISCUSSÃO

As primeiras estimulações elétricas no sistema auditivo em humanos aconteceram na década de 1950, porém apenas na década de 1980 as pesquisas floresceram e alcançaram um grande progresso. O implante coclear multicanal foi desenvolvido em conjunto com a Universidade de Melbourne, na Austrália, e aprovado para uso clínico em 1982³. Ao longo dos anos, o implante coclear evoluiu, embora os componentes básicos do sistema ainda sejam um receptor-estimulador implantado, um feixe de eletrodos, um processador de fala externo, um microfone, um sistema de controle e uma fonte de energia. O desenvolvimento por parte dos fabricantes tem sido impulsionado por necessidades específicas dos pacientes, como também, pelo desejo de alcançar a superioridade tecnológica. Porém, a avaliação do benefício dos novos recursos é de responsabilidade de clínicos, pois tanto os clínicos como a indústria precisam garantir que a nova tecnologia seja apropriada, segura e acessível⁴⁴.

A evolução dos receptores-estimuladores multicanais e dos processadores de fala foi acompanhada por estudos científicos, os quais mostraram melhora nos resultados auditivos e/ou na percepção de fala de usuários de implante coclear^{4,33,42}. Concomitantemente, vários estudos analisaram como a seleção adicional de informações do espectro da fala poderia conduzir a uma melhor percepção de fala, desenvolvendo novas estratégias de processamento do som. Após a primeira estratégia de processamento, vários estudos foram realizados com o propósito de validar e comparar essas novas estratégias^{5,12,13,21,29,31,34,35,37,38,39;43,45}.

Além disso, as melhorias na tecnologia do microfone e no pré-processamento do som também foram estudadas em situações de difícil escuta^{9,15,16,20,22,27}.

O avanço da tecnologia possibilitou também a expansão dos critérios de indicação do candidato ao implante coclear, como a inclusão de pacientes com perda auditiva neurossensorial severa a profunda³⁰, ou crianças após o desenvolvimento de receptores-estimuladores menores³².

O presente estudo analisou o avanço da tecnologia com a troca do processador de fala *Spectra*® para *Freedom*® nos usuários do *Nucleus 22*®,

como também alguns recursos tecnológicos disponíveis no novo processador de fala. A literatura científica tem demonstrado que existem vantagens quando ocorre a troca do processador de fala por dispositivos mais modernos^{6,7,14,17,18,23,24,25,26,28,36}, porém não comentam quais as especificidades utilizadas na programação.

Os resultados sugerem que a troca dos processadores de fala contribuiu para a melhora da percepção de fala e dos limiares auditivos dos usuários do *Nucleus 22®*, mesmo mantendo-se os mesmos parâmetros de programação, como o modo de estimulação, a velocidade total e o número de eletrodos ativos. Quando analisado o mapa de melhor desempenho com o novo processador, observa-se que 35,5% dos pacientes apresentaram melhores respostas com o mapa sem mudanças no T-SPL e C-SPL e sem ADRO®, sugerindo que apenas as novas características do processador de fala, como o microfone e o processamento do sinal foram suficientes para a melhora da percepção de fala.

Por outro lado, a melhora da percepção de fala em todos os testes, pode ter relação com a melhora dos limiares audiométricos, uma vez que foi encontrada uma tendência (41% dos pacientes) para escolha do mapa com mudanças no T-SPL e C-SPL.

Skinner⁴⁰ e Davidson et al.²⁵ reforçam que a programação dos parâmetros no processador de fala deve ser otimizada individualmente, para contribuir no sucesso dos resultados de fala e da audibilidade nos pacientes implantados. Quando é realizada a conversão dos mapas para diferentes processadores, alguns recursos estão disponíveis dependendo do modelo do receptor-estimulador e do processador de fala externo.

No caso de usuários de *Nucleus 22®*, um dos recursos disponíveis é a alocação da tabela de frequência. Para esses pacientes há a opção de até quinze diferentes tabelas de frequências, porém apenas as tabelas de 1 a 9 seriam adequadas para pacientes com 20 eletrodos ativados¹⁶. No estudo de Friesen et al.¹⁶ realizado com dez adultos com surdez pós-lingual e pelo menos seis meses de experiência com *Nucleus 22®*, a percepção de fala foi testada em 15 diferentes situações, com mapas que diferem pelo número de eletrodos

ativados e pelas tabelas de frequências. Os resultados mostraram melhor desempenho no reconhecimento de vogais para o mapa com sete e vinte eletrodos ativados e as tabelas 7 e 9, e o mais interessante é que os pacientes atingiram o melhor resultado com a tabela de frequência com a qual estavam familiarizados.

O estudo de Jethanamest et al.¹⁰ também analisou as diferentes tabelas de frequências para usuários de implante coclear, com a suspeita de que o uso das tabelas de frequências padrões sugeridas pelas empresas de implantes cocleares pode ser um erro. As diferenças na inserção e na posição dos eletrodos entre os pacientes fazem com que o mesmo número de eletrodos possa estimular elementos neurais, que podem ser diferentes das frequências inicialmente estabelecidas. Com o pressuposto de que a plasticidade neural do cérebro faz com que o paciente se adapte a frequências incompatíveis, alguns pacientes podem ter bons resultados com a tabela sugerida, porém outros podem não estar totalmente adaptados e isso pode prejudicar o desempenho da percepção de fala.

No presente estudo, a escolha entre manter a tabela de frequência com características daquela em uso pelo *Spectra*® ou usar a tabela padrão atualizada para o *Freedom*® foi analisada, tanto pela preferência, pois eram pacientes experientes com mais de oito anos de uso do implante coclear, ou em caso de indecisão, pelo melhor desempenho de fala. Os resultados confirmam os estudos de Friesen et al.¹⁶ e Jethanamest et al.¹⁰, pois a maioria, 64,7%(n=11), dos optou pela manutenção da tabela de frequência do processador *Spectra*®, mostrando que os pacientes estavam quase ou totalmente adaptados.

Além disso, houve uma correlação importante de 82,3% (n=14) dos pacientes entre o desempenho de fala e a preferência na escolha das tabelas de frequência, mostrando que essas mudanças podem realmente melhorar ou piorar a percepção de fala. Desses pacientes, onze escolheram a tabela de frequência com o melhor desempenho nos testes de monossílabos, e apenas três pacientes apresentaram os mesmos resultados com as duas tabelas.

O outro recurso analisado foi o efeito do T-SPL e C-SPL nos limiares auditivos com o novo processador de fala. Os resultados mostraram diferença estatística apenas para os principais limiares audiométricos da fala. Uma possível explicação seria o grau de dificuldade dos testes de percepção de fala.

O último recurso avaliado neste estudo o qual pode ser acrescentado na conversão do processador de fala *Freedom*® foi a estratégia de pré-processamento do som ADRO®. A literatura mostra benefícios e uma preferência para o uso dessa estratégia nos testes de frases no ruído, uma vez que o ADRO® tem o objetivo de melhorar a discriminação da fala nessa situação^{9,22}. No entanto, nesse estudo não houve diferenças estatísticas quando comparados os resultados dos programas com e sem ADRO®.

Apesar da preferência com o ADRO® não ter sido analisada neste estudo, somente 23,5% (n=4) dos pacientes apresentaram o melhor desempenho com esta estratégia. Esses resultados sugerem que os testes realizados não foram sensíveis suficientes para detectar uma melhora ou que o tamanho da amostra não foi suficiente para observar uma diferença estatística. O estudo de Davidson et al.²⁵ com 112 adolescentes mostrou que novos processadores de fala podem melhorar os limiares audiométricos sem compromisso com a melhora de escuta no ruído.

Considerando que no presente estudo os testes foram realizados a 60 dB SPL e uma relação sinal ruído de 0 dB, talvez por meio de testes mais sensíveis realizados com maior dificuldade, como sugerem Firszt et al.⁴¹ com 50 dB ou uma relação de ruído/ fala menor, os resultados poderiam ser significantes.

Outra característica importante com o desenvolvimento de novas tecnologias é o consumo da bateria. As inovações nas novas estratégias de codificação, no pré-processamento do som, no tamanho das baterias e nos níveis de estimulação, podem aumentar consideravelmente esse consumo. Uma das estratégias para tentar aumentar o tempo de uso da bateria é a mudança no modo de estimulação, o qual se refere ao fluxo de corrente que será estimulado. Essa corrente flui do eletrodo ativo para o eletrodo terra, ou seja, em um canal e não em um eletrodo, e quanto mais amplo o espaçamento

entre estes eletrodos, menor a corrente necessária. Assim, um dos objetivos do modo de estimulação é atingir o mínimo de corrente necessária para reduzir o consumo da bateria.

Este parâmetro pode ser escolhido dependendo do modelo do receptor-estimulador, no caso do *Nucleus 22®* está disponível o modo de estimulação bipolar (BP), quando a diferença de potencial é criada entre dois eletrodos adjacentes para permitir que a corrente flua entre eles; e o modo de estimulação *common ground* (CG) que faz uso de um eletrodo ativo e todos os outros são indiferentes³.

Na conversão do *Freedom®* para usuários de *Nucleus 22®*, no caso de alto consumo da bateria, um das recomendações da empresa é a utilização do modo de estimulação BP+3 (um eletrodo ativo e após 3 eletrodos, o indiferente). Esse consumo pode ser calculado pelo *software Custom Sound 2.0.*, após a programação do processador de fala. Para a amostra deste estudo a média de consumo para as baterias recarregáveis foi de 8,6 horas e 24,1 horas para as baterias descartáveis. Apenas dois pacientes apresentaram estimativas de tempo menor que seis horas.

Como a mudança no modo de estimulação pode alterar a qualidade sonora da fala, para os dois pacientes descritos acima, o problema foi solucionado melhorando o contato da antena com o receptor-estimulador com a troca da força do ímã da antena, diminuindo a energia necessária para enviar o sinal. Assim, todos pacientes puderam manter seus modos de estimulação, no caso, BP+1 e CG.

Dessa forma, o audiologista deve estar atento a essa estimativa para encontrar a melhor solução mantendo a qualidade sonora, como também orientando o paciente quanto ao aumento do consumo das baterias devido a troca do processador.

Diante desses resultados, mesmo com o pequeno tamanho da amostra, esse estudo mostra que os recursos tecnológicos de novos processadores de fala podem ser utilizados a favor da melhoria do desempenho de fala. A maioria dos pacientes do HC-FMUSP implantados com essa tecnologia pôde adequar tecnologicamente os seus processadores por meio da ação pública. No

entanto, os audiologistas devem estar atentos a essas mudanças, pois ao invés da melhora pode-se prejudicar tanto a qualidade sonora como a percepção de fala de alguns pacientes.

Os benefícios do implante coclear podem ser facilmente medidos por meio de testes objetivos, garantindo não apenas o limiar auditivo, como também a discriminação de fala em contexto aberto e em ambientes ruidosos, o uso do telefone e a percepção de música. Com tantas mudanças positivas na restauração da audição, tornou-se um desafio avaliar a qualidade de vida e a satisfação dos usuários com seus dispositivos, pois tentar mensurar a contribuição do implante coclear, por meio de questionários, pode não ser uma tarefa fácil.

Quando se avalia a contribuição antes e depois da realização da cirurgia, torna-se mais fácil observar a satisfação desses pacientes^{46,48,50}, pois há uma grande mudança de um indivíduo com uma perda auditiva severa a profunda, para um indivíduo que consegue detectar e /ou discriminar todos os sons ambientais e de fala com o novo dispositivo.

Diversos questionários são utilizados para avaliar a contribuição da prótese auditiva convencional em diferentes ambientes ou na qualidade de vida. A literatura mostra que alguns desses questionários podem ser aplicados em usuários de implante coclear⁴⁹ ou são utilizados para comparar diferentes programações no processador de fala⁴⁷. Porém, as limitações são pontuadas, como no estudo de Ou et al.⁴⁹ que valida o uso do questionário SADL para pacientes implantados, mas comentam que alguns aspectos de satisfação relacionados com a cirurgia e a implantação de dispositivos, devem ser incluídos no SADL para esses usuários.

Nesse estudo, o SADL mostrou diferença significativa apenas na subescala de fatores negativos, que avalia a satisfação do paciente em ambiente ruidoso e uso do telefone com o novo dispositivo. O mesmo resultado observa-se comparando após um ano de uso, porém com melhora no aspecto global.

Na avaliação qualitativa do SADL, observa-se que mesmo após um ano não houve grandes mudanças. Esses resultados mostram que a maioria dos

pacientes já tinha adquirido melhora com o *Spectra*® em vários aspectos analisados como, por exemplo, nas habilidades comunicativas e na qualidade sonora, como também na auto-imagem com dispositivo do implante coclear.

Analisando o questionário APHAB, observa-se que mesmo após um ano de uso não houve uma contribuição das habilidades auditivas estudadas com o novo processador, apesar da grande variabilidade nos resultados. Beynon et al.⁴⁷ utilizaram o APHAB para analisar duas diferentes estratégias de codificação de fala, e comentaram a importância de questionários que abordem diferentes domínios, e utilizem testes de percepção de fala em combinação, para analisar melhor a preferência subjetiva dos pacientes.

Assim, talvez o APHAB não seja um questionário sensível suficiente para mostrar as mudanças na troca dos processadores de fala em diferentes ambientes, já o questionário SADL mostrou alguma satisfação, maior para alguns pacientes, apesar da maioria já estar satisfeita com o uso do *Spectra*®. O desenvolvimento de questionários mais sensíveis para observar a melhora em habilidades auditivas mais específicas e do dia-a-dia deve ser considerado. Com o avanço da tecnologia, a troca de processadores de fala se tornará cada vez mais comum e acessível aos usuários de implante coclear e a possibilidade de mensurar a satisfação ou as contribuições nas habilidades auditivas juntamente com os testes objetivos poderá reforçar a importância das atualizações desses processadores.

Portanto, o estudo mostra a importância e o cuidado dos fabricantes de implantes cocleares em desenvolverem novos processadores compatíveis com os receptores-estimuladores de gerações anteriores. Com isso, esses pacientes podem usufruir de uma nova tecnologia e conseqüentemente melhorarem seu desempenho, e permitir aos audiologistas flexibilidade na programação desses novos processadores, de tal modo que se mantêm as características e as preferências do antigo programa em uso pelo paciente.

6. CONCLUSÃO

A tecnologia contribuiu no desempenho de percepção de fala e nos limiares audiométricos dos pacientes usuários de *Nucleus22®*. A maioria manteve a tabela de frequência original. As mudanças nos parâmetros de T-SPL e C-SPL mostraram uma melhora dos limiares audiométricos nas frequências principais da fala. Não foram observadas diferenças com ou sem a estratégia de pré-processamento do som ADRO®. As diferenças significantes foram sutis nos questionários de satisfação, demonstrando que os pacientes já estavam adaptados e satisfeitos com o implante coclear.

7. ANEXOS

ANEXO A – Protocolo da avaliação da percepção de fala a viva voz (vogais e monossílabos)

Nome: _____ data: _____

Avaliação a viva voz para escolha do mapa CONVERTIDO ou ATUALIZADO

MAPA CONVERTIDO			
PASPAS			
PESPES			
PISPIS			
POSPOS			
PUSPUS			

MAPA ATUALIZADO			
PASPAS			
PESPES			
PISPIS			
POSPOS			
PUSPUS			

MONOSSÍLABOS

Mapa	
cão	pé
teu	cal
bar	dom
gás	fiz
sol	chá
voz	zaz
giz	não
nó	nha
lar	lha
rir	brim
grão	por
dor	pão
nem	
Total:	

Mapa	
pá	cor
tom	bom
dar	fio
gás	sim
chão	zaz
vão	mal
já	nho
não	lhe
ler	três
réu	tia
grau	dia
cal	tal
pau	
Total:	

ANEXO C – Protocolo da avaliação da percepção de fala com gravação
(monossílabos)

Nome: _____ Data: _____

MONOSSÍLABOS

	LISTA 1	
1	TIL	
2	JAZ	
3	ROL	
4	PUS	
5	FAZ	
6	GIM	
7	RIR	
8	BOI	
9	VAI	
10	MEL	
11	NU	
12	LHE	
13	CAL	
14	MIL	
15	TEM	
16	DIL	
17	DOR	
18	CHÁ	
19	ZUM	
20	NHÁ	
21	CÃO	
22	TOM	
23	SEIS	
24	LER	
25	SUL	

	LISTA 2	
1	CHÁ	
2	DOR	
3	MIL	
4	TOM	
5	ZUM	
6	MEL	
7	TIL	
8	GIM	
9	DIL	
10	NU	
11	PUS	
12	NHÁ	
13	SUL	
14	JAZ	
15	ROL	
16	TEM	
17	FAZ	
18	LHE	
19	BOI	
20	CAL	
21	RIR	
22	CÃO	
23	LER	
24	VAI	
25	SEIS	

MONOSSÍLABOS

	LISTA 3	
1	DOR	
2	BOI	
3	TIL	
4	ROL	
5	GIM	
6	CAL	
7	NHÁ	
8	CHÁ	
9	TOM	
10	SUL	
11	TEM	
12	PUS	
13	NU	
14	CÃO	
15	VAI	
16	MEL	
17	RIR	
18	JAZ	
19	ZUM	
20	MIL	
21	LHE	
22	LER	
23	FAZ	
24	SEIS	
25	DIL	

	LISTA 4	
1	JAZ	
2	CÃO	
3	CAL	
4	BOI	
5	NU	
6	FAZ	
7	GIM	
8	PUS	
9	SEIS	
10	NHÁ	
11	MIL	
12	TEM	
13	ZUM	
14	TIL	
15	LHEL	
16	SUL	
17	CHÁ	
18	ROL	
19	MEL	
20	DOR	
21	VAI	
22	DIL	
23	TOM	
24	RIR	
25	LER	

ANEXO D – Protocolo da avaliação da percepção de fala com gravação (frases)

Nome: _____

LISTA 1 mapa: _____

closed set () open set () (ruído) SNR: _____

	OD	OE
• O avião já está atrasado.		
• O jantar da sua mãe estava bom.		
• Esqueci de ir ao banco.		
• O preço da roupa não subiu.		
• Avisei o seu filho agora.		
• Tem que esperar na fila.		
• Elas foram almoçar mais tarde.		
• Ganhei um carro azul lindo.		
• Ela não está com muita pressa.		
• Não pude chegar na hora.		
TOTAL:		

LISTA 2 mapa: _____

closed set () open set () (ruído) SNR: _____

	OD	OE
• Encontrei seu irmão na rua.		
• Parece que agora vai chover.		
• Hoje é meu dia de folga.		
• Elas viajaram de avião.		
• Seu trabalho estará pronto amanhã.		
• Esqueci de comprar os pães.		
• Ouvi uma música linda.		
• Acabei de passar um cafezinho.		
• A bolsa está dentro do carro.		
• Ainda não está na hora.		
TOTAL:		

LISTA 3 mapa: _____

closed set () open set () (ruído) SNR: _____

	OD	OE
• É perigoso andar nesta rua.		
• Não encontrei meu filho.		
• A chuva foi muito forte.		
• Ela acabou de bater o carro.		
• Não posso dizer nada.		
• Esqueci de levar a bolsa.		
• Os pães estavam quentes.		
• Os preços subiram na segunda.		
• Elas já alugaram uma casa na praia.		
• Meu irmão viajou de manhã.		
TOTAL:		

LISTA 4 mapa: _____

closed set () open set () (ruído) SNR: _____

	OD	OE
• Meu filho está ouvindo música.		
• Não paguei a conta do bar.		
• A chuva inundou a rua.		
• O aluno quer assistir ao filme.		
• Amanhã não posso almoçar.		
• Ela viaja em dezembro.		
• Você teve muita sorte.		
• Sua mãe pôs o carro na garagem.		
• Ainda não pensei no que fazer.		
• Essa estrada é perigosa.		
TOTAL:		

ANEXO E – Protocolo para identificação do melhor programa

Nome: _____

Data: _____

Ímã força: _____

Mapa 'Preferido': P1 () P2 () P3 ()

VAS Mapa P1: _____
Consumo de baterias: _____

VAS Mapa P2: _____
Consumo de baterias: _____

VAS Mapa P3: _____
Consumo de baterias: _____

Observações:

ANEXO F – Questionário de satisfação - SADL

SATISFAÇÃO COM O APARELHO AUDITIVO EM SUA VIDA DIÁRIA

PROJETO UPGRADE FREEDOM PARA NUCLEUS 22

NOME _____

DATA DE NASCIMENTO __/__/____

DATA __/__/____

INSTRUÇÕES

Estão listadas, abaixo, perguntas sobre o seu aparelho auditivo. Favor circular a letra correspondente à melhor resposta para você, para cada pergunta. A lista de palavras à direita lhe oferece o significado de cada letra.

A Nada**B Um pouco****C De alguma forma****D Mediamente****E Consideravelmente****F Muito****G Muitíssimo**

Lembre-se de que suas respostas devem mostrar suas opiniões gerais em relação ao aparelho auditivo que você está usando agora ou àquele que utilizou mais recentemente. Processador de fala: _____

1- Seu aparelho auditivo lhe ajuda a entender o que as pessoas que conversam mais frequentemente com você falam, quando comparado sem o uso do aparelho? A B C D E F G

2- Você fica frustrado quando o seu aparelho capta sons que não permitem que você ouça os sons que gostaria de ouvir? A B C D E F G

3- Você está convencido de que fazer a cirurgia de implante coclear foi sua melhor opção? A B C D E F G

-
- | | | | | | | | |
|---|---|---|---|---|---|---|---|
| 4- Você acha que as pessoas percebem mais a sua perda auditiva quando você está usando o seu aparelho? | A | B | C | D | E | F | G |
| 5- O seu aparelho reduz o número de vezes que você tem que pedir para as pessoas repetirem o que disseram? | A | B | C | D | E | F | G |
| 6- Você acha que o seu aparelho compensa seu problema? | A | B | C | D | E | F | G |
| 7- Você fica chateado por não conseguir ter o volume que deseja no aparelho? | A | B | C | D | E | F | G |
| 8- O quanto você está satisfeito com a aparência de seu aparelho? | A | B | C | D | E | F | G |
| 9- Usar o aparelho melhora a sua autoconfiança? | A | B | C | D | E | F | G |
| 10- Quão natural é o som que recebe de seu aparelho? | A | B | C | D | E | F | G |
| 11- O quanto seu aparelho ajuda a falar ao telefone? | A | B | C | D | E | F | G |
| 12- Quão competente era a pessoa que lhe forneceu o aparelho? | A | B | C | D | E | F | G |
| 13- Você acha que usar o aparelho faz você se sentir menos capaz? | A | B | C | D | E | F | G |
| 14- O custo de manutenção do seu aparelho lhe parece razoável? | A | B | C | D | E | F | G |
| 15- Você está satisfeito com a qualidade do seu aparelho (com relação ao número de vezes que ele precisou de manutenção)? | A | B | C | D | E | F | G |
-

Por favor, responda a estes itens adicionais:

EXPERIÊNCIA COM O APARELHO ATUAL:

- Menos de 6 semanas
- De 6 semanas a 11 meses
- De 1 a 5 anos
- De 5 anos e 1mês a 10 anos
- Mais que 10 anos

USO DIÁRIO DO APARELHO:

- Nenhum
- Menos que uma hora por dia
- De 1 a 4 horas por dia
- De 4 a 8 horas por dia
- De 8 a 16 horas por dia

ANEXO G – Avaliação da comunicação em diferentes ambientes – APHAB
APHAB – Questionário A

Instruções:

Favor selecionar a resposta que melhor corresponde a sua experiência cotidiana. Se uma das situações descritas nunca ocorreu, imagine como seria a sua resposta numa situação semelhante.

- A** Sempre (99%)
B Quase sempre (87%)
C Em geral (75%)
D Metade do tempo (50%)
E Às vezes (25%)
F Quase nunca (12%)
G Nunca (1%)

		Spectra	Freedom
1.	Quando estou num mercado ruidoso, falando com o caixa, posso seguir a conversação.	A B C D E F G	A B C D E F G
2.	Perco muita informação quando estou a ouvir alguém que está a ler.	A B C D E F G	A B C D E F G
3.	Sons inesperados, como o de um detector de fumos ou um alarme, são desconfortáveis.	A B C D E F G	A B C D E F G
4.	Tenho dificuldade para escutar uma conversação quando estou com alguém da minha família em casa.	A B C D E F G	A B C D E F G
5.	Tenho problemas para entender os diálogos num filme ou teatro.	A B C D E F G	A B C D E F G
6.	Quando estou a ouvir as notícias no rádio e alguns dos membros da família estão a falar, tenho problemas para ouvir o programa.	A B C D E F G	A B C D E F G
7.	Quando estou na mesa para jantar com várias pessoas e tento manter uma conversação com apenas uma delas, torna-se difícil entender.	A B C D E F G	A B C D E F G
8.	O ruído do trânsito é muito forte.	A B C D E F G	A B C D E F G
9.	Quando estou a falar com alguém em uma sala grande e vazia, entendo as palavras.	A B C D E F G	A B C D E F G
10.	Quando estou num escritório pequeno, entrevistando alguém ou respondendo a perguntas, tenho dificuldade para seguir a conversação.	A B C D E F G	A B C D E F G
11.	Quando estou num teatro assistindo a uma peça ou no cinema e as pessoas que estão à minha volta estão a sussurrar ou a amassar embalagens de papel, ainda posso perceber os diálogos.	A B C D E F G	A B C D E F G

A	Sempre (99%)
B	Quase sempre (87%)
C	Em geral (75%)
D	Metade do tempo (50%)
E	Às vezes (25%)
F	Quase nunca (12%)
G	Nunca (1%)

		Spectra	Freedom
12.	Quando estou a conversar com um amigo tenho dificuldades para entender.	A B C D E F G	A B C D E F G
13.	O ruído da água a correr, como numa tolete ou na ducha, é algo forte e desconfortável.	A B C D E F G	A B C D E F G
14.	Quando um orador está a dirigir-se a um grupo pequeno e todos estão a ouvir em silêncio, tenho que me esforçar para entender.	A B C D E F G	A B C D E F G
15.	Quando estou a conversar com o meu médico no consultório é difícil seguir a conversação.	A B C D E F G	A B C D E F G
16.	Posso entender conversações ainda que várias pessoas estejam a falar.	A B C D E F G	A B C D E F G
17.	Os ruídos dos trabalhos de construção são altos e incomodam.	A B C D E F G	A B C D E F G
18.	É difícil para mim entender o que se está a dizer durante leituras ou cerimónias religiosas.	A B C D E F G	A B C D E F G
19.	Posso comunicar-me com os outros quando estamos numa multidão.	A B C D E F G	A B C D E F G
20.	O ruído da sirene de um caminhão de bombeiros que esteja próximo é tão alto que tenho que tapar os ouvidos.	A B C D E F G	A B C D E F G
21.	Posso seguir as palavras de um sermão quando escuto uma cerimónia religiosa.	A B C D E F G	A B C D E F G
22.	O ruído dos pneus numa travagem é alto e incómodo.	A B C D E F G	A B C D E F G
23.	Numa conversação entre duas pessoas numa sala silenciosa, tenho que pedir para repetirem.	A B C D E F G	A B C D E F G
24.	Tenho problemas para entender os outros quando o ar-condicionado ou o ventilador está ligado.	A B C D E F G	A B C D E F G

8. REFERÊNCIAS

Referências*

1. Costa Filho AO, Bevilacqua MC, Amantini RCB, Lamônica Neto D. Implante coclear em adultos. In: Campos CAH, Costa HOO, editors. *Tratado de Otorrinolaringologia*. São Paulo: Roca; 2003. cap. 27, p.278-89.
2. Clark GM. *Cochlear Implants: fundamentals and applications*. New York: Springer; 2003.
3. Clark GM , Blamey PJ, Brown AM, Gsby PA, Dowell RC, Franz BK-H, Pyman BC, Sheperd RK, Tong YC, Webb RL, Hirshorn MS, Kuzma J, Mecklenburg DJ, Money DK, Patrick JF, Seligman PM. The University of Melbourne –nucleus multi-electrode cochlear implant. *Adv. Otorhinolaryngol.* 1987; 38 (V-IX):1-181.
4. Patrick JF, Busby PA, Gibson PJ. The development of the Nucleus Freedom cochlear implant system. *Trends Amplif.* 2006; 10(4):175-200.
5. Parkinson AJ, Parkinson WS, Tyler RS, Lowder MW, Gantz BJ. Speech perception performance in experienced cochlear-implant patients receiving the SPEAK processing strategy in the Nucleus Spectra-22 cochlear implant. *J. Speech Lang. Hear. Res.* 1998; 41(5):1073-87.
6. Dodd MC, Nikolopoulos TP, Totten C, Cope Y, O'Donoghue GM. Cochlear implants: 100 pediatric case conversions from the body worn to the nucleus esprit 22 ear level speech processor. *Otol. Neurotol.* 2005; 26(4):635-8.
7. Välimaa TT, Löppönen HJ. Comparison of the body-worn CIS-PRO+ and the behind-the-earworn TEMPO+ cochlear implant systems in Finnish - speaking adult CI users: any differences in results with experienced listeners? *Acta Otolaryngol.* 2008; 128:984-91.

*De acordo com:

Adaptado de *International Committee of Medical Journals Editors* (Vancouver). Universidade de São Paulo. Faculdade de Medicina. Serviço de Biblioteca e Documentação. *Guia de apresentação de dissertações, teses e monografias da FMUSP*. Elaborado por Anneliese Carneiro da Cunha, Maria Julia A. L. Freddi, Maria F. Crestana, Marinalva de S. Aragão, Suely C. Cardoso, Valéria Vilhena. 3a ed. São Paulo: Divisão de Biblioteca e Documentação; 2011. Abreviaturas dos títulos dos periódicos de acordo com *List of Journals Indexed in Index Medicus*.

8. Bento RF, Brito Neto RV, Castilho AM, Goffi-Gomez MVS, Sant. Anna SBG, Guedes MC. Resultados auditivos com o implante coclear multicanal em pacientes submetidos a cirurgia no Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo. *Rev. Bras. Otorrinolaringol.* 2004; 70(5):632-37.
9. James CJ, Blamey PJ, Martin L, Swanson B, Just Y, Macfarlane D. Adaptive Dynamic Range Optimization for Cochlear Implants: A Preliminary Study. *Ear Hear.* 2002; 23: 49S–58S.
10. Jethanamest D, Tan CT, Fitzgerald MB, Svirsky MA. A new software tool to optimize frequency table selection for cochlear implants. *Otol. Neurotol.* 2010; 31(8): 1242-47.
11. Skinner MW, Clark GM, Whitford LA, Seligman PM, Staller SJ, Shipp DB, Shallop JR, Everingham C, Menapace CM, Arndt PL, Antogenelli T, Brimacombe JA, Pijl S, Daniels P, George CR, Mc Dermott HJ, Beiter AL. Evaluation of a new spectral peak coding strategy for the Nucleus 22 channel cochlear implant system. *Am J Otol.*, 1994; 15 (Suppl 2): 15-27.
12. Skinner MW, Holden LK, Holden TA, Dowell RC, Seligman PM, Brimacombe JA, Beiter AL. Performance of postlinguistically deaf adults with the Wearable Speech Processor (WSP III) and Mini Speech Processor (MSP) of the Nucleus Multi-Electrode Cochlear Implant. *Ear Hear.* 1991; 12(1):3-22.
13. Staller S, Menapace C, Domico E, Mills D, Dowell RC, Geers A, Pijl S, Hasenstab S, Justus M, Brunelli T, Adam A, Borton T, Lemay M. Speech perception abilities of adult and pediatric Nucleus implant recipients using the Spectral Peak (SPEAK) coding strategy. *Otolaryngol Head Neck Surg.* 1997; 117(3 Pt 1):236-42.
14. David EE, Ostroff JM, Shipp D, Nedzelski JM, Chen JM, Parnes LS, Zimmerman K, Schramm D, Seguin C. Speech coding strategies and revised cochlear implant candidacy: an analysis of post-implant performance. *Otol. Neurotol.* 2003; 24(2):228-33.

15. Skinner MW, Holden LK, Holden TA. Parameter selection to optimize speech recognition with the Nucleus implant. *Otolaryngol Head Neck Surg.* 1997;117(3 Pt 1):188-95.
16. Friesen LM, Shannon RV, Slattery WH. The effect of frequency allocation on phoneme recognition with the Nucleus 22 cochlear implant. *Am J Otol.* 1999; 20(6):729-34.
17. Totten C, Cope V, Mc Cormick B. Early experience with the cochlear ESPrit ear-level speech processor in children. *Ann Otol Rhinol Laryngol Suppl.* 2000; 185:73-5.
18. Anderson I, Weichbold V, D'Haese P. Recent results with the MED-EL COMBI 40+ cochlear implant and TEMPO+ behind-the-ear processor. *Ear Nose Throat J.* 2002; 81(4):229-33.
19. Parkinson AJ, Arcaroli J, Staller SJ, Arndt PL, Cosgriff A, Ebinger K. The nucleus 24 contour cochlear implant system: adult clinical trial results. *Ear Hear.* 2002; 23(1 Suppl):41S-8S.
20. Baskent D, Shannon RV. Speech recognition under conditions of frequency-place compression and expansion. *J Acoust Soc Am.* 2003; 113(4 Pt 1):2064-76.
21. Manrique M, Huarte A, Morera C, Caballé L, Ramos A, Castillo C, García-Ibáñez L, Estrada E, Juan E. Speech perception with the ACE and the SPEAK speech coding strategies for children implanted with the Nucleus cochlear implant. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol.* 2005; 69(12):1667-74.
22. Müller-Deile J, J Kiefer, J Wyss, J Nicolai, R Battmer. Performance benefits for adults using a cochlear implant with adaptive dynamic range optimization (ADRO): a comparative study. *Cochlear Implants Int.* 2008; 9(1):8-26.
23. Santarelli R, Magnavita V, Filippi R, Ventura L, Genovese E, Arslan E. Comparison of speech perception performance between Sprint/Esprit 3G and Freedom processors in children implanted with Nucleus Cochlear Implants. *Otol Neurotol.* 2009; 30:304-12.

-
24. Danieli F. *Reconhecimento de fala com e sem ruído competitivo em crianças usuárias de implante coclear utilizando dois diferentes processadores de fala* [dissertação]. São Carlos: Escola de Engenharia de São Carlos/ Escola de Medicina de Ribeirão Preto/ Instituto de Química de São Carlos da Universidade de São Paulo; 2010.
25. Davidson LS, Geers AE, Brenner C. Cochlear implants characteristics and speech perception skills of adolescents with long-term device use. *Otol. Neurotol.*, 2010; 31(8):1310-14.
26. Kompis M, Senn P, Schmid C, Gunten Bv, Vischer M, Seifert E, Hausler R, Caversaccio M. Improvement in speech understanding and user satisfaction after upgrading from the Medel Tempo+ to the Opus2 speech processor. *Cochlear Implants Int.* 2010; 11(Suppl. 1):437-41.
27. Wolfe J, Schafer EC, John A, Hudson M. The effect of front-end processing on cochlear implant performance of children. *Otol. Neurotol.* 2011; 32(4):533-8.
28. Helms J, Müller J, Schön F, Winkler F, Moser L, Shehata-Dieler W, Kastenbauer E, Baumann U, Rasp G, Schorn K, Ebetaer B, Baumgartner W, Hamzavi S, Gstöttner W, Westhofen M, Döring W, Dujardin H, Albegger K, Mair A, Zenner H, Haferkamp C, Schmitz-Salue C, Arold R, Sesterhenn G, Jahnke V, Wagner H, Gräbel S, Bockmühl U, Häusler R, Vischer M, Kompis M, Hildmann H, Radü H, Stark T, Engel A, Hildmann A, Streitberger C, Hüttenbrink K, Müller-Aschoff E, Hofmann G, Seeling K, Hloucal U, von Ilberg C, Kiefer J, Pfennigdorff T, Gall V, Breiffuss A, Stelzig Y, Begall K, Hey M, Vorwerk W, Thumfart W, Gunkel A, Zorowka P, Stephan K, Gammert C, Mathis A, DeMin N, Freigang B, Ziese M, Stützel A, von Specht H, Arnold W, Brockmeier S, Ebenhoch H, Steinhoff A, Zierhofer C, Zwicknagl M, Stöbich B. Comparison of the TEMPO+ ear-level speech processor and the cis pro+ body-worn processor in adult MED-EL cochlear implant users. *ORL J Otorhinolaryngol Relat Spec.* 2001; 63(1):31-40.

29. Clark GM, Tong YC, Dowell RC. Comparison of two cochlear implant speech-processing strategies. *Ann Otol Rhinol Laryngol.*, 1984; 93(2 Pt 1):127-31.
30. Pope ML, Miyamoto RT, Myres WA, Robbins AM, Punch JL. Cochlear implant candidate selection. *Ear Hear.* 1986; 7(2):71-3.
31. Dowell RC, Seligman PM, Blamey PJ, Clark GM. Speech perception using a two-formant 22-electrode cochlear prosthesis in quiet and in noise. *Acta Otolaryngol.* 1987; 104(5-6):439-46.
32. Patrick JF, Clark GM. The Nucleus 22-channel cochlear implant system. *Ear Hear.* 1991;12(4 Suppl):3S-9S.
33. Seligman P, McDermott H. Architecture of the Spectra 22 speech processor. *Ann Otol Rhinol Laryngol Suppl.* 1995; 166:139-41.
34. Whitford LA, Seligman PM, Everingham CE, Antognelli T, Skok MC, Hollow RD, Plant KL, Gerin ES, Staller SJ, McDermott HJ, et al. Evaluation of the Nucleus Spectra 22 processor and new speech processing strategy (SPEAK) in postlinguistically deafened adults. *Acta Otolaryngol.* 1995; 115(5):629-37.
35. Holden LK, Skinner MW, Holden TA. Speech recognition with the MPEAK and SPEAK speech-coding strategies of the Nucleus Cochlear Implant. *Otolaryngol Head Neck Surg.* 1997; 116(2):163-7.
36. Clark GM. Research advances for cochlear implants. *Auris Nasus Larynx.* 1998; 25:73–87.
37. Skinner MW, Holden LK, Whitford LA, Plant KL, Psarros C, Holden TA. Speech recognition with the nucleus 24 SPEAK, ACE, and CIS speech coding strategies in newly implanted adults. *Ear Hear.* 2002; 23(3):207-23.
38. Skinner MW, Arndt PL, Staller SJ. Nucleus 24 advanced encoder conversion study: performance versus preference. *Ear Hear.* 2002; 23(1 Suppl):2S-17S.

39. Frederigue NB, Bevilacqua MC. Otimização da percepção da fala em deficientes auditivos usuários do sistema de implante coclear multicanal. *Rev. Bras. Otorrinolaringol.* 2003; 69 (2):227-33.
40. Skinner MW. Optimizing cochlear implant speech performance. *Ann Otol Rhinol Laryngol Suppl.* 2003; 191:4-13.
41. Firszt JB, Holden LK, Skinner MW, Tobey EA, Peterson A, Gaggl W, Runge-Samuelson CL, Wackym PA. 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.
42. Samuel PA, Gomez MVSG, Lopes DMB, Matas CG, Tsuji RK, Brito Neto RV, Bento RF. Percepção de fala e limiares audiométricos em usuários de implante Coclear Nucleus 22 e Nucleus 24. *Arquivos Int. Otorrinolaringol.* 2010; 14(3):331-7.
43. Magnusson L. Comparison of the fine structure processing (FSP) strategy and the CIS strategy used in the MED-EL cochlear implant system: speech intelligibility and music sound quality. *Int J Audiol.* 2011; 50 (4):279-87.
44. Briggs RJ. Future technology in cochlear implants: assessing the benefit. *Cochlear Implants Int.* 2011; 12(Suppl. 1):S22-5.
45. Melo TM. *Percepção de fala em crianças usuárias de implante coclear com duas estratégias de processamento do sinal do sistema HiResolution* [tese]. São Paulo: Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo. Programa de Fisiopatologia Experimental; 2012.
46. Kou BS, Shipp DB, Nedzelski JM. Subjective benefits reported by adult Nucleus 22 -channel cochlear implant users. *J Otolaryngol.* 1994; 23(1):8-14.
47. Beynon AJ, Snik AF, van den Broek P. Comparison of different speech coding strategies using a disability-based inventory and speech perception tests in quiet and in noise. *Otol. Neurotol.* 2003; 24(3):392-6.
48. Lassaletta L, Castro A, Bastarrica M, Sarriá MJ, Galivan J. Quality of life in postlingually deaf patients following cochlear implantation. *Eur Arch Otorhinolaryngol.* 2006; 263:267-70.

49. Ou H, Dunn CC, Bentler RA, Zhang X. Measuring Cochlear Implant Satisfaction in Postlingually Deafened Adults with the SADL Inventory. *J Am Acad Audiol*. 2008; 19:721–34.
50. Zhao, F, Bai, Z, Stephens, D. The relationship between changes in self-rated quality of life after cochlear implantation and changes in individual complaints. *Clin Otolaryngol*. 2008; 33:427–34.
51. Behlau MS, Pontes PA, Tosi O, Ganança MM. Análise perceptual acústica das vogais em português brasileiro falado em São Paulo. *Acta Who*. 1988; 7:67-73.
52. Pen MG, Mangabeira-Albernaz PL. Lista de monossílabos para discriminação vocal. In: Pereira LD, Schochat E. *Processamento auditivo central: manual de avaliação*. São Paulo: Lovise.;1997.
53. Research Randomizer [acesso em outubro de 2010] Disponível em: <http://www.randomizer.org>
54. Wevers ME, Lowe NK. A critical review of visual analogue scales in the measurement of clinical phenomena. *Res Nurs Health*. 1990; 13:227-36.
55. Goffi-Gomez MVS, Guedes MC, Sant. Anna SBG, Peralta CGO, Tsuji RK, Castilho AM, Brito Neto RV, Bento RF. Critérios de Seleção e Avaliação Médica e Audiológica dos Candidatos ao Implante Coclear: Protocolo HCFMUSP. *Arquivos Int. Otorrinolaringol*. 2004; 8 (4):303-13.
56. Costa MJ, Iorio MCM, Mangabeira-Albernaz PL. Desenvolvimento de um teste para avaliar a habilidade de reconhecer a fala no silêncio e no ruído. *Pró-Fono*. 2000; 12: 9-16.
57. Bureau International d'Audio Phonologie. Audiometric classification of hearing impairment: recommendation 02/1, 1996. [Acesso em: 20/12/2010]. Disponível em: <http://www.biap.org/biapanglais/rec021eng.htm>
58. Hearing Aid Research Laboratory. University of Memphis. [acesso em 11 de maio de 2009] Disponível em: <http://www.memphis.edu/ausp/harl/downloads/SADLfiles/SADL15-brazilianportugese.pdf>

59. Hearing Aid Research Laboratory. University of Memphis. [acesso em 11 de maio de 2009] Disponível em:
<http://www.memphis.edu/ausp/harl/downloads/APHABfiles/PORTUGUESE.pdf>
60. Cox RM, Alexander GC. Measuring satisfaction with amplification in daily life: The SADL scale. *Ear Hear.* 1999; 20(4):306-20.
61. Cox RM, Alexander GC. Validation of the SADL questionnaire. *Ear Hear.* 2001; 22(2):151-60.
62. Rodrigues FL. *Doação de aparelho de amplificação sonora: o grau de satisfação do usuário adulto.* [dissertação]. São Paulo: Pontifícia Universidade Católica de São Paulo; 2002.
63. Cox RM, Alexander GC. The Abbreviated Profile of Hearing Aid Benefit (APHAB). *Ear Hear.* 1995; 16:176-186.
64. Almeida K. *Avaliação objetiva e subjetiva do benefício de próteses auditivas em adultos* [tese]. São Paulo: UNIFESP, Departamento de Fonoaudiologia em Distúrbio da Comunicação Humana; 1998.
65. Cox RM. Administration and Application of the APHAB. *Hear J.* 1997; 50(4):32-48.

APÊNDICES

Apêndice 1 – Aprovação do Comitê de Ética para Análise de Projetos de Pesquisa – CAPPesq da Diretoria Clínica do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo



APROVAÇÃO

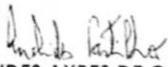
A Comissão de Ética para Análise de Projetos de Pesquisa - CAPPesq da Diretoria Clínica do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, em sessão de 16/03/2011, **APROVOU** o Protocolo de Pesquisa nº **0083/11**, intitulado: "**AVALIAÇÃO DA PERFORMANCE DOS PACIENTES COM IMPLANTE COCLEAR NUCLEUS 22: ENSAIO CLÍNICO DA TECNOLOGIA SPECTRA E ESPRIT 3G VERSUS TECNOLOGIA NUCLEUS FREEDOM**" apresentado pelo Departamento de **OFTALMOLOGIA E OTORRINOLARINGOLOGIA**, inclusive o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

Cabe ao pesquisador elaborar e apresentar à CAPPesq, os relatórios parciais e final sobre a pesquisa (Resolução do Conselho Nacional de Saúde nº 196, de 10/10/1996, inciso IX.2, letra "c").

Pesquisador (a) Responsável: **Prof. Dr. Rubens Vuono de Brito Neto**

Pesquisador (a) Executante: **Ana Tereza de Matos Magalhães**

CAPPesq, 17 de Março de 2011


PROF. DR. EUCLIDES AYRES DE CASTILHO
Coordenador
Comissão de Ética para Análise de
Projetos de Pesquisa - CAPPesq

Apêndice 2 - Termo de Consentimento pós-informação

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

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

**DADOS DE IDENTIFICAÇÃO DO SUJEITO DA PESQUISA OU RESPONSÁVEL
LEGAL**

1. NOME:

DOCUMENTO DE IDENTIDADE Nº : SEXO : .M F

DATA NASCIMENTO:

ENDEREÇO

BAIRRO: CIDADE

CEP: TELEFONE: DDD

2. RESPONSÁVEL LEGAL

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

DOCUMENTO DE IDENTIDADE :SEXO: M F

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

ENDEREÇO: Nº APTO:

BAIRRO: CIDADE:

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

DADOS SOBRE A PESQUISA

1. TÍTULO DO PROTOCOLO DE PESQUISA **Avaliação da performance dos pacientes
com implante coclear Nucleus 22: Ensaio clínico da tecnologia Spectra e
ESPrít 3G versus tecnologia Nucleus Freedom.**

PESQUISADOR : Prof. Dr. Rubens Vuono de Brito Neto

CARGO/FUNÇÃO: Professor Associado. INSCRIÇÃO CONSELHO REGIONAL Nº 80.107

UNIDADE DO HCFMUSP: Disciplina de Otorrinolaringologia

3. AVALIAÇÃO DO RISCO DA PESQUISA:

RISCO MÍNIMO X RISCO MÉDIO

RISCO BAIXO RISCO MAIOR

4. DURAÇÃO DA PESQUISA: 1 mês

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

Termo de consentimento livre e esclarecido

O objetivo deste estudo com o título de “Avaliação da performance dos pacientes com implante coclear Nucleus 22: Ensaio clínico da tecnologia Spectra e ESPrit 3G versus tecnologia Nucleus Freedom” é analisar o desempenho de fala dos pacientes adultos implantados no Hospital das Clínicas - FMUSP com implante coclear da marca Cochlear Corporation modelo N22 e processador de fala Spectra ou ESPrit 3G, que irão trocar para o novo processador de fala Nucleus Freedom.

Para isso, serão realizados testes de fala que você já conhece, pois são aplicados na rotina dos seus atendimentos. Os testes serão: audiometria na cabine, repetição de: vogais, palavras monossílabas, sentenças no silêncio e sentenças no ruído. Todos os testes serão realizados com o processador de fala antigo (Spectra ou ESPrit 3G) e com o novo processador (Freedom).

Caso seu processador antigo não esteja funcionando ou apresente defeito, nós iremos emprestar um processador Spectra para realização dos testes de fala.

No dia da troca do processador de fala serão feitas novas programações com diferentes mapas, como é realizado rotineiramente para novos processadores Freedom. Em cada novo programa você terá de responder, em uma escala de 0 a 10, se o novo programa em que você está ouvindo não tem nenhum acréscimo de qualidade (nota 0) até 10, que seria um mapa que lhe dê o máximo de qualidade. Você pode sentir um certo desconforto ao experimentar o novo mapa, mas serão feitos ajustes até atingir seu conforto.

Você deverá retornar em 1 mês após a ativação, quando serão aplicados novamente os testes de fala de rotina. Além disso, você deverá responder um questionário sobre a satisfação do novo processador de fala. Este questionário tem 15 perguntas e, em cada uma, você deverá fazer um círculo na letra correspondente à melhor resposta para você, ou seja, no que o

novo processador está ajudando. Haverá uma lista de palavras para você saber o significado de cada letra: A Nada / B Um pouco / C De alguma forma / D Mediamente / E Consideravelmente / F Muito / G MUITÍSSIMO . O questionário será respondido junto com o(a) fonoaudiólogo(a) responsável.

Não há benefício direto para você. Somente no final do estudo poderemos concluir a presença de algum benefício.

Em qualquer etapa do estudo, você terá acesso aos profissionais responsáveis pela pesquisa para esclarecimento de eventuais dúvidas. O principal investigador é o Prof. Dr. Rubens Vuono de Brito Neto, que pode ser encontrado no endereço Rua Capote Valente, 432 conjunto 14, Pinheiros, São Paulo. Telefone: (11)3898 2210. Se você tiver alguma consideração ou dúvida sobre a ética da pesquisa, entre em contato com o Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) – Rua Ovídio Pires de Campos, 225 – 5º andar – tel: 3069-6442 ramais 16, 17, 18 ou 20, FAX: 3069-6442 ramal 26 – E-mail: cappesq@hcnet.usp.br

É garantida a liberdade da retirada de consentimento a qualquer momento e deixar de participar do estudo, sem qualquer prejuízo à continuidade de seu tratamento na instituição.

As informações obtidas serão analisadas em conjunto com outros pacientes, não sendo divulgada a identificação (o nome) de nenhum paciente.

A qualquer momento você poderá ter acesso aos resultados do estudo.

Não há despesas pessoais para o participante em qualquer fase do estudo, incluindo exames e consultas. Você também não irá receber com alguma forma de pagamento por participar do estudo. Se existir qualquer despesa adicional, ela será absorvida pelo orçamento da pesquisa.

O pesquisador irá utilizar os dados e o material coletado somente para esta pesquisa.

Acredito ter sido suficientemente esclarecido a respeito das informações que li ou que foram lidas para mim, descrevendo o estudo “Avaliação da

performance dos pacientes com implante coclear Nucleus 22: Ensaio clínico da tecnologia Spectra e ESPrit 3G versus tecnologia Nucleus Freedom”.

Eu discuti com a Fga. Ana Tereza de Matos Magalhães sobre a minha decisão de participar deste estudo. Ficaram claros para mim quais são os objetivos do estudo, os procedimentos a serem realizados, seus desconfortos e riscos, as garantias de que meu nome não irá aparecer. Ficou claro também que eu não irei receber nenhum dinheiro com a minha participação e que tenho garantia de acesso a tratamento hospitalar quando necessário. Concordo voluntariamente em participar deste estudo e poderei retirar o meu consentimento a qualquer momento, antes ou durante o mesmo, sem penalidades ou prejuízo ou perda de qualquer benefício que eu possa ter adquirido, ou no meu atendimento neste Serviço.

Assinatura do paciente/representante legal

Data ____ / ____ / ____

Assinatura da testemunha

Data ____ / ____ / ____

Para casos de pacientes menores de 18 anos, analfabetos, semianalfabetos ou portadores de deficiência auditiva ou visual.

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

Assinatura do responsável pelo estudo

Data ____ / ____ / ____