FABIANA DANIELI

**Reconhecimento de fala com e sem ruído competitivo em
crianças usuárias de implante coclear utilizando dois
diferentes processadores de fala**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação Interunidades em Bioengenharia - Escola de Engenharia de São Carlos / Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto / Instituto de Química de São Carlos da Universidade de São Paulo, como parte dos requisitos para a obtenção do título de mestre em Bioengenharia.

Área de Concentração: Bioengenharia

Orientador: Profa. Dra. Maria Cecília Bevilacqua

**São Carlos
2010**

Ficha catalográfica preparada pela Seção de Tratamento
da Informação do Serviço de Biblioteca – EESC/USP

D184r Danieli, Fabiana
Reconhecimento de fala com e sem ruído competitivo em
crianças usuárias de implante coclear utilizando dois
diferentes processadores de fala / Fabiana Danieli ;
orientadora Maria Cecília Bevilacqua. -- São Carlos,
2010.

Dissertação (Mestrado-Programa de Pós-Graduação e Área
de Concentração em Bioengenharia) -- Escola de Engenharia
de São Carlos/Escola de Medicina de Ribeirão
Preto/Instituto de Química de São Carlos da Universidade
de São Paulo, 2010.

1. Implante da cóclea. 2. Criança. 3. Percepção de
fala. 4. Ruído. I. Título.

Programa de Pós-Graduação Interunidades em Bioengenharia
EESC / FMRP / IQSC

FABIANA DANIELI
MESTRADO EM CIÊNCIAS
ÁREA BIOENGENHARIA

DISSERTAÇÃO APRESENTADA AO PROGRAMA DE PÓS -
GRADUAÇÃO INTERUNIDADES BIOENGENHARIA EESC -
FMRP - IOSC DA UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO PARA
OBTENÇÃO DO TÍTULO DE MESTRE EM CIÊNCIAS NA ÁREA
DE BIOENGENHARIA.

Aprovado em: 10 / 06 / 2010.

Profa. Dra. Maria Cecilia Bevilacqua
(orientadora)

Hospital de Reabilitação e Anomalias
Crânio-Faciais / USP

Resultado: aprovada

Assinatura: [Assinatura]

Profa. Dra. Adriane Lima Mortari Moret

Faculdade de Odontologia de Bauru / USP

Resultado: Aprovado

Assinatura: [Assinatura]

Prof. Dr. José Carlos Pereira

Escola de Engenharia de São Carlos / USP

Resultado: Aprovada

Assinatura: [Assinatura]

Homologado no CDE de 04/08/10 - 95 - [Assinatura]

Exemplar nº 229 pertencente ao
Curso de Pós-Graduação Interunidades
Bioengenharia - EESC/FMRP/IQSC

DEDICATÓRIA

Aos meus pais
Célia e Marivaldo

Pelo exemplo de vida.
Pelo amor incondicional.
Pelo apoio em todas as minhas decisões.

AGRADECIMENTOS

À **Deus**, pela força concedida para vencer mais uma etapa de minha vida.

À minha **família**, pela paciência de suportar minhas ausências e sempre me apoiar em todos os momentos.

À minha irmã **Flávia**, por fazer parte da minha vida, por dividir comigo os momentos felizes e somar nos momentos mais difíceis, por sempre lutar ao meu lado. Por sua imensa generosidade, por buscar em todos os momentos, ajudar as pessoas.

À minha irmã **Fernanda**, por fazer parte da minha vida, pelo carinho, pelos momentos de descontração tão necessários, pelas palavras de incentivo.

À **Prof. Dra Maria Cecília Bevilacqua**, pela orientação que ultrapassa a dissertação, por contribuir de forma tão significativa no meu crescimento profissional, por sua competência e espírito de luta, por suas palavras de força, otimismo e tranquilidade, sempre acompanhadas de boas resoluções nos momentos mais difíceis. Agradeço, sobretudo, o privilégio de ter trabalhado em um tema para o qual você tanto tem lutado e contribuído, de forma tão brilhante.

À equipe de **professores, funcionários e alunos da Bioengenharia**, pelos momentos de aprendizado, alegrias e angústias vividas na sala de aula e fora dela.

À amiga **Janete**, pelo carinho, por sempre me receber tão bem, pela disposição em ajudar sempre que necessário, pelas palavras de incentivo.

Ao **Prof. Dr. Orivaldo Lopes da Silva**, pelo carinho, pela ética e competência em seus ensinamentos, pelo incentivo, por suas sábias palavras nos momentos difíceis, por suas valiosas contribuições na Qualificação.

Ao **Prof. Dr. José Carlos Pereira**, pela competência profissional, pela disposição em transmitir seus ensinamentos com tanto empenho e responder sempre, a todos os meus intermináveis questionamentos, por sua contribuição profissional tão valiosa. Pelo exemplo a ser seguido, a quem tenho grande admiração. Agradeço o apoio e atenção em todos os momentos, inclusive na Qualificação.

À equipe e amigas do CISA, **Renata, Francine, Sandra e Adriana**, pela compreensão em todos os momentos e apoio dedicados.

Aos funcionários do CPA, **Dimas, Edilene, Carminha e Gina**, pelo esforço para que tudo desse certo na pesquisa, pela atenção, pelo carinho.

Às fonoaudiólogas e amigas queridas **Marina Morettin e Tatiana Mendes**, pelo carinho, auxílio, momentos de descontração, alegrias e angústias vividas.

Às amigas **Mari e Marli**, pelas confortantes palavras de tranquilidade e conforto, principalmente nos momentos mais difíceis, por estarem sempre tão dispostas a ajudar, pelo carinho. Espero que vocês sempre façam parte de minha vida.

Ao **Professor Benedito Galvão Benze**, pelo auxílio nas análises estatísticas deste trabalho e por ter sido tão prestativo em todos os momentos. Pelo esforço para que este trabalho fosse concretizado, pelo empenho ao passar seus conhecimentos e por contribuir de forma significativa no enriquecimento dos meus.

À equipe de Estatística da Federal de São Carlos, **Marina Mancini, Malúbia Raja Ferreira, Ayalla Souza, Wagner de Oliveira e Victor Corder**, pelo auxílio na análise estatística deste trabalho.

*"As mais altas árvores são oriundas
de minúsculas sementes"*

Francisco Cândido Xavier

RESUMO

DANIELI, F. **Reconhecimento de fala com e sem ruído competitivo em crianças usuárias de implante coclear utilizando dois diferentes processadores de fala.** 2010. 125 f. Dissertação (Mestrado) – Programa de Pós-Graduação Interunidades em Bioengenharia (EESC/FMRP/IQSC). Universidade de São Paulo, São Carlos, 2010.

As crianças usuárias de implante coclear multicanal (IC) tem apresentado resultados de percepção de fala cada vez melhores, principalmente devido aos avanços nas técnicas do processamento do som deste dispositivo. O objetivo deste trabalho foi estudar comparativamente 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 dispositivo de implante coclear *Nucleus 24M* ou *Nucleus 24K*, da *Cochlear Corporation*, divididas em dois grupos de acordo com o processador de fala utilizado. O grupo 1 foi composto por 16 crianças que faziam uso do processador de fala *Sprint*, com média de idade de 8 anos e dois meses, tempo médio de privação auditiva de 2 anos e 1 mês e tempo médio de uso do implante coclear de 6 anos. O grupo 2 foi composto por 10 crianças que faziam uso do processador de fala *Freedom*, com média de idade de 9 anos e nove meses, tempo médio de privação sensorial auditiva de 2 anos e três meses e tempo médio de uso do implante coclear de 7 anos e três meses. Foi aplicado o teste HINT/Brasil (*Hearing in Noise Test* – versão em Português do Brasil) em campo livre nas condições de silêncio (0° azimuth) e na presença de ruído competitivo (sentenças a 0° azimuth e ruído a 180° azimuth). O desempenho dos grupos foi comparado nas duas condições de teste, bem como a distribuição dos grupos quanto à idade, tempo de privação sensorial auditiva e tempo de uso do implante coclear. O desempenho do 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. Não foram encontradas diferenças significativas das variáveis idade, tempo de privação e tempo de uso do IC entre os grupos. As características de processamento do som presentes no processador de fala *Freedom* parecem ter contribuído para o melhor desempenho do grupo 2 nos testes de percepção de fala realizados. Novos estudos são necessários para complementação destes achados.

Palavras chave: Implante coclear, criança, percepção de fala, ruído

ABSTRACT

DANIELI, F. **Speech recognition in quiet and noise background situation in children with cochlear implants using two different speech processors.** 2010. 125 f. M. Sc. Dissertation – Programa de Pós-Graduação Interunidades em Bioengenharia (EESC/FMRP/IQSC). Universidade de São Paulo, São Carlos, 2010.

The children with multichannel cochlear implants have shown significant improvements in speech perception, mainly due to advances in techniques of processing the sound of this device. The objective was to study comparatively the speech recognition skills in quiet and noise background situation in children with cochlear implants using two different speech processors. Were evaluated 26 children with cochlear implant device *Nucleus 24M* or *24K*, *Cochlear Corporation*, divided in two groups according to the speech processor used. The group 1 consisted of 16 children who used the *Sprint* processor, mean age of 8 years and two months, mean hearing sensorial privation 2 years and 1 month and mean time of implant use 6 years. The group 2 consisted of 10 children who used the *Freedom* processor, mean age of 9 years and nine months, mean sensorial privation 2 years and three months and mean time of implant use 7 years and three months. The HINT/Brazil (Hearing in Noise Test – Portuguese version of Brazil) was applied in the sound field in quiet (0° azimuth) and noise background situation (source location for the speech 0° and 180 ° for noise). Speech recognition performance of groups was compared in quiet and noise background situation, as well as the distribution of the groups in age, sensorial privation and duration of implant use. The speech recognition performance of group 2 (*Freedom*) was higher than in group 1 (*Sprint*) in all evaluation situations, with significant difference between groups only on quiet situation. There were no significant differences of the variables age, time of sensorial privation and time of implant use between the groups. The components of the signal processing available on the Nucleus Freedom processor may have contributed to the better speech recognition performance of group 2. Further research is needed to complement these findings.

Keywords: Cochlear implant, child, speech perception, noise

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Componente interno do sistema de implante coclear da <i>Advanced Bionics</i> , modelo <i>HiRes 90K</i>	27
Figura 2 – Processador de fala retroauricular <i>Freedom</i> (<i>Cochlear Corporation</i>), cabo e antena externa	27
Figura 3 - Processador de fala em forma de caixa <i>Sprint</i> (<i>Cochlear Corporation</i>), cabo e antena externa	28
Figura 4 - Posicionamento dos diferentes modelos de processadores de fala	28
Figura 5 - Posicionamento adequado da antena transmissora devido à atração exercida pelo magneto interno, bem como a distribuição do feixe de eletrodos ao longo da cóclea.....	30
Figura 6 - Posição da cabeça do paciente em relação à caixa acústica para aplicação do <i>HINT</i> na condição Silêncio (S).....	73
Figura 7 - Posição da cabeça do paciente em relação à caixa acústica para aplicação do <i>HINT</i> na presença de ruído competitivo (S/R180°).....	74
Figura 8 - Valores de LRS obtidos nas condições S e S/R180° por meio do <i>software</i> do <i>HINT</i>	77

LISTA DE QUADROS

Quadro 1 - Quadro 1. Relação entre o nível de corrente real (mA) e as unidades de programação(up) – Software Nucleus.....	32
Quadro 2 - Principais parâmetros de ajustes do software R. 126 v. 2.1.....	35
Quadro 3 - Critérios de Indicação e Contra-Indicação para a cirurgia de implante coclear utilizados no Centro de Pesquisas AudiológicasCPAHRAC/USP.....	64
Quadro 4 - Distribuição dos grupos estudados quanto à idade na Época do experimento (IDD), tempo de de privação sensorial auditiva (TPRI) e tempo de uso do IC (TUSO).....	66
Quadro 5 - Distribuição dos grupos estudados quanto à etiologia da deficiência auditiva.....	67
Quadro 6 - Parâmetros de programação selecionados nos grupos 1 e 2	68
Quadro 7 - Categorias da Audição (GEERS, 1994).....	69
Quadro 8 - Categorias de Linguagem (Bevilacqua et al, 1994).....	70

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Descrição dos resultados obtidos pelos Grupos 1 e 2 para o <i>HINT</i> em Campo Livre, nas condições S e S/R180°: média, desvio-padrão (Dp), mediana, máximo e mínimo.....	81
Tabela 2 - Resultado da comparação entre as médias dos grupos 1 e 2.	83
Tabela 3 - Resultado da comparação das médias entre os grupos 1 e 2	85
Tabela 4 - Resultado obtidos pelos grupos 1 e 2 para o HINT na presença de ruído competitivo (S/R180°), sem a inclusão do ponto atípico no grupo 2: Média, Mediana , Desvio-padrão, Máximo e Mínimo.....	89
Tabela 5 - Resultado da comparação das médias entre os grupos 1 e 2, sem a inclusão do ponto atípico.....	89
Tabela 6 - Resultado da comparação das médias de idade dos grupos 1 e 2.....	94
Tabela 7 - Resultado da comparação das médias do tempo de privação auditiva nos grupos 1 e 2.	96
Tabela 8 - Resultado da comparação das médias do tempo de uso do IC nos grupos 1 e 2...	98

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1 - Desempenho dos Grupos 1 e 2 para o <i>HINT</i> na condição de Silêncio.....	83
Gráfico 2 - Desempenho dos Grupos 1 e 2 para o <i>HINT</i> na presença de ruído competitivo(S/R180°).....	85
Gráfico 3 - Pontuações individuais do grupo 2 para o <i>HINT</i> na presença de ruído competitivo (S/R180°).....	88
Gráfico 4 - Pontuações individuais do grupo 2 para o <i>HINT</i> no Silêncio (S).....	88
Gráfico 5 - Comparação das médias do Limiar de Recepção de Sentenças (LRS) dos grupos para o <i>HINT</i> nas condições S e S/R180°	91
Gráfico 6 - Comparação das médias dos resultados obtidos pelos grupos 1 e 2 para o <i>HINT</i> na condição S/R180°	91
Gráfico 7 - Descrição dos grupos 1 e 2 com relação à variável idade.....	94
Gráfico 8 - Descrição dos grupos 1 e 2 com relação à variável tempo de privação sensorial auditiva.....	96
Gráfico 9 - Descrição dos grupos 1 e 2 com relação à variável tempo de uso do IC.....	98

LISTA DE SIGLAS/ABREVIATURAS

AASI	Aparelho de amplificação sonora individual
ACE	<i>Advanced Combination Encoder</i>
BP	Bipolar
BP+1	Bipolar +1
dB	Decibel
HRAC	Hospital de Reabilitação de Anomalias Craniofaciais
Hz	Hertz
IC	Implante coclear
MP	Monopolar
MP1	Monopolar 1
MP1+2	Monopolar 1+2
MP2	Monopolar 2
ms	milisegundos
N24	Nucleus 24
mA	MiliAmpère
IIDR	<i>Instantaneous Input Dynamic Range</i>
ADRO	<i>Adaptive Dynamic Range Optimization</i>

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	20
1.1 Objetivos	23
2. REVISÃO DE LITERATURA	24
2.1 Implante Coclear	24
2.1.1 Componentes e Funcionamento	26
2.1.2 Programação do Processador de Fala.....	30
2.1.3 Processamento do som no sistema de implante coclear	36
2.1.4 Implante Coclear em Crianças	45
2.2 Percepção de Fala	47
2.3 Hearing in Noisy Test - HINT	56
3. MATERIAL E MÉTODOS	61
3.1. Seleção da Casuística	62
3.2. Procedimentos.....	70
3.3. Metodologia Estatística.....	77
4. RESULTADOS	78
4.1. Desempenho dos grupos na condição de silêncio (S).....	81
4.2. Desempenho dos grupos na presença de ruído competitivo (S/R180°).....	83
4.3. Comparação do desempenho dos grupos na condição de silêncio (S) e na presença de ruído competitivo (S/R180°)	89
4.4. Comparação dos grupos quanto à idade, tempo de privação sensorial auditiva e tempo de uso do implante coclear.....	91
4.5. Comparação dos grupos quanto à idade	92
4.6. Comparação dos grupos quanto ao tempo de privação auditiva	94
4.7. Comparação dos grupos quanto ao tempo de uso do IC	96

5. DISCUSSÃO	98
5.1. Idade	104
5.2. Tempo de Privação Sensorial Auditiva.....	104
5.3. Tempo de uso do IC	106
6. CONCLUSÃO	107
7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	108
8. ANEXOS	117

1. INTRODUÇÃO

Os usuários de implante coclear multicanal tem apresentado resultados de percepção de fala cada vez melhores, e, crianças que recebem o dispositivo nos primeiros anos de vida chegam a equiparar-se a crianças ouvintes de mesma idade em todos os aspectos do desenvolvimento. Isto se deve principalmente devido aos avanços das técnicas de processamento do som dos sistemas de implante coclear.

Entretanto, apesar dos bons resultados, a habilidade dos usuários de implante coclear (IC) de reconhecer a fala em ambientes como festas, restaurantes, escolas, e diversos outros locais onde existe a presença de ruído competitivo, ainda é um desafio.

Won (2007) relatou que reconhecer e compreender o sinal de fala na presença do ruído é a queixa mais frequente apresentada por usuários de implante coclear. Em um estudo realizado com adultos portadores de deficiência auditiva pós-lingual, usuários de IC, Tateya (2000) encontrou que 60% dos sujeitos compreendiam a fala em situações de conversa sem o auxílio da leitura orofacial, mas a maioria desses sujeitos não conseguia se comunicar ao telefone ou em ambientes ruidosos, como reuniões.

Estudo realizado por Fetterman (2002) avaliou a percepção de fala de 96 pacientes adultos implantados nas situações de silêncio e ruído (nas relações sinal/ruído de +10 dB e + 5dB). Em seus resultados, observou uma queda significativa no desempenho dos sujeitos na presença de ruído, visto que houve 88% de acertos para reconhecimento de monossílabos na situação de silêncio, enquanto na presença de ruído competitivo essa porcentagem diminuiu para 73% e 47%, nas relações sinal/ruído (S/R) +10dB e +5dB, respectivamente.

O ruído é definido como sendo um som indesejável e está presente em uma variedade de ambientes. A interferência do ruído sobre a fala pode ser expressa por meio

da relação sinal/ruído (S/R), definida como a diferença entre a intensidade do sinal de fala e a intensidade do ruído.

De acordo com Schum (1996), as explicações para a dificuldade de entender a fala no ruído, para pacientes com perda auditiva sensorioneural, são: o ruído, que funciona como um mascaramento; a perda da integração biaural, que aumenta a relação sinal/ruído em 3 dB ou mais; as dificuldades na resolução temporal e de frequências; a diminuição do campo dinâmico da audição e o efeito de mascaramento da energia das baixas frequências sobre os limiares das médias e altas frequências, ou seja, os sons de fala de baixa frequência (vogais) são mais intensos e interferem na percepção dos segmentos de alta frequência (consoantes).

Mesmo com a utilização de mecanismos de amplificação como o Aparelho de Amplificação Sonora Individual (AASI) ou Implante Coclear (IC), a dificuldade dos pacientes em compreender o sinal de fala na presença de ruído tem permanecido.

Segundo Nascimento e Bevilacqua (2005), a influência negativa do ruído na percepção da fala dos usuários de implante coclear pode ser justificada pelos seguintes fatores: o processador da fala codifica o sinal para um padrão de estimulação dos eletrodos no silêncio diferente do que no ruído; o processamento do sinal no sistema de implante coclear reduz a informação e a redundância do sinal; a entrada monoaural para o sistema auditivo, que consiste num único microfone conectado ao processador da fala, não permite o processamento de redução do ruído possível num sistema auditivo biaural.

Com a tentativa de minimizar as dificuldades vivenciadas pelos usuários de IC em compreender o sinal de fala na presença de ruído competitivo e visando melhorar ainda mais a compreensão de fala no silêncio, diferentes processadores de fala tem sido

desenvolvidos contemplando inovações que visam auxiliar forma significativa nas técnicas de processamento do som dos dispositivos de IC.

Loeb (1995), relatou que o nível de desempenho alcançado pelo usuário de IC está diretamente relacionado à velocidade com que a informação pode ser processada, transmitida eletronicamente e decodificada com sucesso pelo sistema nervoso. O processador de fala codifica o sinal de fala em um padrão de estimulação que será enviado aos eletrodos. Neste caso, a integridade do processador de fala e de seus algoritmos constituem um fator determinante para a habilidade do usuário de separar o sinal almejado de todos os outros sinais, incluindo o ruído (MARGO; SCHWEITZER, GAIL, 1997).

Alguns estudos demonstraram benefícios na percepção de fala proporcionados por inovações tecnológicas dos dispositivos de implante coclear, incluindo processador de fala e demais componentes responsáveis pelo algoritmo processamento do som. Entretanto, estes dados ainda são muito escassos na literatura quando se trata de crianças.

Diante do exposto, a finalidade deste estudo foi investigar o desempenho de percepção de fala no silêncio e na presença de ruído competitivo em crianças usuárias de implante coclear, utilizando dois diferentes processadores de fala.

1.1. Objetivo

Estudar comparativamente 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 e verificar se os diferentes tipos de processador de fala podem influenciar na habilidade de reconhecimento de fala no silêncio e na presença de ruído competitivo.

2. REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Implante Coclear

O implante coclear caracteriza-se como um dispositivo eletrônico de sofisticada tecnologia, implantado cirurgicamente na cóclea, que visa substituir parcialmente as células ciliadas do Órgão de Corti, promovendo à estimulação das fibras remanescentes do nervo auditivo.

O Implante Coclear (IC) consiste no recurso mais eficaz para o tratamento dos casos de deficiência auditiva de grau severo a profundo, nos quais o benefício com o uso do aparelho de amplificação sonora são limitados (Bevilacqua et al, 2003).

Os indivíduos com deficiência auditiva neurosensorial coclear de grau severo e profundo sofrem acentuada diminuição do número de células ciliadas ou então as possuem danificadas, ocorrendo uma separação entre o sistema auditivo periférico e central. Ainda assim, algumas fibras do nervo coclear podem transmitir o sinal ao cérebro, por meio da estimulação elétrica. Com base nesta premissa, é fundamentado o implante coclear (IC), um dispositivo eletrônico cirurgicamente posicionado dentro da cóclea que desempenha, parcialmente, a função das células ciliadas e estimula diretamente o nervo coclear (BEVILACQUA, 1998).

Este dispositivo foi desenvolvido simultaneamente em diversos Centros de pesquisa do mundo e sua aprovação pela *Food and Drug Administration (FDA)* para uso clínico, em adultos, ocorreu em 1983. Até então, apenas alguns pacientes haviam recebido o implante coclear em países como Suécia, França, EUA e Austrália, ainda em fase de teste. Após a aprovação pela *Food and Drug Administration (FDA)*, o número de pacientes implantados começou a crescer consideravelmente, sendo incluídas também crianças com idades

superiores a 18 meses (1998), e os dispositivos de implante coclear começaram a evoluir tecnologicamente.

Os primeiros dispositivos implantados correspondiam aos monocanais, ou seja, apresentavam um único canal de estimulação na cóclea. O número de canais refere-se ao número de sinais processados de forma diferenciada enviados aos eletrodos. Nem sempre o número de canais é igual ao número de eletrodos implantados, ou seja, se um único eletrodo for utilizado, somente um sinal poderá ser enviado até ele, mas um sistema com múltiplos eletrodos pode funcionar tanto como um implante monocanal como multicanal: se o mesmo sinal chega a cada eletrodo ou se somente um eletrodo é selecionado para a estimulação, trata-se de um sistema monocanal, enquanto que se diferentes sinais forem enviados a diferentes eletrodos, trata-se de um sistema multicanal.

Junto aos primeiros implantes realizados na fase de teste, diversas pesquisas começaram a ser administradas, entre elas a realizada por Anderson e Munson nos EUA, em 1951, revelando haver uma distinção de frequências dentro da cóclea, abrindo as portas para tonotopismo coclear e para a criação dos dispositivos multicanais. Dessa forma, por volta de 1988, foi realizada a cirurgia da primeira criança com o dispositivo de implante coclear multicanal da marca *Nucleus*, na Noruega, marcando um grande passo na evolução dos sistemas de IC.

Estudos realizados na França por volta de 1961, envolvendo estimulação auditiva com sinal de rádio, por Frey, proporcionaram a criação de um sistema de transmissão do sinal considerado como outro grande passo na evolução dos sistemas de IC, a chamada transmissão transcutânea.

Os primeiros dispositivos de implante coclear monocanal utilizavam sistema de transmissão pericutânea, onde existia uma conexão direta, com os fios através da pele via um plug externo colocado sobre o crânio, tornando-se um sistema bastante invasivo. No

sistema de transmissão transcutâneo (utilizado até o momento), o sinal é transmitido do processador de fala ao componente interno do IC (receptor-estimulador interno) por meio de radio-frequência.

Atualmente, os sistemas de IC mais utilizados nos Centros Clínicos são os desenvolvidos pela Universidade de Melbourne/Austrália (*Cochlear Corporation*), pela Universidade de Insbruck/Áustria (*Medical Eletronics*) e pela Universidade da Califórnia/Estados Unidos da América (*Advanced Bionics*), de onde derivam os dispositivos *Nucleus*, *Med-el* e *Clarion*, respectivamente (FREDERIGUE, 2000).

2.1.1 Componentes e funcionamento

Independente do modelo considerado, todos os sistemas de implante coclear possuem um componente interno e um componente externo:

➤ Componente interno: inserido cirurgicamente na parte interna do ouvido, no osso da mastóide (atrás da orelha). O componente interno é constituído por um feixe de eletrodos envolvido por silicone e ligado a um receptor-estimulador de titânio, hermeticamente fechado e também encerrado em silicone. Junto ao receptor-estimulador encontra-se o ímã, que fica abaixo da pele e que permite a conexão entre o componente interno e externo (Figura 1).

Figura 1. Componente interno do sistema de implante coclear da *Advanced Bionics*, modelo *HiRes 90K*. Fonte: www.advancedbionics.com/Products/Components_of_a_Cochlear_Implant/index.cfm?langid=1

➤ Componente externo: é constituído por um microfone que capta o som e o transmite, por meio de um cabo, ao processador de fala, que extrai às informações importantes, codifica-as, e as envia para a antena transmissora posicionada junto ao receptor-transmissor. O componente externo pode ser tanto no modelo retroauricular (Figura 2) quanto em forma de caixa (Figura 3).

Figura 2. Processador de fala Retroauricular *Freedom* (*Cochlear Corporation*), cabo e antena externa. Fonte: http://3.bp.blogspot.com/_ENB5JZY3mOI/Rxo4mOzCWGI/AAAAAAA

Figura 3.. Processador de fala em forma de Caixa Sprint (Cochlear Corporation), cabo e antena externa.
 Fonte: <http://www.clinicagrau.com.br/images/sprint.gif>

O processador de fala retroauricular fica posicionado atrás da orelha do paciente, enquanto que o modelo em forma de caixa deve permanecer junto ao corpo do paciente, colocado em um bolso adaptado ou a uma pequena mochila (figura 4).

Figura 4. Posicionamento dos diferentes modelos de processadores de fala. À direita, processador de fala retroauricular posicionado atrás da orelha do paciente. À esquerda, processador de fala em forma de caixa, que deve ser colocado junto ao corpo do paciente. Fonte: <http://www.advancedbionics.com/CMS/Your-Journey-to-Hearing/Flexible-Wearing-Options.aspx>

O sistema é ligado 30 dias após a realização da cirurgia para a colocação do componente interno, quando a parte externa é colocada no paciente, sendo ativada por uma interface conectada ao computador.

Todos os sistemas de implante coclear funcionam por meio do uso de baterias ou pilhas. O processador de fala tipo caixa requer o uso de baterias recarregáveis, enquanto que o processador de fala retroauricular requer pilhas descartáveis especiais para o implante coclear.

A antena transmissora externa contém um magneto que é atraído pelo magneto interno, mantendo-a posicionada adequadamente na cabeça do usuário. Os sinais acústicos são captados pelo microfone e enviados ao processador de fala, onde são analisadas e extraídas as informações requeridas, digitalizadas e codificadas em estímulos elétricos que serão transmitidos, via antena externa, aos componentes internos. A antena transmissora externa envia a energia e o código digital, via rádio frequência, à antena interna. O receptor-estimulador interno é responsável por decodificar as informações, liberando-as, por meio de pulsos elétricos bifásicos, ao feixe de eletrodos inseridos na cóclea (figura 5).

Figura 5. Posicionamento adequado da antena transmissora externa devido à atração exercida pelo magneto interno, bem como a distribuição do feixe de eletrodos ao longo da cóclea.
 Fonte: http://www.advancedbionics.com/Products/Components_of_a_Cochlear_Implant/index.cfm?langid=1

2.1.2 Programação do processador de fala

A programação do processador de fala é realizada 30 dias após a cirurgia de colocação do componente interno, durante a chamada “ativação dos eletrodos” e depois, periodicamente, com o intuito de ajustar o dispositivo de acordo com as necessidades individuais de cada usuário. A programação do processador de fala envolve a seleção dos parâmetros e a pesquisa da área dinâmica de estimulação elétrica, em cada canal de estimulação. Ambos os procedimentos são necessários para que os sinais gerados pelos eletrodos possam estimular corretamente as fibras auditivas, provocando uma sensação auditiva utilizável e confortável.

Para a programação do processador de fala são necessários equipamentos como um computador contendo o *software* de programação (diferente para cada empresa), interface de programação (que conecta o processador de fala ao computador), processador de fala, antena transmissora, e os demais acessórios que compõem o componente externo do IC. Como relatado acima, a interface de programação proporciona a conexão entre o processador de fala e o *software* de programação, onde são ajustados e selecionados os parâmetros que

determinam o modo pelo qual o processador de fala irá transformar os sinais acústicos em sinais elétricos e como estes sinais elétricos serão entregues aos eletrodos intracocleares.

Os *Softwares* de programação e a forma de apresentação dos parâmetros a serem selecionados são diferentes para cada empresa de IC. A seleção destes parâmetros também é diferente para cada modelo de IC, e é realizada principalmente em função da estratégia de processamento do som selecionada.

Alguns parâmetros são comuns a todos os sistemas de IC, embora sejam selecionados de formas diferentes nos diversos sistemas de implante coclear, como: estratégia de codificação da fala, modo de estimulação, duração do pulso, número de canais, intensidade da corrente elétrica e taxa de estimulação e faixa de frequência de estimulação, entre outros.

A estimulação elétrica liberada pelo IC busca preservar o tonotopismo coclear. O resultado da estimulação de diferentes canais, com frequências de estimulação idênticas, consiste na percepção de diferentes tonalidades, refletindo a organização tonotópica das fibras neurais auditivas (Shannon, 1998).

No sistema de implante coclear *Nucleus 24*, o eletrodo 22 produz a sensação de tom mais grave (pois encontra-se no ápice da cóclea), enquanto o eletrodo 1 (localizado na base da cóclea), produz uma sensação de tom mais agudo. A faixa de frequência difere dependendo do processador de fala utilizado e da tabela de frequência selecionada no *software*, assim como o número de canais de estimulação. No processador de fala *Sprint*, utilizado com o sistema de IC *Nucleus 24*, por exemplo, a faixa de frequência varia de 188Hz a 7938 HZ, distribuídos em 22 canais de estimulação.

A amplitude e duração do pulso da corrente elétrica são essenciais à codificação do estímulo. A percepção do *loudness* é determinada principalmente pela carga elétrica liberada pelos eletrodos (Patrick et al, 1997). O produto dos parâmetros, amplitude e duração dos pulsos bifásicos, controla a quantidade de carga elétrica real. Aumentando-se a

amplitude do pulso e/ou a duração do pulso, tem-se maior quantidade de carga sendo liberada. Quanto maior a carga na interface eletrodo-tecido neural, maior a *loudness* percebida pelo usuário.

A amplitude dos pulsos é definida em unidades de nível de corrente e varia de 1 a 255 unidades de programação (up). Estas unidades são, aproximadamente, proporcionais ao log da corrente do estímulo, e tipicamente variam de 10 μA a 1,75 mA, relacionados no quadro 1 (Abbas et al, 1999).

Quadro 1. Relação entre o nível de corrente real (mA) e as unidades de programação (up) – Software *Nucleus*.

Nível de Corrente Real	Unidades de Programação
25 μA	45 up
50 μA	79 up
100 μA	114 up
200 μA	148 up
300 μA	168 up
400 μA	182 up
500 μA	193 up
600 μA	202 up
700 μA	210 up
800 μA	216 up
900 μA	222 up
1,0 mA	227 up
1,25 mA	238 up
1,5 mA	1,75 mA

A estimulação elétrica produz um fluxo de corrente entre um eletrodo ativo e um eletrodo indiferente. A separação física entre o eletrodo ativo e o indiferente determina a propagação da corrente elétrica que alcança o tecido neural, controlando dessa forma, quais terminações nervosas serão estimuladas. Juntos, o par de eletrodos forma o canal de

estimulação (Rance e Dowell, 1997). Assim, o modo de estimulação descreve a localização do eletrodo indiferente (referência) relativo ao eletrodo ativo (estimulação).

- Modo Bipolar (BP): o eletrodo ativo e o de referência localizam-se dentro da cóclea. O eletrodo ativo pode estar localizado próximo ou distante do eletrodo de referência, pois de acordo com a configuração do BP selecionada. No modo BP verdadeiro, o eletrodo indiferente está localizado imediatamente ao lado do eletrodo ativo, na direção apical. No BP+1, o eletrodo de referência é o segundo eletrodo após o ativo, no sentido apical.
- Modo *Common Ground* (CG): um eletrodo é selecionado como ativo, e todos os demais eletrodos do feixe, conectados eletronicamente entre si, formam o eletrodo de referência.
- Modo Monopolar (MP): o eletrodo ativo é intracoclear e o indiferente, extracoclear. O Modo MP1 indica que a corrente flui entre o eletrodo ativo intracoclear e o eletrodo bola. No Modo MP2, a corrente flui entre o eletrodo ativo intracoclear e o eletrodo placa. No Modo MP1+2, a corrente flui entre o eletrodo ativo intracoclear e ambos os eletrodos extracocleares (bola e placa).

As estratégias de codificação da fala referem-se à maneira mais direta de se determinar como o sinal acústico de entrada, captado pelo microfone, será transformado em pulsos bifásicos a serem entregues aos eletrodos intracocleares. Elas determinam quais informações do sinal de fala serão extraídas e codificadas em pulsos elétricos, qual algoritmo será utilizado para a extração e como os pulsos elétricos serão enviados aos eletrodos inseridos na cóclea.

A estratégia de codificação da fala influencia diretamente os demais aspectos a serem selecionados para o processamento do sinal sonoro nos dispositivos de IC. As mais utilizadas atualmente nos sistemas de IC disponíveis são: *Advanced Combination Encoders*

(ACE), disponível nos sistemas de IC *Nucleus*, e utilizada neste estudo; *Continuous Interleaved Sampling (CIS)*, disponível nos sistemas de IC *Nucleus* e *Med-el*, embora apresentem características diferentes em cada sistema; *Fine-Structure Processing (FSP)*, que é a mais recente estratégia disponível no sistema de IC *Med-el* e a *HiRes* e *HiRes Fidelity 120*, disponíveis no sistema de IC *Clarion*.

A estratégia *Advanced Combination Encoder (ACE)*, foi desenvolvida para ser utilizada nos sistemas de IC *Nucleus*, da *Cochlear Corporation*, e compreende um espectro de frequências que pode variar entre 22 canais. Apresenta alta taxa de estimulação, podendo chegar a 2400 pps por canal, ou 14400 pps totais. É uma estratégia flexível e geralmente são selecionadas entre 8 e 12 máximas. Desta maneira oferece uma boa representação espectral com altas velocidades, melhorando também a resolução temporal. A *ACE* está presente nos processadores de fala utilizados neste estudo, *Srint* e *Freedom*, da *Cochlear Corporation*, sendo a estratégia de codificação da fala mais utilizada atualmente nos sistemas de IC desta empresa.

Diversos estudos demonstraram a influência das estratégias de codificação da fala na percepção de fala de usuários de implante coclear (DORMAN et al, 1989; WHILSON et al, 1991; DOWELL et al, 1987; WALLENBERGER e BATTMER (1991); MCDERMOTT, MACKAY e VANDALY, 1992; MORET, 2002; RUBINSTEIN, 2004; GILFORD et al, 2008; MANCINI et al, 2009).

De acordo com o extensivo avanço tecnológico e no processamento do sinal, um notável progresso tem sido observado em relação ao desenvolvimento das estratégias de codificação da fala, o que permite a flexibilidade de parâmetros de estimulação em acessar os algoritmos que proporcionam uma representação mais precisa do som (ZENG, 2004).

Como exemplo, o Quadro 2 apresenta os principais parâmetros do *Software R 126* versão 2.1 para os implantes cocleares *Nucleus 24*, utilizados neste estudo, os quais devem ser ajustados pelo fonoaudiólogo durante a programação do processador de fala.

Quadro 2. Principais parâmetros de ajustes do *Software R. 126 v. 2.1*

Parâmetros do Software	Opções
Estratégia de Codificação da Fala	ACE(Advanced Combination Encoders), SPEAK(Spectral Peak), CIS(Continuous Interleaved Sampler)
Modo de Estimulação	CG(Common Ground), MP1(Monopolar 1), MP2(Monopolar2),MP1+2(Monopolar1+2),BP(Bipolar) e variações
Duração do pulso	25 a 400 μ s
Número de Canais	Até 22 canais
Número de Máximas	6 a 20
Intensidade da Corrente Elétrica	25 μ A a 1,75mA
Taxa de Estimulação	250 a 2400 pps

A pesquisa da área dinâmica de estimulação elétrica ocorre após a seleção dos parâmetros anteriormente descritos, e envolve a pesquisa do limiar (“nível T” ou *Threshold level*) e do nível de máximo conforto (“nível C” ou *Most Comfortable level*).

O limiar ou nível T refere-se à menor quantidade de corrente elétrica capaz de eliciar uma sensação auditiva consistentemente. O nível C refere-se à máxima quantidade de corrente elétrica capaz de produzir uma sensação confortável. O espaço entre os níveis T e C é denominado área dinâmica de estimulação elétrica, e difere para cada canal de estimulação. Ainda, após a determinação do nível C, é realizado o “balanceamento” dos eletrodos, que corresponde à comparação da sensação de intensidade em cada canal de

estimulação. Quanto mais acurado for à determinação destes aspectos, melhor será a percepção dos sons de fala e ambientais.

Na etapa pós-cirúrgica, onde o paciente retorna periodicamente para as programações do processador de fala, é realizado também um procedimento que tem o objetivo de avaliar a integridade do dispositivo, denominado Telemetria.

A Telemetria refere-se ao sistema de comunicação bidirecional da informação entre o hardware de programação (componente externo+computador) e o componente interno do IC, por meio de rádio frequência. Após enviar os estímulos elétricos ao componente interno, o processador de fala recebe e encaminha ao computador a informação diagnóstica do componente interno o dispositivo, referente à funcionalidade de todo o sistema eletrônico (Hughes et al, 2001).

2.1.3. Processamento do som no sistema de implante coclear

O processamento do som nos sistemas de implante coclear tem evoluído rapidamente em termos de tecnologia, principalmente após a criação dos dispositivos multicanais. De acordo com Loizou (1999), surgiram diversas dúvidas com os dispositivos multicanais: “quantos eletrodos serão utilizados?”, “se um canal de estimulação não é suficiente para percepção de fala, quantos canais são necessários para se obter altos níveis de compreensão de fala?” e principalmente questões como “se mais que um eletrodo será estimulado, que informação será transmitida para cada eletrodo?”, “quais informações da fala serão transmitidas, fatores espectrais ou atributos conhecidos por serem de importância para percepção de fala (como primeiro e segundo formantes, por exemplo) ou formas de onda derivadas da filtragem do sinal de fala original para várias bandas de frequências?”. Tentando responder a estas questões, diferentes técnicas de processamento do som foram desenvolvidas.

Nos primeiros sistemas de IC, as estratégias proporcionavam aos pacientes apenas o reconhecimento de algumas palavras em conjunto aberto, pois conseguiam abranger somente a codificação precisa de algumas vogais da fala. Com o passar do tempo foram evoluindo, e então, começaram a abranger também as consoantes, proporcionando melhores resultados.

As estratégias de processamento do som abrangem todas as etapas por onde o sinal acústico da fala percorre, desde sua entrada pelo microfone do dispositivo, até ser transformado em pulsos elétricos que irão estimular as fibras nervosas remanescentes na cóclea. Correspondem aos mecanismos de pré-processamento do som de entrada, presentes nos diferentes processadores de fala disponíveis, parâmetros a serem selecionados como taxa e duração dos pulsos, modos de estimulação, estratégias de codificação da fala, características do componente interno, número de canais ativos, entre outras características que variam de acordo com o sistema de implante coclear utilizado.

Inicialmente, foram desenvolvidas estratégias baseadas na forma de onda, que eram derivadas da filtragem do sinal de fala para diferentes bandas de frequência, estratégias baseadas em fatores de extração, que apresentavam fatores espectrais como formantes, por exemplo, derivados de algoritmos de fatores de extração e estratégias híbridas, que apresentavam um pouco de ambas.

Uma das primeiras estratégias a ser desenvolvida nos sistemas de IC multicanal foi a *Compressed Analog (CA)*. Nesta estratégia, as formas de onda filtradas eram entregues simultaneamente para 4 eletrodos, separados igualmente por 4mm, operando em configuração monopolar. Autores como Dorman et al (1989), encontraram resultados por volta de 14% para o reconhecimento de monossílabos e dissílabos.

Outras estratégias então foram desenvolvidas como a *Continuous Interleaved Sampling (CIS)*, desenvolvida principalmente para resolver a problemática da interação de

canais, promovida pela estimulação simultânea da CA. A estimulação simultânea pode causar uma interação de canais pois pode provocar uma somação do campo elétrico de eletrodos individuais (White, Merzenich e Gardi, 1984).

Segundo Loizou (1999), respostas neurais para o estímulo de um eletrodo podem ser distorcidas significativamente pelo estímulo de outros eletrodos. Estas interações podem distorcer informação do espectro de fala e então degradar a compreensão de fala.

A CIS apresentava como características principais o uso da estimulação contínua e não-simultânea (responsável por minimizar a interação de canais), a utilização de seis canais (ao invés de quatro utilizados pela CA) e a representação de rápidas variações do envelope temporal com a utilização de alta taxa de estimulação. Alguns parâmetros da CIS eram modificados com frequência buscando um melhor desempenho dos pacientes nos testes de percepção de fala, entre eles a sequência de estimulação e taxa e duração dos pulsos. Duas sequências de estimulação eram utilizadas:

- *Ápice-para-base*: onde os eletrodos eram estimulados numa sequência 1-2-3-4-5-6 (os sinais de baixa frequência, no ápice da cóclea, eram estimulados primeiro enquanto os sinais de alta frequência, na base da cóclea, eram estimulados posteriormente);
- *“Staggered”*: onde os eletrodos eram estimulados numa sequência 6-3,5-2,4-1 (maximizando também a separação espacial entre os eletrodos).

O desempenho apresentado pelos usuários também demonstrava muitas variações em função de diferentes taxas e durações dos pulsos. White et al (1984) relataram desempenho máximo de pacientes nos testes de percepção de fala utilizando uma taxa de pulsos por volta de 833 pps e duração dos pulsos por volta de 33 pseg/fase.

Assim, autores como Whilson et al (1991) demonstraram melhores resultados nos testes de percepção de fala obtidos com a utilização da estratégia CIS em relação à estratégia CA.

A CIS foi uma estratégia utilizada por todas as empresas de IC (*Nucleus, Méd-el e Clarion*), embora apresentando configurações diferentes para cada empresa continua disponível nos sistemas de IC atualmente comercializados.

Outras estratégias foram desenvolvidas, como a F0/F2, a F0/F1/F2 e a *MPEAK* ou *Multipeak*, para serem utilizadas nos sistemas de IC *Nucleus*. Nestas estratégias, detectores “zero-crossing” eram utilizados para extrair a frequência fundamental e F2 de filtros passa-banda estipulados, e posteriormente, um detector *zero-crossing* foi adicionado para estimar F1 de um filtro passa-banda de 280 a 1000 Hz, na estratégia F0/F1/F2.

Dowell et al (1987) relatou que a média de pontuações de reconhecimento de palavras aumentou de 30% com a estratégia F0/F2, para 63% com a estratégia F0/F1/F2. Posteriormente, foram incluídas a esta estratégia informações de alta frequência, com a criação da *MPEAK* e a utilização de um novo circuito integrado de processamento digital, de tamanho reduzido, denominado *Miniature Speech Processor – MSP*.

Na *MPEAK*, os formantes F1,F2 e a frequência fundamental(F0) eram extraídos utilizando detectores *zero-crossing*. Entretanto, informações adicionais de alta-frequência eram extraídas usando detectores de envelope de três bandas de alta-frequência (englobando de 2 até 6 KHz). As saídas dos envelopes das três bandas de alta-frequência eram entregues para determinados eletrodos, que eram estimulados de forma diferente para sons vozeados e não-vozeados.

Wallenberger e Battmer (1991) avaliaram um grupo de cinco pacientes e encontraram que a estratégia MPEAK promoveu um aumento de 17% no reconhecimento de consoantes e uma média de melhora no reconhecimento de sentenças em conjunto aberto de 28%.

Foram desenvolvidas também, estratégias híbridas, como a estratégia “*N-of-M*”. Na “*n-of-m*” o sinal era filtrado para *m* bandas de frequências e o processador selecionava os *n* ($n < m$) envelopes de saída com maior energia. Somente os eletrodos que correspondiam as *n* saídas selecionadas eram estimulados em cada ciclo. Esta estratégia foi inicialmente utilizada no processador *Interleaved Processor (IP)*.

Posteriormente, foi utilizada no processador de fala *Spectral Máxima Sound Processor (SMSP)*, do sistema de IC *Nucleus*. No *SMSP*, o sinal do microfone era pré-amplificado e então enviado a um banco de 16 filtros passa-banda com centros de frequências de 250 a 5400 Hz. Então, o processador selecionava, num intervalo de 4 ms, as seis maiores saídas dos filtros. O *SMSP* utilizava então, uma estratégia “6-de-16”. Comparações desta estratégia com a MPEAK demonstraram melhoras significantes no reconhecimento de vogais, consoantes e palavras (McDermott, Mackay e Vandali, 1992).

Com o desenvolvimento do processador de fala *SPECTRA*, da *Cochlear Co*, foi desenvolvida uma nova estratégia de codificação denominada *SPEAK*, muito similar à estratégia *SMSP*. Na *SPEAK*, o sinal de entrada era enviado para um banco de 20 filtros (diferente da *SMSP*, que englobava 16) com centros de frequências de 250 a 10 KHz. O processador estimava continuamente as saídas dos 20 filtros e selecionava os que apresentavam maiores amplitudes. O número de máximas selecionadas variava de 5 até 10, dependendo da composição espectral do sinal de entrada, com uma média de 6 máximas. Os eletrodos eram estimulados a uma taxa de estimulação que variava de 180 a 300 Hz, dependendo do número de máximas selecionadas e de parâmetros individuais do paciente. Esta estratégia continuou presente nos outros processadores de fala desenvolvidos em

seguida, pela empresa *Cochlear Co* (*Sprint e Sprit 3G*), e continua disponível no mais recente processador de fala desenvolvido pela mesma, o *Freedom*, utilizado neste estudo.

A estratégia *Advanced Combination Encoder* (ACE), também desenvolvida para ser utilizada nos sistemas de IC *Nucleus*, é muito similar a estratégia SPEAK, com um espectro de frequências que pode variar entre 22 canais. Diferentemente da SPEAK, a ACE apresenta alta taxa de estimulação, podendo chegar a 14400 pps totais. É uma estratégia flexível e geralmente são selecionadas entre 8 e 12 máximas. Desta maneira oferece uma boa representação espectral com altas velocidades, melhorando também a resolução temporal. Esta estratégia está presente no processador de fala mais recente desenvolvido pela empresa *Cochlear Co*, o *Freedom*, sendo a estratégia mais utilizada atualmente nos sistemas de IC desta empresa, e utilizada neste estudo.

Algumas destas estratégias apresentam versões avançadas recentemente desenvolvidas, englobando taxas de estimulação mais altas. As estratégias avançadas correspondem a *Hi-ACE* (*Cochlear*) e *Hi-CIS* (*Cochlear e MedEl*). A estratégia *Hi-ACE* apresenta um aumento na taxa de estimulação que pode chegar até 36.000 pps e a *Hi-CIS* apresenta uma taxa de estimulação de até 50.000 pps.

Outra estratégia recentemente desenvolvida é a *HiRes* com o processamento do som *FidelityTM 120*, mais conhecida como *HiRes Fidelity 120*. A *HiRes Fidelity 120* é a mais recente estratégia de processamento do som desenvolvida pela *Advanced Bionics*, para ser utilizada nos implantes CII *Bionic Ear* e *HiRes 90K*. Esta estratégia apresenta implementações nos algoritmos de processamento do sinal acústico que visam proporcionar ao usuário um melhor desempenho auditivo em situações tanto de silêncio quanto de ruído, bem como nos aspectos determinantes à apreciação de música. O aumento da taxa de estimulação, que pode chegar até 83000 pps, uma maior representação espectral com a criação de canais virtuais de estimulação, resultando em 120 bandas de frequências

localizadas tonotopicamente ao longo da cóclea e a utilização das informações da estrutura fina temporal da fala extraídas pela transformada de Hilbert, são as principais delas.

Inicialmente, o sinal acústico de entrada é analisado por meio da Transformada Rápida de Fourier – FFT. O algoritmo então processa os detalhes espectrais e temporais em paralelo. O fator temporal é extraído utilizando a Transformada de Hilbert enquanto o navegador determina a energia máxima para cada par de eletrodos. As frequências estimadas pelas máximas espectrais são utilizadas para selecionar a melhor banda espectral direcionada para cada par de eletrodos. Estas bandas espectrais direcionadas são criadas pela entrega simultânea de corrente para um par de eletrodos adjacentes. Teoricamente, o local efetivo de estimulação pode ser direcionado para regiões entre os eletrodos pela variação da proporção de corrente entregue para cada par de eletrodo. Dessa forma, a *HiRes Fidelity 120* cria oito bandas espectrais para cada um dos 15 pares de eletrodos, promovendo então 120 bandas separadas de frequência, ou os chamados “canais virtuais”.

Outra estratégia foi desenvolvida recentemente pela *Medical Eletronics* para ser utilizada nos sistemas de implante coclear *Med-el*, denominada *Fine Structure Processing (FSP)*

A característica mais marcante desta estratégia é que, assim como a *HiRes Fidelity 120*, utiliza a estrutura fina temporal da fala. Assim, som pode ser separado em duas partes: informações contidas no envelope e na estrutura fina. O envelope contém informações sobre mudanças na amplitude (intensidades) do sinal no tempo, enquanto a estrutura fina engloba as mudanças rápidas em detalhes de frequência (*pitch*) do sinal.

A FSP utiliza dois parâmetros para codificar a fina estrutura de um sinal sonoro: informações relacionadas à fase (*timing*) e informações relacionadas à tonotopia (local) de várias frequências no sinal. A FSP também utiliza canais virtuais, que refere-se a uma maneira de aumentar a resolução de *pitch* pela criação de *pitches* perceptuais que

encontram-se intermediários aos *pitchs* evocados nos locais exatos dos eletrodos de contato.

Assim, estratégias mais dinâmicas surgiram, mais precisas na codificação do sinal acústico e com maior velocidade de estimulação, proporcionando compreensão auditiva de sentenças para seus usuários por volta de 90 a 100% em ambientes silenciosos (Gilford et al, 2008). O grande desafio para as empresas fabricantes dos dispositivos de implante coclear passou a ser a melhora do desempenho dos usuários principalmente em ambientes ruidosos.

Inovações com relação ao pré-processamento do som de entrada, presentes nos diferentes processadores de fala disponíveis, também foram desenvolvidas com este objetivo, como o *Adaptative Dynamic Range Optimization* (ADRO) e o *Beamformer*.

O ADRO ajusta dinamicamente o ganho de cada canal de estimulação de acordo com o nível do sinal de entrada deste canal. Ele otimiza o ganho de cada canal, mantendo a saída dentro de uma área dinâmica confortável ao paciente.

Diferente do pré-processamento do som geralmente utilizado pelos processadores de fala que rebaixam todos os sons quando o usuário entra em um ambiente com ruído competitivo, o ADRO utiliza altas taxas de atualização do sinal para ajustar a intensidade sobre os canais ativos do implante individualmente. Os canais que representam sons de baixa intensidade são reforçados, enquanto os sons de alta intensidade são atenuados, promovendo um confortável nível auditivo em situações de barulho.

Estudos demonstraram que o *ADRO* melhora o desempenho de percepção de fala no silêncio, mas não tem efeito na percepção de fala com ruído competitivo (Dawson et al, 2004).

Em contrapartida, outros estudos relataram a influência significativa do *ADRO* no melhor desempenho dos sujeitos nos testes de percepção de fala no silêncio e também na presença de ruído competitivo (Cochlear Limited, 2006).

O *Beam*TM ou *Beamformer* corresponde a um circuito adaptativo que utiliza dois microfones simultaneamente: um microfone direcional e um microfone omnidirecional. O *Beam* está presente no processador de fala *Freedom* e atua em duas fases: a primeira relacionada à operação direcional e a segunda, à operação de cancelamento adaptativo de ruído. O *Beam* é recomendado para situações auditivas específicas, na presença de ruído competitivo, como em situações onde existe a presença de ruído competitivo posicionado ao lado ou atrás do usuário, e o sinal sonoro está posicionado em frente ao mesmo.

Estudo demonstrou uma melhora estatisticamente significativa na percepção de fala na presença de ruído competitivo com a utilização do *Beam*, com resultados variando entre 6 e 16 dB melhores com a ativação deste circuito (Cochlear Limited, 2006).

Ainda, o processador de fala *Freedom*, utilizado neste estudo, apresenta uma “*Instantaneous Input Dynamic Range*” (*IIDR*) de 40 dB, sendo esta *IIDR* mais ampla que a utilizada pelos demais processadores de fala desta empresa.

A *IIDR* corresponde ao intervalo de intensidades acústicas selecionados para o mapeamento da área dinâmica de estimulação elétrica do usuário de IC.

Estudos demonstraram que usuários do processador de fala *Freedom* utilizando uma *IIDR* mais ampla (40 dB) apresentaram melhores resultados de percepção de fala no silêncio, principalmente em intensidades mais baixas, quando comparados ao uso do *Freedom* com *IIDR* de 30 dB ou demais processadores *Sprint* ou *ESprit*, com *IIDR* de 30 dB (Pjil, 2006).

2.1.4. Implante Coclear em crianças

Décadas após a primeira criança ter sido implantada, a indicação cirúrgica em crianças pequenas já não é mais questionada. Ao contrário, a principal preocupação dos profissionais que atuam na área de Audiologia Pediátrica diz respeito à realização da cirurgia de Implante Coclear em idades cada vez menores, de modo a se evitar os efeitos da privação sensorial para o desenvolvimento da audição e linguagem.

Os efeitos mais drásticos ao desenvolvimento do sistema auditivo são observados quando há privação sensorial durante os primeiros três anos de vida, devido ao fato destes anos serem considerados período crítico para o desenvolvimento da função auditiva, processos como a maturação, a plasticidade do sistema auditivo central e a organização dos mapas corticais. Crianças portadoras de deficiência auditiva de grau severo a profundo, congênita ou adquirida, durante este período, apresentam déficits no desenvolvimento da linguagem oral no decorrer dos anos. Por esta razão, há grande preocupação em se realizar intervenção adequada e em tempo hábil nesta população, de modo a evitar os danos proporcionados por esta deficiência.

Crianças mais jovens são as que mais se beneficiam da plasticidade neuronal, ou seja, a capacidade do cérebro de se reorganizar diante de novos estímulos. A primeira infância é o período mais nobre para a plasticidade neuronal, portanto a tendência das crianças implantadas nesta fase é a de apresentarem os melhores resultados com o uso do dispositivo.

Segundo Gordon et al (2002), crianças com surdez pré-lingual alcançam melhores níveis de habilidades percepção de fala, desde que implantadas com idades inferiores aos três anos.

Robbins et al. (2004) relataram que crianças que receberam o implante coclear no primeiro ano de vida alcançaram uma rápida melhora na habilidade auditiva durante o primeiro ano de uso do dispositivo. Demonstraram ainda, que estas crianças chegaram a atingir uma pontuação tão elevada, que quando comparada com crianças ouvintes de mesma idade, não apresentavam atraso de fala ou linguagem.

Moret (2002) analisou os aspectos que influenciaram o desempenho de crianças usuárias de Implante Coclear no que se refere às habilidades de audição e linguagem. A autora verificou que o tempo de privação sensorial, o tempo de uso do Implante Coclear, o tipo de Implante Coclear, a estratégia de codificação dos sons da fala e a permeabilidade da família no processo terapêutico, apresentaram influência significativa sobre o desempenho destas crianças.

Para avaliar a evolução do comportamento comunicativo em usuários de IC, Colletti et al. (2005) avaliaram crianças implantadas com *Nucleus 24M*, com idades entre 4 e 11 meses. Os resultados obtidos mostraram que o balbucio iniciou-se entre o primeiro e o terceiro mês após a ativação do dispositivo. As crianças implantadas precocemente foram aquelas que mais se aproximaram dos comportamentos apresentados pelas crianças normais.

Manrique et al. (1999) avaliaram o desenvolvimento de 98 crianças e adolescentes usuários de IC, que apresentavam surdez pré-lingual, comparando-o com o de indivíduos portadores de surdez pós-lingual. Os resultados obtidos mostraram que o melhor desempenho nos testes de percepção de fala foi obtido pelo grupo de sujeitos pós-lingual e do grupo pré-lingual, desde que implantados até os seis anos de idade. Entre o grupo dos pré-linguais, uma melhora progressiva foi apresentada pelos indivíduos implantados até os três anos de idade, atingindo o reconhecimento de fala em conjunto aberto ao redor do

terceiro ano de uso do IC. Resultados semelhantes foram encontrados por Harrison et al. (2005).

Com base na experiência clínica e com resultados de pesquisas com os usuários de Implante Coclear, desde 2002, esta cirurgia tem sido indicada para crianças com idades inferiores a doze meses de idade, e no Centro de Pesquisas Audiológicas (CPA-HRAC/USP), a idade mínima para a realização da cirurgia de IC, em crianças com deficiência auditiva neurosensorial de grau profundo, desde 2006, passou a ser de seis meses. Na literatura internacional, já é possível encontrar-se publicações que descrevem os resultados de cirurgias realizadas em crianças com quatro meses de idade (Colletti et al., 2005).

2.2. Percepção de Fala

A avaliação da percepção de fala na Audiologia torna-se cada vez mais importante e por meio dela é possível estabelecer a relação entre a capacidade auditiva, ou seja, as informações extraídas essencialmente dos procedimentos de diagnóstico audiológico, e o desempenho auditivo, que se refere ao que o paciente está desenvolvendo funcionalmente, dentro de sua capacidade.

Os testes de percepção de fala são considerados os principais indicadores da evolução de pacientes em processo de habilitação e reabilitação auditiva, e são aplicados com frequência para avaliar o desempenho destes pacientes nos processos terapêuticos auriculares. Seus resultados fornecem informações diretas no planejamento terapêutico, no estabelecimento de metas condizentes com o que a criança é capaz (capacidade auditiva) e com o que ela está desenvolvendo (desempenho auditivo), além de auxiliar no melhor direcionamento da orientação e aconselhamento familiar. São utilizados também no

processo de seleção de aparelhos de amplificação sonora individuais (AASIs), auxiliando na determinação dos ajustes necessários a uma melhor amplificação para o paciente e ainda, tem auxiliado na indicação de pacientes que podem beneficiar-se com o uso do implante coclear.

Nos Setores de Implante Coclear, os testes de percepção de fala se caracterizam como importante ferramenta, e fazem parte do protocolo de atendimento tanto da Etapa Pré-Cirúrgica (na avaliação para a indicação da cirurgia de implante coclear) quanto na Etapa Pós-Cirúrgica (nos retornos para programação e *follow-up* do dispositivo, auxiliando na investigação do benefício proporcionado pelo mesmo e a evolução do desempenho auditivo do paciente).

Uma boa percepção de fala depende basicamente de uma ação conjunta do sistema auditivo que envolve orelha externa, média e interna, VIII par de nervos cranianos, porção retrococlear e sistema nervoso central.

Além disso, os testes de percepção de fala também sofrem influência de aspectos como o desenvolvimento cognitivo e faixa etária, ou seja, testes específicos devem ser aplicados em cada fase do desenvolvimento cognitivo e faixa etária do paciente.

Ainda, os testes de percepção de fala também devem ser aplicados levando-se em consideração a hierarquia no desenvolvimento das habilidades auditivas, portanto, devem ser adequados à habilidade auditiva apresentada pelo paciente.

O desenvolvimento das habilidades auditivas ocorre em uma seqüência de aquisição, descrita por Erber (1972), tanto para ouvintes quanto para deficientes auditivos usuários de amplificação (AASI ou IC), descrita a seguir:

- Detecção auditiva: perceber a presença e ausência de som.
- Discriminação auditiva: discriminar dois ou mais estímulos dizendo se são iguais ou diferentes.

- Reconhecimento auditivo: identificar o som, classificando e nomeando o que ouviu, repetindo ou apontando o estímulo. O reconhecimento auditivo apresenta duas fases:

- Reconhecimento Auditivo Introdutório: identificar o som, com a apresentação de alternativas de resposta (*closet-set*);
- Reconhecimento Auditivo Avançado: identificar o som, sem a apresentação de alternativas de resposta (*open-set*);

- Compreensão: entender os estímulos sonoros sem necessariamente repeti-los. Responder perguntas, seguir instruções e recontar histórias.

O desenvolvimento das habilidades auditivas inicia-se com a habilidade de detecção, e sequencialmente para discriminação, reconhecimento e então, compreensão auditiva. Dessa forma, existem testes de percepção de fala adequados para avaliar cada habilidade auditiva, levando-se em consideração, como descrito anteriormente, a faixa etária e idade cognitiva do paciente.

O desempenho favorável dos usuários de implante coclear nas medidas de percepção de fala depende, em grande parte, da habilidade do processador de fala em decompor efetivamente os sinais acústicos de entrada em vários canais de estimulação, para a estimulação do nervo auditivo (LAN et al, 2004).

Assim, uma perda auditiva em determinada frequência, ou, no caso do dispositivo de implante coclear, não converter todo o sinal acústico de entrada em uma intensidade de corrente que promova uma sensação audível e utilizável dentro dos padrões de frequência e intensidade necessários, isto pode comprometer o reconhecimento de fala de maneira considerável.

O processador de fala está presente em todos os sistemas de implante coclear e corresponde a um dos componentes externos do dispositivo. Nos processadores de fala são

selecionados todos os parâmetros responsáveis pela determinação do modo pelo qual o sistema de implante coclear transforma o sinal acústico da fala em impulsos elétricos responsáveis por estimular as fibras nervosas remanescentes na cóclea.

Estes parâmetros vão desde o microfone e suas características de pré-processamento do som de entrada, até as estratégias de codificação da fala, que definem o modo como o processador irá analisar e codificar as informações importantes da fala, transformando-as em pulsos bifásicos, bem como quando e de que forma estes pulsos serão entregues aos eletrodos intracocleares.

De acordo com Clark (2003), a fala é um sinal acústico complexo e a informação é transmitida ao cérebro em uma velocidade muito rápida. Trata-se de um estímulo dinâmico, o qual requer codificação não somente do estímulo estável, mas também daquele com velocidade e local de estimulação que variam no tempo.

Atualmente, a alta fidelidade da representação elétrica proporcionada pelos sistemas de implante coclear tem permitido que crianças usuárias deste dispositivo apresentem uma sensação auditiva muito semelhante à de indivíduos com audição normal, embora tenham uma perda auditiva severa e/ou profunda. Dessa forma, crianças usuárias de implante coclear, principalmente àquelas implantadas até os três anos de idade (período de maior plasticidade das vias auditivas), tem demonstrado resultados de compreensão de fala cada vez melhores.

Algumas pesquisas foram desenvolvidas investigando a habilidade de reconhecimento de fala em adultos e crianças usuárias de implante coclear, relacionando-as às diferentes características que compõe o processamento do sinal no dispositivo.

Staller et al (1997) investigaram as habilidades de percepção de fala em adultos e crianças usuárias do sistema de implante coclear *Nucleus 22*, com a utilização da estratégia de codificação da fala *Spectral Peak – SPEAK*. Eles avaliaram o reconhecimento de sentenças e de monossílabos no silêncio por um período de seis meses após converter a estratégia de

codificação para a *SPEAK*. Os adultos demonstraram rápida aquisição das habilidades de reconhecimento de fala em conjunto aberto, visto que a média de reconhecimento de sentenças foi de 53,5% após duas semanas, 62,1% após um mês, 69,8% após três meses e 74,4% após seis meses de uso; ainda, o reconhecimento de monossílabos foi 35,6% melhor após seis meses. Trinta e quatro crianças com deficiência auditiva pré-lingual de quatro grandes centros auditivos converteram sua estratégia de *MPEAK* para a *SPEAK*, e, após seis meses, demonstraram significantes melhoras em sua habilidade de reconhecimento de fala.

Pasanisi et al (2002) compararam os benefícios na percepção de fala com as estratégias *SPEAK* e *ACE* em crianças usuárias do sistema de implante coclear *Nucleus 24M*. Nove crianças com deficiência auditiva congênita, usuárias do processador de fala *SPrint*, foram avaliadas com teste de reconhecimento de monossílabos e de sentenças antes e depois de converter a estratégia de codificação de *SPEAK* para *ACE*. Os resultados mostraram ótimos resultados de percepção de fala para crianças que faziam uso de ambas as estratégias, entretanto, houve uma melhora estatisticamente significativa no reconhecimento de fala com a estratégia *ACE* comparada a *SPEAK*, visto que a média das pontuações corretas no reconhecimento de palavras e de sentenças foi de 68,8% e 66,6% respectivamente para *SPEAK*, e de 91% e 85,5% respectivamente para a *ACE*.

Bosco et al (2005) compararam a percepção de fala de quarenta crianças com deficiência auditiva pré-lingual usuárias do sistema de implante coclear *Clarion* (17 usuárias do *Hi-Focus 1.2* e 23 usuárias do CII, com as estratégias de codificação *CIS*, *SAS* e *HiRes*. Foram aplicados testes de percepção de fala padronizados as idades das crianças e a Escala MAIS direcionada aos familiares, no período de 3, 6, 9 e 12 meses após ativação dos eletrodos. Os resultados mostraram que os usuários do sistema de implante coclear *Clarion* com a estratégia de codificação *HiRes* apresentaram melhores resultados de compreensão e reconhecimento de fala após um ano de uso do dispositivo que usuários das estratégias *SAS* ou

CIS.

Anthony et al (2004) compararam o desempenho de quinze usuários adultos do sistema de implante coclear *CII* (*Advanced Bionics Corporation*) utilizando a estratégia de processamento do sinal *HiResolution* com quinze usuários adultos do sistema *Nucleus 24* (*Cochlear Corporation*) utilizando a estratégia *ACE* (*Advanced Combination Encoder*). Seu objetivo foi investigar se usuários de diferentes sistemas de implante coclear que apresentavam o mesmo desempenho no reconhecimento de monossílabos (CVC) na situação de silêncio apresentariam diferenças nos testes de fala baseados em diferenças na resolução temporal e espectral, como o reconhecimento de fala no ruído e reconhecimento de fala em baixas intensidades. Eles utilizaram o reconhecimento de vogal, reconhecimento de consoantes, reconhecimento de sentenças no silêncio (nas intensidades de 74, 64 e 54 dB) e no ruído (relação S/R de +10 dB e +5 dB), discriminação de voz e reconhecimento de melodia. Como resultado, eles encontraram que para a maioria das tarefas os dois grupos não apresentaram diferenças estatisticamente significantes, entretanto, houve diferença nos testes de reconhecimento de vogais, reconhecimento de sentenças na presença de ruído nas relações +5 dB e +10 dB. De forma geral, os usuários de *CII* apresentaram desempenho superior em todos os testes realizados aos usuários de *3G*. Embora os usuários de *CII* também tenham apresentado desempenho superior no teste de reconhecimento de fala no ruído, ambos os grupos apresentaram uma queda significativa quando comparados aos resultados do mesmo teste no silêncio. Os autores atribuíram as diferenças no desempenho dos dois grupos às diferenças nas estratégias de processamento do sinal dos implantes cocleares. Eles relatam ainda, que mais estudos são necessários para investigar quais atributos do processamento do sinal contido nos processadores de fala são responsáveis por estas diferenças nos desempenhos dos sujeitos.

Santarelli et al (2009) compararam o desempenho nos testes de percepção de fala de

crianças usuárias do sistema de implante coclear *Nucleus* (*Cochlear Corporation*), utilizando os processadores de fala *Sprint* ou *Esprit 3G* e o novo processador de fala *Freedom*. Foram aplicados os testes de identificação e reconhecimento de dissílabos e identificação de vogais no silêncio (70dB e 60dB) e na presença de ruído nas relações sinal/ruído de +10dB, +5dB, 0dB e -5dB, em 17 crianças com deficiência auditiva pré-lingual usuárias do sistema de implante coclear *Nucleus*, com o processador de fala utilizado (*Sprint* ou *Esprit 3G*) e após um mês de experiência com o processador *Freedom*. Os resultados revelaram resultados significativamente melhores com a utilização do processador de fala *Freedom* em todos os testes de percepção de fala aplicados. Os autores apontaram o aumento da área dinâmica de entrada, proporcionado pelo processador de fala *Freedom*, como um dos fatores responsáveis por estes resultados.

Outro estudo, realizado por Norman et al (1998), comparou o reconhecimento de vogais e sentenças no ruído entre adultos usuários de implantes coclear Med-el, com a estratégia CIS e 6 canais de estimulação e sujeitos ouvintes, testados em uma simulação de implante coclear de 6 canais. Para reconhecimento de sentenças no ruído, eles utilizaram a Escala de Audição no ruído “*Hearing in Noisy Test-HINT*” nas relações S/R de + 5 dB, +10dB e +15 dB. Como resultado, eles encontraram que para modestas intensidades de ruído (+15 dB e +10 dB) os usuários de implante coclear obtiveram performance igual a dos sujeitos ouvintes para simulação de 6 canais. Com a diminuição da relação sinal-ruído para S/R de +5 dB, o desempenho dos implantados foi bem menor, apenas 2 dos 7 conseguiram pontuações próximas aos ouvintes.

Firszt et al (2004) investigou o reconhecimento de fala no silêncio e na presença de ruído em adultos usuários de três diferentes sistemas de implante coclear: *Clarion*, *Med-el* e *Nucleus*. Ele utilizou a Escala “*Hearing in Noisy Test-HINT*” no silêncio (nas intensidades de 70 dB, 60dB e 50 dB) e na presença de ruído (sentença na intensidade de 60 dB e relação S/R

de +8dB). Em seus resultados, ele não encontrou diferença estatisticamente significativa no reconhecimento de fala tanto para as situações de silêncio quanto para a situação de ruído entre os diferentes sistemas de implante coclear. Na situação de silêncio, os usuários apresentaram reconhecimento de sentenças similar nas intensidades de 60 dB e 70 dB, com um decréscimo em 50 dB. Já na presença de ruído, os sujeitos apresentaram uma degradação em seu desempenho, demonstrando porcentagem de acertos inferior à todas encontradas no reconhecimento de sentenças no silêncio, inclusive a mais baixa, de 50 dB.

Estudo realizado pela *Advanced Bionics* (2008) comparou o desempenho auditivo de usuários do sistema de implante coclear *HiResolution*, utilizando a estratégia de processamento do som *HiRes* convencional e a estratégia *HiRes Fidelity 120*. Foram avaliados sujeitos com idades entre 28 e 80 anos e que apresentavam perda auditiva pós-lingual. Para acessar a percepção de fala, foram utilizados o teste de reconhecimento de monossílabos no silêncio e a Escala “*Hearing in Noisy Test – HINT*”, com sentenças sendo apresentadas no silêncio e na presença de ruído, utilizando uma relação S/R fixa de +8 dB. Os usuários foram avaliados com sua estratégia *HiRes* convencional já utilizada, após três meses de experiência com a estratégia *HiRes Fidelity 120*, e novamente com a estratégia *HiRes* convencional após três meses de experiência. Como resultado, observou-se que a média de reconhecimento de monossílabos e de sentenças *HINT* tanto no silêncio como também na presença de ruído foi melhor para usuários da estratégia *HiRes Fidelity 120* do que para *HiRes* convencional: no reconhecimento de monossílabos, a porcentagem de acertos foi de 65% para a estratégia *HiRes Fidelity 120* e de 63% para as demais; no reconhecimento de sentenças *HINT* no silêncio a porcentagem de acertos foi de 88% para *HiRes* convencional, 93% para *HiRes Fidelity 120* e 91% para *HiRes* convencional após três meses de experiência; no reconhecimento de sentenças na presença de ruído, a porcentagem de acertos foi de 64% para *HiRes* convencional, 70% para a estratégia *HiRes Fidelity 120* e 65% para a *HiRes*

convencional após três meses de experiência. Os autores concluíram que os avanços na estratégia de processamento *HiRes Fidelity 120* promoveu benefícios na percepção de fala dos usuários de implante coclear CII e 90K, podendo ser uma ferramenta valiosa para a compreensão de fala em ambientes ruidosos.

Estudo realizado por Mancini et al (2009) comparou as habilidades auditivas de crianças com deficiência auditiva pré-lingual, usuárias do sistema de implante coclear *Clarion*, que faziam uso da estratégia de processamento *HiRes* convencional, *HiRes Fidelity 120* e crianças adaptadas inicialmente com a estratégia *HiRes* convencional e posteriormente com a *HiRes Fidelity 120*. Foram realizados testes de percepção de fala no silêncio e na presença de ruído antes e 12 meses após a conversão para a estratégia *HiRes Fidelity 120*. Como resultado, observou que crianças usuárias das estratégias de processamento *HiRes* convencional e *HiRes Fidelity 120* convertidas posteriormente demonstraram resultados similares de percepção de fala no silêncio, entretanto, as crianças usuárias da estratégia *HiRes Fidelity 120* chegaram a estes resultados num curto espaço de tempo após a conversão. As crianças usuárias da estratégia *HiRes Fidelity 120* desde o início mostraram melhoras em todas as categorias de percepção de fala, com aproximadamente 60% de reconhecimento de fonemas e 30% de compreensão de fonemas no silêncio. Ainda, as pontuações de discriminação no silêncio e na presença de ruído mostraram uma melhora significativa para as crianças usuárias das estratégias *HiRes Fidelity 120* selecionadas inicialmente ou convertidas posteriormente, comparadas às crianças usuárias da estratégia *HiRes* convencional.

Apesar do bom desempenho alcançado pelos usuários de implante coclear nos testes de percepção de fala nas situações de silêncio, observa-se uma degradação significativa deste desempenho na presença de ruído competitivo.

Segundo Nascimento e Bevilacqua (2005), a influência negativa do ruído na percepção da fala dos usuários de implante coclear pode ser justificada pelos seguintes fatores: o

processador da fala codifica o sinal para um padrão de estimulação dos eletrodos no silêncio diferente do que no ruído; o processamento do sinal no sistema de implante coclear reduz a informação e a redundância do sinal; a entrada monoaural para o sistema auditivo, que consiste num único microfone conectado ao processador da fala, não permite o processamento de redução do ruído possível num sistema auditivo biaural.

Os testes de percepção de fala com a presença de ruído competitivo tem sido cada vez mais utilizados para avaliar a habilidade percepção de fala de usuários de IC, pois são capazes de prever o desempenho do paciente em uma situação de escuta real.

De acordo com Costa (1995), é importante ressaltar que as medidas de reconhecimento de fala muitas vezes, por serem realizadas em condições ideais, podem não refletir necessariamente a situação de escuta real das pessoas.

Estudos demonstram que o índice de reconhecimento de fala sem ruído não é um bom medidor das dificuldades vivenciadas pelos sujeitos. Assim, a utilização de testes em situação de baixa redundância torna-se cada vez mais necessária (Costa, 2001).

De acordo com Costa (1995), testes de reconhecimento de fala com ruído mascarante refletem de maneira mais eficiente as condições de escuta do dia-a-dia, possibilitando uma avaliação detalhada da capacidade de comunicação das pessoas.

2.3 Hearing in Noisy Test (HINT)

O método *HINT* foi desenvolvido no House Ear Institute (HEI), uma instituição que estuda de maneira aprofundada e detalhada a audição e que tem como princípio fundamental melhorar a qualidade de vida das pessoas. O Instituto foi criado em 1946 por Howard P House e intitulou-se inicialmente como Fundação de Otologia de Los Angeles, que posteriormente foi renomeado para HEI (HEI, 2008).

O HEI desenvolve trabalhos e métodos de intervenção que visam aprimorar a qualidade e tecnologia dos AASIs e Implantes Cocleares, possibilitar diagnósticos mais precisos e tratamento terapêuticos adequados.

O HINT foi desenvolvido em 1994, por Nilsson et al, e foi inicialmente testado em ouvintes normais para a obtenção de parâmetros para os outros grupos (Nilsson et al, 1994).

É um teste adaptativo para a mensuração do SRT, que comprova a eficiência estatística e prática da audição no ruído. É composto por aproximadamente 250 sentenças digitalmente gravadas que podem ser apresentadas no silêncio e no ruído, e que são padronizadas quanto à língua, dificuldade, inteligibilidade e distribuição fonética (Nilsson et al, 1994).

As listas são foneticamente balanceadas e contam com 10 ou 20 sentenças cada. O tempo de administração do teste varia de 2 minutos para a lista de 10 sentenças e 3-4 minutos para a lista com 20 sentenças. As sentenças são apresentadas por um falante do sexo masculino, no silêncio e no ruído fixado a 65 dB(A), de acordo com os padrões estabelecidos pelo HEI (Nilsson et al, 1995).

Inicialmente, foi comercializado e testado por meio de um *compact disk* (CD), via audiômetro. Posteriormente, por volta de 2003, a empresa *Bio-logic Systems Corp* desenvolveu um *hardware* e um *software* que possibilitaram novas versões do *HINT* utilizadas de maneira bastante prática pelos aplicadores da tecnologia *HINT* (Duncan e Arts, 2006).

Atualmente, observam-se diferentes pesquisas com o equipamento sendo utilizado em diversos idiomas na rotina clínica. O laboratório intitulado *HCSD (Human Communication Sciences and Devices)* é o responsável pela elaboração de pesquisas conjuntas entre diferentes países (HEI, 2008).

De acordo com HEI (2008), o *HINT* é utilizado para avaliar a capacidade funcional

auditiva, ou seja, determinar o quão bem uma pessoa é hábil para ouvir e entender a fala em ambientes ruidosos. Principalmente em usuários de próteses auditivas e implantes cocleares.

Com o uso da tecnologia internacional *HINT* os cientistas tem conseguido comparar dados do comportamento auditivo em diferentes países e avaliar quais são os resultados da audição funcional em diversos idiomas (Soli, 1994).

Para o desenvolvimento e aplicação do *HINT* no Brasil, houve a necessidade da elaboração de um extenso material de sentenças controladas pela língua, dificuldade, naturalidade e análise fonêmica. O material de fala foi elaborado em um trabalho prévio, realizado em parceria por pesquisadores da UNICAMP e da USP/Bauru, que normatizaram o teste, com o uso de fones de ouvido (TDH 39 *Headset*).

As sentenças selecionadas foram digitalizadas, com locutor brasileiro nativo e de voz profissional, sem apresentar características distintivas de dialeto. A leitura foi realizada com velocidade normal e sem enfatizar qualquer palavra. As sentenças foram gravadas e transferidas para arquivos de som do computador.

Cada sentença balanceada foneticamente era gravada pelo HEI para a verificação e análise da viabilidade da utilização para o *HINT-Brasil*. O *HTD (Hearing Test Device)* consiste de um equipamento para a gravação digital direta e possibilita manutenção apropriada do nível do sinal (HEI, 2008).

Dentre um total de 1700 sentenças criadas por meio de um teste de naturalidade e familiaridade de ouvintes normais de língua nativa, 800 foram selecionadas para o teste, mas para a fase final de equalização foram utilizadas apenas as 240 sentenças necessárias (Bevilacqua et al, 2008).

Em uma etapa inicial foi estimada a função Performance/Intensidade (PI) com 12 sujeitos normo-ouvintes. Com estes dados foi estabelecida a equalização da inteligibilidade das sentenças em ruído, ou seja, a determinação da porcentagem de inteligibilidade das

palavras de cada sentença, a partir de uma relação sinal/ruído que correspondesse a 70% de inteligibilidade. Posteriormente, as 240 sentenças foram redistribuídas em 12 listas com 20 sentenças cada, foneticamente balanceadas (Anexo1).

O ruído utilizado no *HINT* com as sentenças é o *speech-weighted noise* (Duncan, 2006), elaborado com o próprio material de fala do teste. O Limiar de Recepção de Fala (LRF) pode ser mensurado de acordo com a variação do nível de apresentação das sentenças por fones ou campo livre e as médias podem ser comparadas com os resultados obtidos no teste para sujeitos normo-ouvintes.

O HINT-Brasil foi então validado em uma amostra de 29 sujeitos, de ambos os sexos, com audição normal (limiares auditivos iguais ou melhores que 20 dB HL nas frequências de 250HZ a 8KHZ, bilateralmente) e que apresentavam idades entre 18 e 50 anos, para a condição de fones de ouvido, nas quatro posições: Silêncio(S) e Ruído nas posições frontal (RF), à direita (RD) e à esquerda (RE).

Outro estudo realizado por Arieta (2009), utilizou o *HINT*-Brasil para avaliar o desempenho de normo-ouvintes e usuários de AASIs, com e sem ruído competidor, com o uso de fones de ouvido e também em Campo Livre. Foram avaliados 60 sujeitos, divididos em dois grupos:

- Grupo 1: 30 sujeitos com audição normal, de ambos os sexos, com média de idade de 31,2 anos;
- Grupo 2: 30 sujeitos com perda auditiva sensorioneural, de ambos os sexos, com média de idade de 71,6 anos e que faziam uso de AASI bilateral.

O grupo 1 foi avaliado com e sem ruído competidor, com a utilização de fones de ouvido e também em Campo Livre, nas quatro condições do teste (S,RF,RD,RE). O grupo 2 foi avaliado com e sem ruído competidor, somente em Campo Livre, com e sem a utilização do AASI, nas quatro condições do teste (S,RF,RD,RE). Os resultados para o Grupo 1, com

fonos de ouvido, foram semelhantes aos de estudos apresentados em diversos países, inclusive ao anterior realizado por Bevilacqua et al (2008), no Brasil. Em campo livre, os normo-ouvintes apresentaram melhor desempenho nos testes sem ruído e maior dificuldade com ruído, em relação aos testes com fones de ouvido. O Grupo 2 apresentou valores de relação S/R entre -2 e 0 dB de ganho com o AASI. Os autores concluíram que o *HINT*-Brasil mostrou-se como um instrumento eficaz e promissor para rotina audiológica clínica nacional. Além disso, na situação em Campo Livre, do Grupo 1 de normo-ouvintes, foi possível encontrar resultados inovadores, que podem servir de referência para a utilização do *HINT* no Brasil, visto que até o momento não havia padronizações da aplicação do *HINT*-Brasil em Campo Livre

3. MATERIAL E MÉTODOS

Este trabalho foi desenvolvido no Centro de Pesquisas Audiológicas (CPA) do Hospital de Reabilitação de Anomalias Craniofaciais (HRAC) – Universidade de São Paulo (USP), Campus Bauru, no setor de Implante Coclear, e aprovado pelo comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos sob o parecer nº 093/2009 – CEP/USP (Anexo A).

O protocolo de investigação foi composto pela versão adaptada para o Português-Brasil do Teste *HINT* – “*Hearing in Noisy Test*”. Esta versão foi acessada por meio do “*Hearing Test Device – HTD*”, sendo este *hardware* compatível ao *software* “*HINT for Windows – Version 6.3*”, que conduz todo o processo de teste com as sentenças gravadas do *HINT* - Brasil e o ruído competitivo.

O *HTD* é um produto fabricado pela empresa *Bio-logic*, representada no Brasil pela “*Widex Aparelhos Auditivos*”, e foi desenvolvido pelo Laboratório de Pesquisas de Aparelhos Auditivos do Departamento de Ciência e Comunicação Humana do *House Ear Institute – HEI*, no ano de 1994. As listas de sentenças selecionadas e armazenadas no *software* “*HINT for Windows – Version 6.3*” foram normatizadas com a aplicação do *HINT*-Brasil, realizada por Bevilacqua et al (2008).

Os sujeitos foram agrupados de acordo com o fator “processador de fala” do implante coclear e algumas variáveis em estudo como “idade da criança na época do experimento” (IDD), o “tempo de uso do implante coclear na época do experimento” (TUSO) e “o tempo de privação sensorial auditiva” (TPRI) foram considerados controle experimental.

3.1. Seleção da Casuística

Inicialmente, foram entregues aos responsáveis pelas crianças participantes deste estudo a Carta de Informação ao Sujeito da Pesquisa (Anexo B) e o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (Anexo C).

Para a realização da cirurgia de implante coclear, os pacientes foram selecionados a partir dos Critérios de Indicação e Contra-Indicação da Cirurgia de Implante Coclear adotados pelo Centro de Pesquisas Audiológicas (HRAC/USP).

Os critérios de seleção aos quais os pacientes são submetidos na etapa pré-cirúrgica para a aprovação do Implante Coclear no HRAC/USP são descritos a seguir:

Quadro 3. Critérios de Indicação e Contra-Indicação para a cirurgia de implante coclear utilizados no Centro de Pesquisas Audiológicas CPA-HRAC/USP.

Critérios de Indicação - CPA – HRAC/USP
<ul style="list-style-type: none"> - Deficiência auditiva neurossensorial de grau severo e/ou profundo bilateral - Idade mínima de 6 meses para deficiência auditiva profunda ou 18 meses para deficiência auditiva severa; - Idade máxima preferencial de dois anos para DA pré-lingual, considerando-se o período de maior plasticidade neuronal (Eggermont e Ponton, 2003) - Tempo máximo de surdez de seis anos para DA pós-lingual; - Permeabilidade coclear para inserção cirúrgica dos eletrodos; - Limiares auditivos tonais iguais ou superiores a 70 dBNA a partir da frequência de 1000Hz; - Benefício limitado das habilidades auditivas com o uso do AASI; - Baixo índice de reconhecimento auditivo em testes de percepção de fala com amplificação; - Ausência de comprometimentos de natureza intelectual ou emocional, pois estes tipos de comprometimentos acarretam em menor chance de aproveitar ao máximo os benefícios do IC; - Motivação da família para o uso do IC e para o desenvolvimento de atitudes de comunicação favoráveis pela criança; - Expectativas familiares adequadas quanto ao resultado do IC; - Participação da criança em programa de habilitação e reabilitação auditiva na cidade de origem.
Critérios de Contra-indicação - CPA – HRAC/USP
<ul style="list-style-type: none"> - Comprometimentos neurológicos graves associados à DA; - Condições médicas ou psicológicas que contra-indiquem a cirurgia; - DA causada por agenesia da cóclea, de nervo auditivo ou lesões centrais; - Infecção ativa da orelha média; - Expectativas irreais quanto aos benefícios, resultados e limitações do IC por parte da família ou do paciente;

Outros critérios também foram determinados para a seleção dos sujeitos deste estudo:

- Crianças com deficiência auditiva de origem pré-lingual;
- Usuários dos dispositivos de implante coclear *Nucleus* CI24M ou CI24R(ST), com cirurgia realizada no HRAC/USP até os 50 meses de idade;
- Inserção total dos eletrodos na cóclea;
- Tempo de uso do dispositivo de IC igual ou superior a 36 meses e tempo de uso do processador de fala atual superior a 5 meses.
- Habilidade Auditiva de reconhecimento de fala em conjunto aberto (“*Open-set*”), de acordo com as Categorias de Audição propostas por Geers (1994);
- Linguagem oral fluente, de acordo com as Categorias de Linguagem propostas por Bevilacqua et al (1996);
- Presença e aceitação dos pais ou responsáveis que apresentavam convívio diário com a criança em participar do estudo;
- Crianças com características homogêneas e que apresentavam o mesmo nível sócio-econômico, todas regularmente matriculadas e acompanhadas pelo programa de Implante Coclear do Centro de Pesquisas Audiológicas – CPA;

Participaram do estudo 26 crianças de ambos os gêneros, usuárias do sistema de implante coclear *Nucleus*®24, da *Cochlear Corporation*, divididas em dois grupos de acordo com o processador de fala utilizado, denominados Grupo 1 e Grupo 2:

- **Grupo 1:** 16 crianças usuárias do dispositivo de implante coclear *Nucleus* CI24M ou CI24R(ST), utilizando o processador de fala *Sprint*.

- **Grupo 2:** 10 crianças usuárias do sistema de implante coclear *Nucleus CI24M* ou *CI24R(ST)*, utilizando o processador de fala *Freedom*.

A faixa etária das crianças estudadas variou de 5 anos e dois meses a 15 anos e 6 meses de idade. O tempo de privação sensorial auditiva variou de 1 ano e 1 mês a 4 anos e 2 meses de idade. O tempo de uso do implante coclear variou de 3 anos e 10 meses a 11 anos e 5 meses.

O Quadro 4 apresenta a distribuição dos grupos estudados quanto à idade na época do experimento (IDD), tempo de privação sensorial auditiva (TPRI) e tempo de uso do dispositivo de implante coclear (TUSO).

Quadro 4. Distribuição dos grupos estudados quanto à idade na época do experimento (IDD), tempo de privação sensorial auditiva (TPRI) e tempo de uso do dispositivo de implante coclear (TUSO)

	SUJEITOS (N)		IDD (meses)	TPRI (meses)	TUSO (meses)
Grupo 1 (<i>Sprint</i>)	16	Média	98,19	25,23	71,88
		Dp	26,48	10,28	18,15
		Mediana	92,50	23,00	67,00
		Mínimo	62,00	13,00	46,00
		Máximo	144,00	47,00	98,00
Grupo 2 (<i>Freedom</i>)	10	Média	118,30	27,90	87,80
		Dp	33,70	11,00	26,45
		Mediana	118,50	23,50	91,50
		Mínimo	74,00	17,00	52,00
		Máximo	186,00	50,00	137,00

O Quadro 5 apresenta a distribuição dos grupos estudados quanto à etiologia da deficiência auditiva.

Quadro 5. Distribuição dos grupos estudados quanto à etiologia da deficiência auditiva

Etiologia	Frequências absolutas(n) e porcentagens(%)					
	GRUPO 1		GRUPO 2		TOTAL	
Genética	0	0	3	18,75	3	11,54
Idiopática	6	60,00	12	75,00	18	69,23
Meningite	1	10,00	0	0	1	3,85
Rubéola	3	30,00	1	6,25	4	15,38
Total	10	100,00	16	100,00	26	100,00

Neste estudo, o tempo de uso do implante coclear referente ao grupo 2 correspondeu ao tempo de uso do prévio processador de fala (*Sprint*) somado ao tempo de uso do processador de fala atual (*Freedom*). O tempo de experiência com o processador de fala atual (*Freedom*) neste grupo variou de 5 meses a 3 anos.

Como não existe diferença no processamento do som entre os implantes cocleares *Nucleus CI24M* e *CI24R(ST)*, e em ambos dispositivos são utilizados os mesmos parâmetros de programação, optou-se como critério de seleção sujeitos que faziam uso tanto do dispositivo *Nucleus CI24M* quanto do *CI24R(ST)*.

O Quadro 6 descreve os parâmetros de programação selecionados nos grupos 1 e 2.

Quadro 6. Parâmetros de programação selecionados nos grupos 1 e 2

	Grupo 1 (<i>Sprint</i>)	Grupo 2(<i>Freedom</i>)
Número de eletrodos ativos	22	22
Modo de estimulação	MP1+2	MP1+2
Estratégia de codificação da fala	<i>ACE</i>	<i>ACE</i>
Número de máximas	12	12
Velocidade de estimulação por canal	1200 pps	1200 pps
Faixa de frequência	188 – 7938 Hz	188 – 7938 Hz

Todos os sujeitos do grupo 2, usuários do processador de fala *Freedom*, faziam uso do sistema de *ADRO* e também de uma *IIDR* de 40dB, sendo esta mais ampla do que a utilizada pelo grupo 1 (30 dB).

As Categorias de Audição, propostas por Geers (1994), correspondem a uma escala de percepção auditiva da fala, onde o fonoaudiólogo classifica a habilidade auditiva apresentada pela criança por meio de categorias. As categorias são pontuadas desde 0, onde a criança não detecta a fala, até 6, onde a criança é capaz de reconhecer palavras em conjunto aberto.

Para este estudo foram selecionadas crianças classificadas a partir da Categoria 6, referente ao reconhecimento de palavras em conjunto aberto.

O Quadro 7 descreve as Categorias da Audição (Geers,1994).

Quadro 7. Categorias da Audição (GEERS, 1994).

CATEGORIAS DE AUDIÇÃO	
Categoria 0	<p>➤ Não detecta a fala.</p> <p>Esta criança não detecta a fala em situações de conversação normal (limiar de detecção de fala > 65 dB).</p>
Categoria 1	<p>➤ Deteção.</p> <p>Esta criança detecta a presença do sinal de fala.</p>
Categoria 2	<p>➤ Padrão de percepção.</p> <p>Esta criança diferencia palavras pelos traços suprasegmentares (duração, tonicidade, etc.). Ex: mão x sapato; casa x menino.</p>
Categoria 3	<p>➤ Iniciando a identificação de palavras.</p> <p>Esta criança diferencia entre palavras em conjunto fechado com base na informação fonética. Este padrão pode ser demonstrado com palavras que são idênticas na duração, mas contém diferenças espectrais múltiplas. Ex: geladeira x bicicleta; gato x casa.</p>
Categoria 4	<p>➤ Identificação de palavras por meio do reconhecimento da vogal.</p> <p>Esta criança diferencia palavras em conjunto fechado que diferem primordialmente no som da vogal. Ex: pé, pão, pá; mão, meu, mim.</p>
Categoria 5	<p>➤ Identificação de palavras por meio do reconhecimento da consoante.</p> <p>Esta criança diferencia entre palavras em conjunto fechado que apresentam o mesmo som da vogal, mas contém diferentes consoantes. Ex: mão, pão, tão, cão, chão.</p>
Categoria 6	<p>➤ Reconhecimento de palavras em conjunto aberto.</p> <p>Esta criança é capaz de ouvir palavras fora do contexto e extrair bastante informação fonêmica, e reconhecer a palavra exclusivamente por meio da audição.</p>

O Quadro 8 descreve as Categorias de Linguagem (Bevilacqua, Delgado e Moret, 1996).

Quadro 8. Categorias de Linguagem (Bevilacqua et al, 1994).

CATEGORIAS DE LINGUAGEM	
Categoria 1	➤ A criança não fala e pode apresentar vocalizações indiferenciadas
Categoria 2	➤ A criança fala apenas palavras isoladas
Categoria 3	➤ A criança constrói frases simples, com duas ou três palavras
Categoria 4	➤ A criança constrói frases de quatro a cinco palavras, e inicia o uso de elementos como pronomes, artigos e preposições
Categoria 5	➤ A criança constrói frases de mais de cinco palavras, conjuga verbos, usa plural

As Categorias de Linguagem correspondem a uma escala relacionada à emissão oral, onde o fonoaudiólogo classifica a habilidade da criança em fazer o uso da linguagem oral também por meio de categorias. As categorias são pontuadas desde 1, onde a criança não fala, até 5, onde a criança constrói frases de mais de cinco palavras.

Para este estudo foram selecionadas crianças classificadas a partir da Categoria 5, onde a mesma é capaz de construir frases de mais de cinco palavras, conjugar verbos e usar plural.

As Categorias de Audição e Categorias de Linguagem descritas acima permanecem registradas no prontuário de cada paciente, sendo classificadas e registradas pela fonoaudióloga responsável do Setor de Implante Coclear (Etapa Pós-Cirúrgica) junto à diversos testes de percepção de fala aplicados de acordo com a idade e desenvolvimento cognitivo da criança. Este procedimento é repetido periodicamente nesta etapa para que o progresso da criança seja devidamente acompanhado após a cirurgia.

A classificação é realizada pela fonoaudióloga por meio de conversa espontânea e interação lúdica com o paciente, e também a partir dos resultados dos testes de percepção de fala.

A avaliadora selecionou para este estudo os sujeitos que apresentavam a Categoria 6 de Audição e a Categoria 5 de Linguagem, conforme descrito acima, a partir da análise do prontuário dos mesmos.

3.2. Procedimentos

Antes de iniciar a aplicação do *HINT*, foi realizada a avaliação do componente externo (processador de fala, antena transmissora, microfone e fios) por meio de inspeção manual e do componente interno, por meio dos sistemas de Telemetria: telemetria de impedância, telemetria de compliância e telemetria de respostas neurais (NRT). Estes procedimentos foram realizados com o objetivo de descartar qualquer problema com o dispositivo, como um mau contato nos fios ou um até mesmo um curto circuito.

Os sujeitos foram avaliados durante o retorno ao CPA – HRAC/USP, para acompanhamento (Etapa Pós-Cirúrgica). O *HINT* foi aplicado com o processador de fala programado para o mapeamento realizado no último retorno, mais utilizado pela criança.

Os retornos para acompanhamento na Etapa Pós-Cirúrgica são realizados a cada três meses no primeiro ano de uso do dispositivo, a cada seis meses no segundo ano, e tornam-se mais espaçados conforme a experiência com o uso do IC vai se tornando maior. Isto ocorre, dentre outros fatores, porque os limiares para a estimulação elétrica variam ao longo do tempo, principalmente nos períodos iniciais de programação, mas tendem a se estabilizar conforme o indivíduo vai adquirindo experiência com o dispositivo. Assim, os mapas contendo os limiares de estimulação elétrica, criados no processador de fala, são ajustados por meio de um processo gradual de ajuste fino no decorrer do tempo.

Como aplicação do *HINT* foi realizada após a avaliação dos componentes internos e externos do dispositivo e ajustes na programação do processador de fala, foi solicitado ao

responsável pela criança que selecionasse o mapa mais utilizado pela criança, desde o último retorno, visto que este se encontra armazenado como alternativa de programa em seu processador de fala.

Ainda, usuários de implante coclear unilateral geralmente fazem uso do AASI na outra orelha concomitantemente, a fim de evitar os danos causados pela privação sensorial nesta orelha caso seja necessária à inserção de outro implante.

Diversas pesquisas tem demonstrado que a utilização do AASI contralateral ao lado implantado pode melhorar a habilidade de localização sonora e também, o reconhecimento de fala na presença de ruído competitivo.

Por este motivo, durante a avaliação os sujeitos foram instruídos a retirar o AASI contralateral e fazer uso apenas do sistema de implante coclear.

O *HINT* corresponde a um teste de reconhecimento de fala na presença de ruído competitivo que engloba 240 sentenças distribuídas em 12 listas com 20 sentenças cada, foneticamente balanceadas, que podem ser aplicadas com a utilização de fones de ouvido ou em campo livre.

Neste estudo, foi aplicada uma lista com 20 sentenças para cada condição de teste, escolhida aleatoriamente pelo próprio *software do HINT*, em campo livre. Optou-se pela aplicação do *HINT* em campo livre, devido aos sujeitos da pesquisa serem usuários de implante coclear, que inviabiliza a utilização de fones de ouvido.

O *HINT* foi aplicado em duas diferentes condições:

1. Silêncio (S)

]Nesta condição as sentenças foram aplicadas no silêncio, ou seja, sem a presença de ruído competitivo, na posição frontal (0° azimuth), por meio de caixa acústica posicionada a um metro de distância do sujeito (Figura 6).

A intensidade selecionada para iniciar a apresentação das sentenças foi de 50 dBNA.

Figura 6. Posição da cabeça do paciente em relação à caixa acústica para a aplicação do *HINT* na condição Silêncio (S).

2. Ruído à 180° Azimute (S/R 180°)

Nesta condição as sentenças foram aplicadas na presença de ruído competitivo. As sentenças foram aplicadas na posição frontal (0° azimuth) e o ruído competitivo foi posicionado atrás do paciente (180° azimuth). As sentenças e o ruído competitivo foram aplicados por meio de caixas acústicas localizadas a um metro de distância do sujeito, nas posições 0° e 180° azimuth (Figura 7).

Figura 7. Posição da cabeça do paciente em relação às caixas acústicas para a aplicação do *HINT* na presença de ruído competitivo (S/R180°).

A relação S/R selecionada para iniciar a apresentação das sentenças foi de 5 dBNA, ou seja, o ruído competitivo foi apresentado na intensidade de 65dBNA e a sentença foi apresentada na intensidade de 70dBNA.

Ressalta-se que uma relação S/R negativa indica maior dificuldade no teste e melhor desempenho do sujeito. Quanto mais negativa for esta relação maior é a dificuldade, pois a sentença está sendo emitida abaixo da intensidade do ruído.

Nas duas condições, os sujeitos foram instruídos a repetir as sentenças que ouviram ainda que incompletas ou incorretas. As respostas foram aceitas como corretas quando:

- O sujeito repetiu corretamente as palavras na sentença (Bevilacqua et al., 2008);
- O sujeito mudou apenas o artigo definido ou indefinido (Bevilacqua et al., 2008);
- O sujeito adicionou palavras à sentença sem comprometer seu significado (Bevilacqua et al., 2008);

- O sujeito apenas inverteu a ordem da sentença, sem comprometer o seu significado;
- O sujeito mudou o tempo verbal, sem comprometer o significado da sentença.

Para a apresentação das sentenças foi utilizada a técnica ascendente-descendente (*up-down*) proposta por Levitt e Rabiner (1967), que permite a determinação do limiar de reconhecimento de fala necessário para o sujeito identificar 50% dos estímulos de fala na relação S/R estabelecida.

Quando uma resposta correta é obtida, a relação sinal/ruído é diminuída por um valor equivalente, de acordo com a fase em que o sujeito se encontra. Quando a resposta é incorreta, a relação sinal/ruído é aumentada pelo mesmo valor equivalente.

Este valor equivalente é estipulado pelo próprio protocolo do *HINT* e apresenta duas fases:

1º Fase: A primeira fase envolve as quatro primeiras sentenças e as intensidades variam de 4 em 4 dBNA. Esta fase estima o limiar do sujeito.

2º Fase: A segunda fase inicia-se a partir da quinta sentença, com intensidades que variam de 2 em 2 dBNA, possibilitando a determinação do limiar do sujeito com maior precisão.

A intensidade do ruído é mantida constante em 65dBNA e a intensidade das sentenças é modificada adaptativamente, para mais ou para menos, conforme a resposta do participante.

Os resultados do *HINT* foram expressos pelos valores de LRS (Limiar de Reconhecimento de Sentenças). Na condição de Silêncio (S) este limiar correspondeu à intensidade em decibéis em que o indivíduo apresentou um reconhecimento de 50% das sentenças, e na condição com ruído competitivo (S/R180°) este limiar correspondeu à relação S/R em decibéis em que o sujeito apresentou reconhecimento de 50% das sentenças.

A figura 8 a seguir mostra os valores de LRS obtidos nas condições S e S/R180° por meio do software do *HINT*.

HINT Pro - Kammilly Fernanda Alves dos Santos

File View Personal Info. Audiometry Graph Settings HTD Help

Tester: Visit: Headphone Test Ear(s): Session Date: 03/18/2010

Comment: Current Database: Regina Current test site: Eudes

Fala 0° (frente) - Ruído 180°
Lista 5

HINT Scores

	Headphone					Soundfield			
	Unaided	BC	NAL-r	HEAR	HEAR+	Unaided	Aid A	Aid B	Aid C
Quiet						48.0			
Noise Front									
Noise Right						-2.3			
Noise Left									

Noise Composite

Display Data Format:

HEI

Select a Session

<< < 1 of 1 > >>

Ready

Figura 8. Valores de LRS obtidos nas condições S e S/R180° por meio do software do *HINT*.

3.3. Metodologia Estatística

Como proposta inicial de análise estatística optou-se pelo emprego de métodos de análise descritiva, visando um estudo exploratório exaustivo e de consistência dos dados. As variáveis foram representadas pelo cálculo das médias, medianas, coeficiente de variação (%), desvio padrão e valores máximos e mínimos.

Foi realizada a comparação dos resultados obtidos pelos dois grupos com relação às variáveis de resposta (S e S/R180°), bem como a verificação das condições de comparabilidade dos grupos com relação às possíveis variáveis influentes na resposta: idade da criança na época do experimento (IDD), tempo de privação sensorial auditiva (TPRI) e tempo de uso do dispositivo de implante coclear (TUSO).

Tanto para a análise das variáveis de controle (IDD, TUSO e TPRI) quanto para a comparação dos grupos experimentais com relação às variáveis dependentes (S e S/R180°), foi aplicado o teste t, quando satisfeitas as exigências de normalidade e homocedasticidade dos dados, e o teste de *Mann-Witney*, quando não satisfeitas estas condições.

O nível de significância adotado para todos os testes estatísticos foi de 5%.

4. RESULTADOS

Serão apresentados nesta seção, inicialmente, os resultados obtidos pelos grupos 1 e 2 para o *HINT* nas condições de Silêncio (S) e na presença de ruído competitivo (S/R180°).

Serão demonstrados os dados descritivos referente aos dois grupos e, posteriormente, serão descritas as comparações entre os grupos para cada condição de teste (S e S/R180°), separadamente.

Serão apresentados simultaneamente os dados descritivos dos grupos 1 e 2 com relação as variáveis: idade da crianças na época do experimento, tempo de privação sensorial auditiva e tempo de uso do implante coclear.

E, por fim, para verificar se estas variáveis mantiveram-se controladas durante o experimento, as médias dos grupos foram comparadas separadamente, na seguinte ordem:

1. Idade da criança na época do experimento;
2. Tempo de privação sensorial auditiva;
3. Tempo de uso do dispositivo de IC.

A Tabela 1 descreve os resultados obtidos pelos Grupos 1 e 2 na aplicação do *HINT* em Campo Livre, nas condições de Silêncio (S) e na presença de ruído competitivo (S/R180°).

Tabela 1. Descrição dos resultados obtidos pelos Grupos 1 e 2 para o *HINT* em Campo Livre, nas condições S e S/R180°: média, desvio-padrão (Dp), mediana, máximo e mínimo.

	SUJEITOS (N)		SILÊNCIO (%)	S/R 180° (%)
Grupo 1 (<i>Sprint</i>)	16	Média	52,54	2,975
		Dp	6,33	3,11
		Mediana	52,45	3,45
		Mínimo	44,00	2,30
		Máximo	62,10	6,80
Grupo 2 (<i>Freedom</i>)	10	Média	47,99	1,30
		Dp	4,96	4,49
		Mediana	47,60	-0,30
		Mínimo	40,60	2,90
		Máximo	56,20	3,70

4.1. Desempenho dos grupos na condição de silêncio (S)

O Gráfico 1 descreve os resultados obtidos pelos grupos 1 e 2 para o *HINT* na condição de Silêncio (S).

Com a finalidade de comparar o desempenho dos Grupos 1 e 2, aplicou-se o teste t bilateral. O grupo 2 apresentou desempenho estatisticamente superior ao grupo 1 ($p = 0,053$), porém o p-valor se encontrou muito próximo do nível de significância de referência.

A Tabela 2 descreve a comparação entre as médias dos resultados obtidos pelos grupos 1 e 2 para o *HINT* na condição de Silêncio (S).

Gráfico 1. Desempenho dos Grupos 1 e 2 para o *HINT* na condição de Silêncio.

Tabela 2. Resultado da comparação entre as médias dos grupos 1 e 2.

HINT - SILÊNCIO: GRUPO 1 X GRUPO 2	
Teste T Bilateral	p = 0,053 *

* Houve diferença significativa ($p > 0,05$)

4.2. Desempenho dos grupos na presença de ruído competitivo (S/R180°)

A seguir são descritos os resultados obtidos pelos grupos 1 e 2 para o *HINT* na presença de ruído competitivo (S/R180°).

O desempenho dos sujeitos foi apresentado no gráfico 2 e a comparação dos grupos foi demonstrada por meio da tabela 3. Com a finalidade de comparar o desempenho dos Grupos 1 e 2 para o *HINT* na presença de ruído competitivo (S/R180°), aplicou-se o teste t bilateral e o teste não paramétrico de *Mann-Witney*.

O grupo 2 apresentou desempenho superior ao grupo 1, entretanto, não foi observada diferença significativa entre os grupos ($p = 0,016$ e $p = 0,0315$; $p > 0,05$).

O Gráfico 2 apresenta a distribuição dos grupos para o *HINT* na presença de ruído competitivo (S/R180°).

A Tabela 3 descreve a comparação entre as médias dos resultados obtidos pelos grupos 1 e 2 para o *HINT* na presença de ruído competitivo (S/R180°).

Gráfico 2. Desempenho dos Grupos 1 e 2 para o *HINT* na presença de ruído competitivo (S/R180°).

Tabela 3. Resultado da comparação das médias entre os grupos 1 e 2 para o HINT na condição S/R180°.

HINT – S/R180° : GRUPO 1 X GRUPO 2	
Teste T Bilateral	p = 0,319*
Teste não paramétrico de Mann-Witney	p = 0,1137*

* Não houve diferença significativa ($p > 0,05$)

No Gráfico 2 observa-se a presença de um ponto atípico que apresenta grande influência na média dos dados dessa variável no grupo 2, pois os valores das correspondentes média e mediana encontram-se bastante discrepantes (1,30 dB e 0,10dB, respectivamente) (tabela 1).

No gráfico 3 são apresentadas as pontuações individuais do grupo 2 para o *HINT* na presença de ruído competitivo (S/R180°). Observa-se que o ponto atípico corresponde ao sujeito 7, visto que o mesmo apresenta pontuação discrepante dos demais sujeitos do grupo (12, 4 dB SNR em relação a pontuação média do grupo 2 sem incluir o sujeito 7, que é de 0,067dB SNR).

No Gráfico 4 são apresentadas as pontuações individuais do grupo 2 para o *HINT* na condição de Silêncio. Nota-se que o sujeito apresentou pontuação similar aos demais sujeitos do grupo (55,5 dB).

Dessa forma, optou-se também pela descrição dos resultados para a condição S/R180° sem a inclusão do ponto atípico no grupo 2.

Os resultados obtidos para os dois grupos foram descritos na Tabela 4 e a comparação dos grupos foi demonstrada novamente, por meio da Tabela 5, sem a inclusão do ponto atípico.

Para comparar o desempenho dos grupos, também aplicou-se o teste t bilateral e o teste não paramétrico de *Mann-Witney*. O grupo 2 apresentou desempenho significativamente superior ao grupo 1 ($p = 0,016$ e $p = 0,0315$; $p < 0,05$).

A Tabela 4 descreve os resultados obtidos pelos grupos 1 e 2 para o *HINT* na condição S/R180°, sem a inclusão do ponto atípico: Média, Desvio-padrão (Dp), Mediana, Máximo e Mínimo.

A Tabela 5 descreve a comparação entre as médias dos resultados obtidos pelos grupos 1 e 2 para o *HINT* na presença de ruído competitivo (S/R180°), sem a inclusão do ponto atípico no grupo 2.

Gráfico 3. Pontuações individuais do grupo 2 para o HINT na presença de ruído competitivo (S/R180°).

Gráfico 4. Pontuações individuais do grupo 2 para o HINT no Silêncio (S).

Tabela 4. Resultado obtidos pelos grupos 1 e 2 para o HINT na presença de ruído competitivo (S/R180°), sem a inclusão do ponto atípico no grupo 2: Média, Mediana, Desvio-padrão, Máximo e Mínimo

GRUPO	Me	Dp	Min	Md	Max
Grupo 1	2,975	3,106	-2,30	3,45	6,80
Grupo 2	0,067	2,368	-2,90	-0,30	3,70

* Me – média; Dp – Desvio-padrão; Min – Mínimo; Md – Mediana; Max- Máximo.

Tabela 5. Resultado da comparação das médias entre os grupos 1 e 2, sem a inclusão do ponto atípico.

HINT – S/R180° : GRUPO 1 X GRUPO 2	
Teste T Bilateral	p = 0,016*
Teste não paramétrico de Mann-Witney	p = 0,0315*

* Houve diferença significativa ($p < 0,05$)

4.3. Comparação do desempenho dos grupos na condição de silêncio (S) e na presença de ruído competitivo (S/R180°)

Apesar dos grupos 1 e 2 apresentarem resultados muito próximos nas duas condições de teste (S e S/R180°), os sujeitos do Grupo 2 demonstraram desempenho superior em ambas condições.

O Gráfico 5 descreve a comparação do desempenho dos dois grupos estudados para o *HINT* na condição de Silêncio (S).

O Gráfico 6 descreve a comparação do desempenho dos dois grupos estudados para o *HINT* na presença de ruído competitivo (S/R180°). Os valores obtidos pelo grupo 2 são apresentados com e sem a inclusão do ponto atípico.

Gráfico 5. Comparação das médias do Limiar de Recepção de Sentenças (LRS) dos grupos para o *HINT* nas condições S e S/R180°.

Gráfico 6. Comparação das médias dos resultados obtidos pelos grupos 1 e 2 para o *HINT* na condição S/R180°.

4.4. Comparação dos grupos quanto à idade, tempo de privação sensorial auditiva e tempo de uso do implante coclear.

Nesta seção, os grupos 1 e 2 serão comparados com relação à idade da criança na época do experimento, tempo de privação sensorial auditiva e tempo de uso do dispositivo de implante coclear. As comparações dos grupos para cada variável de controle serão descritas separadamente.

4.5. Comparação dos grupos quanto à idade

O Gráfico 7 descreve as principais estatísticas descritivas dos grupos experimentais com relação à idade das crianças na época do experimento.

Foi aplicado o teste t bilateral para a comparação das médias de idade nos dois grupos. O resultado demonstrou não haver diferenças significativas entre as idades nos dois grupos ($p = 0,130$; $p > 0,05$).

A Tabela 6 descreve a comparação das médias de idade nos dois grupos.

Gráfico 7. Descrição dos grupos 1 e 2 com relação à variável idade.

Tabela 6. Resultado da comparação das médias de idade dos grupos 1 e 2.

IDADE: GRUPO 1 X GRUPO 2	
Teste T Bilateral	p = 0,130 *

* Não houve diferença significativa ($p > 0,05$)

4.6. Comparação dos grupos quanto ao tempo de privação auditiva

O Gráfico 8 descreve as principais estatísticas descritivas dos grupos experimentais com relação ao tempo de privação auditiva.

Para comparar as médias do tempo de privação sensorial auditiva nos dois grupos foram aplicados os testes t bilateral e também o teste não paramétrico de *Mann-Witney*. Os resultados demonstraram não haver diferenças significativas entre o tempo de privação sensorial auditiva nos dois grupos ($p = 0,605$ e $p = 0,5793$; $p > 0,05$).

A Tabela 7 descreve a comparação das médias do tempo de privação nos dois grupos.

Gráfico 8. Descrição dos grupos 1 e 2 com relação à variável tempo de privação sensorial auditiva.

Tabela 7. Resultado da comparação das médias do tempo de privação auditiva nos grupos 1 e 2.

TEMPO DE PRIVAÇÃO: GRUPO 1 X GRUPO 2	
Teste T	p = 0,605*
Teste não paramétrico de Mann-Witney	p = 0,579*

* Não houve diferença significativa ($p > 0,05$)

4.7. Comparação dos grupos quanto ao tempo de privação auditiva

O Gráfico 9 descreve as principais estatísticas descritivas dos grupos experimentais com relação ao tempo de uso do dispositivo de implante coclear.

Para comparar as médias do tempo de uso do implante coclear nos dois grupos foi aplicado o testes t bilateral. O resultado não indicou diferenças significativas entre o tempo de uso do IC nos dois grupos ($p = 0,116$; $p > 0,05$).

A Tabela 8 descreve a comparação das médias do tempo de uso do IC nos dois grupos.

Gráfico 9. Descrição dos grupos 1 e 2 com relação à variável tempo de uso do IC.

Tabela 8. Resultado da comparação das médias do tempo de uso do IC nos grupos 1 e 2.

TEMPO DE USO: GRUPO 1 X GRUPO 2	
Teste T	p = 0,116*

* Não houve diferença significativa ($p > 0,05$)

5. DISCUSSÃO

Este trabalho buscou estudar comparativamente 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. Dessa forma, verificar se diferentes processadores de fala poderiam influenciar na habilidade de reconhecimento de fala no silêncio e na presença de ruído competitivo.

Ao comparar o desempenho entre os grupos estudados, verificou-se que grupo 2 (crianças usuárias do processador de fala *Freedom*) apresentou desempenho médio superior ao grupo 1 (crianças usuárias do processador de fala *Sprint*) em todas as condições de avaliação, sendo evidenciada diferença significativa entre eles apenas para a condição de Silêncio.

A Tabela 1 apresenta a descrição dos resultados obtidos para o *HINT* nas condições de silêncio (S) e na presença de ruído competitivo (S/R180°). Notou-se que os valores correspondentes a média e mediana do grupo 2 para a condição S/R180° encontraram-se bastante discrepantes, o que não ocorreu no grupo 1. Esta discrepância entre os valores médios e medianos apresentados pelo Grupo 2 para a condição S/R180° ocorreu devido a influência de um ponto atípico presente na distribuição das respostas deste grupo (Gráfico 2).

O ponto atípico no Grupo 2 correspondeu ao sujeito 7. O mesmo apresentou uma pontuação relativamente alta comparada as demais pontuações obtidas por este grupo (12,4 dB SNR), como pode ser observado no Gráfico 3.

A pontuação notavelmente alta do sujeito 7 foi considerada um fato isolado e deve ser cuidadosamente investigada quando ocorrer em ambiente clínico. Isto poderia ser

explicado por uma dificuldade inerente ao próprio paciente, relacionada à habilidade de processamento auditivo, mais precisamente a habilidade de figura-fundo auditiva.

Esta afirmação tem como base o fato do sujeito 7 ter apresentado uma pontuação bastante discrepante dos demais sujeitos estudados, de ambos os grupos, e entretanto, o mesmo não ocorreu na condição de silêncio. Na condição de silêncio o sujeito 7 apresentou uma pontuação de LRS de 55,5dB, muito similar aos demais sujeitos estudados, de ambos os grupos (Gráfico 4), demonstrando a dificuldade do paciente em reconhecer a fala quando o ruído estava presente.

O Gráfico 1 apresenta as distribuições dos grupos para o *HINT* na condição de Silêncio. Observa-se que as distribuições dos grupos para esta condição de teste apresentaram-se simétricas e sem pontos atípicos, mantendo valores médios e medianos aproximadamente iguais. Os valores médios e medianos do LRS do grupo 2 apresentaram-se inferiores aos do grupo 1, demonstrando desempenho superior deste grupo.

A Tabela 2 evidencia melhor a diferença no desempenho dos grupos para a condição de Silêncio. Embora o p-valor esteja somente um pouco acima do nível de significância de referência ($p = 0,053$), constatou-se que os resultados obtidos para os grupos apresentam diferenças significativas entre si ($p > 0,05$).

Para o *HINT* na presença de ruído competitivo (S/R180°), notou-se que, com ou sem a inclusão do ponto atípico no grupo 2, houve um desempenho médio superior deste grupo em relação ao grupo 1 (Tabelas 1 e 4). Entretanto, somente com a exclusão do ponto atípico, estes resultados evidenciaram diferenças significativas entre os grupos (Tabelas 3 e 5).

Assim, mantendo-se o ponto atípico no grupo 2, os resultados obtidos de LRS para a condição S/R180° são, em média e medianamente, maiores no grupo 1, evidenciando melhor desempenho do grupo 2. Ao comparar os valores médios obtidos pelos grupos, o teste t bilateral indicou, ao nível de 5% de significância, que não existe diferença entre as médias dos

valores dessa variável nos dois grupos experimentais ($p=0,319$; $p>0,05$), o que foi confirmado pelo teste não paramétrico de *Mann-Witney* ($p=0,1137$; $p>0,05$) (Tabela 3).

Retirando-se o ponto atípico do grupo 2, os valores de LRS obtidos para a condição S/R180° se mantêm, em média e medianamente, maiores no grupo 1, também evidenciando melhor desempenho do grupo 2. Notou-se que a diferença dos valores obtidos para os grupos torna-se mais discrepante quando o ponto atípico do grupo é retirado do grupo 2. Ao comparar os valores médios obtidos pelos grupos, o teste t bilateral rejeitou, ao nível de 5% de significância, a igualdade entre as médias dos valores da variável S/R nos grupos 1 e 2 ($p=0,016$; $p<0,05$). Esse resultado é confirmado pela aplicação do teste não paramétrico de *Mann-Witney* ($p=0,0315$; $p<0,05$) (Tabela 5).

Resultados similares foram encontrados por Muller-Deile et al (2008). Os pesquisadores compararam o desempenho de 48 usuários dos dispositivos *Nucleus 24K* ou *Nucleus 24M*, com média de 39 anos de idade, utilizando seu processador de fala convencional (*Sprint*, *Esprit 3G* ou *Esprit*) e com o uso do processador de fala *Freedom*. Para avaliar o desempenho dos sujeitos com os processadores, eles utilizaram um teste de reconhecimento de monossílabos, denominado *Freiburger Monosyllable Word (FMW)* no silêncio e nas intensidades de 50 dB e 70dB, e um teste de reconhecimento de sentenças no ruído denominado *Oldenburger Sentence Test*, na condição 0° azimuth (sentenças e ruído posicionados a 0° azimuth). O *Oldenburger Sentence Test* mantém o ruído competitivo fixo a uma intensidade de 65 dB e a intensidade das sentenças varia adaptativamente, conforme a resposta do paciente, até ele atingir um limiar de reconhecimento das sentenças de 50%. Os resultados demonstraram desempenho significativamente superior dos sujeitos com a utilização do processador de fala *Freedom* em relação aos demais processadores, em todas as condições avaliadas. Eles atribuíram o melhor desempenho dos sujeitos com a utilização do

Freedom às inovações tecnológicas presentes neste processador, referentes ao pré-processamento de sinal.

Eles investigaram também a influência do uso de alguns destes algoritmos de pré-processamento do sinal, presentes no processador de fala *Freedom*, na percepção de fala dos sujeitos. Como resultado eles verificaram que as melhores pontuações para o reconhecimento de fala nas condições de silêncio foram obtidas quando os sujeitos faziam uso do *Adaptive Dynamic Range Optimization (ADRO)*. As pontuações de reconhecimento de fala obtidas foram de 53% de acertos com a utilização do *ADRO*, comparados a 43% de acertos com o *Freedom* sem a ativação do sistema de *ADRO*, e a 27% de acertos com os demais processadores de fala.

Como já descrito anteriormente, o *ADRO* ajusta dinamicamente o ganho de cada canal de estimulação de acordo com o nível do sinal de entrada deste canal. Dessa forma, ele otimiza o ganho de cada canal, mantendo a saída dentro de uma área dinâmica confortável ao paciente.

É importante ressaltar que, neste estudo, todos os usuários do processador de fala *Freedom* (Grupo 2) faziam uso do sistema de *ADRO*, o que nos leva a pensar que este fator pode ter contribuído de forma significativa no desempenho superior dos sujeitos do grupo 2, principalmente para o *HINT* na condição de Silêncio.

Uma *IIDR* mais ampla de 40 dB proporcionada pelo processador de fala *Freedom*, comparada a uma *IIDR* de 30 dB proporcionada pelo processador *Sprint*, também pode ter contribuído para o melhor desempenho do grupo 2 nas medidas de percepção de fala, principalmente na condição de Silêncio.

Um estudo realizado pela *Cochlear Limited* (2006) demonstrando resultados preliminares com a utilização do processador de fala *Freedom* em 40 sujeitos usuários dos dispositivos de IC *Nucleus 24R* ou *Nucleus 24M*, encontrou resultados semelhantes aos de

Muller-Deile et al (2008). Eles avaliaram os sujeitos com seu processador de fala convencional (*Esprit 3G ou Sprint*) e com a utilização do processador de fala *Freedom*. Para avaliar os sujeitos, eles utilizaram o teste de reconhecimento de monossílabos (na distribuição consoante-vogal-consoante – CVC) nas intensidades de 50 dB e 60 dB e com um teste de reconhecimento de sentenças no ruído (*CUNY*). Os sujeitos apresentaram desempenho significativamente superior em todas as condições avaliadas com a utilização do processador de fala *Freedom*. Para o reconhecimento de monossílabos nas intensidades de 50 dB e 60 dB respectivamente, os sujeitos apresentaram resultados por volta de 40% e 50% de acertos, respectivamente, com a utilização do processador *Freedom*, e 32% e 48% de acertos, respectivamente, com a utilização dos demais processadores. Para o reconhecimento de sentenças na presença de ruído, os sujeitos apresentaram resultados por volta de 58% de acertos utilizando o processador *Freedom* e 48% de acertos utilizando os demais processadores.

Muller-Deile et al (2008) demonstraram em seu estudo que a média de melhora no desempenho dos sujeitos para reconhecimento de fala na presença de ruído competitivo utilizando o processador *Freedom* foi por volta de 1,8 dB SNR, em relação aos demais processadores *Sprint*, *Esprit 3G* ou *Esprit*.

Estes resultados são bastante similares aos encontrados neste estudo. Mantendo a presença do ponto atípico no grupo 2 para a condição S/R180°, os sujeitos deste grupo apresentaram uma média de superioridade no desempenho de 1,68 dB SNR em relação ao grupo 1. Se compararmos aos resultados obtidos neste estudo sem a presença do ponto atípico no grupo 2, os sujeitos deste grupo apresentaram uma média de superioridade no desempenho ainda maior em relação ao grupo 1, por volta de 2,9 dB SNR.

Os resultados dos estudos descritos acima demonstram existir uma influência significativa processador de fala *Freedom* na percepção de fala dos usuários, decorrente das

inovações tecnológicas do processamento do som presentes neste processador. Embora este fato possa ter sido constatado apenas para sujeitos adultos nas pesquisas descritas acima, os resultados obtidos neste estudo demonstraram que parece ter ocorrido uma influência significativa do processador de fala na percepção de fala das crianças também.

Estudo realizado por Arieta (2009), encontrou como resultados para a aplicação do *HINT* em Campo Livre, em sujeitos ouvintes, valores por volta de 13,6dB para a condição de silêncio e -3,5dB SNR para a condição de ruído frontal (sentenças e ruído posicionados à 0° azimuth). Para sujeitos portadores de perda auditiva moderada e/ou severa, usuários de AASI, ela encontrou resultados por volta de 36,5 dB para a condição de Silêncio e 1,5 dB SNR para a condição de ruído competitivo (0° azimuth), com a utilização do dispositivo.

Os resultados obtidos neste estudo são bastante similares aos obtidos por Arieta (2009), principalmente para o *HINT* na presença de ruído competitivo. Os grupos apresentaram valores por volta de 47,99 dB e 52,54 dB (grupo 2 e grupo 1, respectivamente) para o *HINT* condição de silêncio e na presença de ruído competitivo estes valores foram por volta de 2,975 dB SNR para o grupo 1 e por volta de 1,30 e 0,067 dB SNR para o grupo 2, com e sem a presença do ponto atípico em seus dados, respectivamente.

É importante ressaltar que o estudo de Arieta (2009) foi realizado com sujeitos adultos, e os usuários de AASI apresentaram média de idade de 71,6 anos e eram portadores de deficiência auditiva de origem pós-lingual.

De acordo com Firzst (2004), é esperado melhor desempenho de deficientes auditivos pós-linguais nos testes de percepção de fala, pois os sujeitos apresentam habilidades de linguagem que podem dar uma vantagem perceptiva em situações de escuta difíceis.

5.1. Idade

Com relação à comparação da idade das crianças na época do experimento, observou-se uma pequena assimetria à direita, em direção aos maiores valores de idade, nas distribuições de ambos os grupos. Não foi observada a presença de pontos atípicos, ou seja, crianças com idades muito discrepantes da principal massa de dados (Gráfico 7).

Esta variabilidade pode ter ocorrido em função da extensa distribuição da faixa etária avaliada no estudo, que foi de 5 anos e dois meses a 15 anos e seis meses.

Observa-se que, o grupo 2 apresenta, em média e medianamente, maiores idades que o grupo 1, bem como maior variabilidade na idade ($Dp = 33,70$ meses).

Entretanto, a comparação das médias de idade nos dois grupos pela aplicação de um teste t, bilateral, não indicou, ao nível de até 5% de significância, diferenças significativas entre as idades nesses grupos ($p=0,130$; $p > 0,05$) (Tabela 6).

Assim, considerou-se que a distribuição de idade das crianças se manteve controlada durante o experimento.

5.2. Tempo de privação sensorial auditiva

Os grupos 1 e 2 apresentam, em média e medianamente, tempo de privação sensorial auditiva e variabilidades aproximadamente iguais (Gráfico 8).

Para comparar as médias do tempo de uso de privação sensorial auditiva nos dois grupos, foi aplicado o teste t, bilateral e o teste não paramétrico de *Mann-Witney*. Os resultados indicaram não existir diferenças significativas entre os grupos para o tempo de privação sensorial auditivas das crianças ($p = 0,605$ e $p = 0,5793$; $p > 0,05$) (Tabela 7).

Assim, considerou-se também que o tempo de privação sensorial auditiva apresentou-se controlado durante o experimento.

5.3. Tempo de uso do implante coclear

Na figura 6 observa-se uma assimetria à direita no grupo 2 (indicando maior distribuição dos sujeitos nos maiores valores de tempo de uso do implante coclear), o que não ocorre no grupo 1, onde os sujeitos apresentam uma simetria aproximada em sua distribuição (Gráfico 9).

Dessa forma, observa-se que o grupo 2 apresenta maiores médias, medianas e também variabilidades no tempo de uso do que o grupo 1.

Esta assimetria observada no grupo 2 em relação aos maiores valores de tempo de uso do IC pode ter ocorrido em função da distribuição de idade da criança neste grupo. Observou-se que o grupo 2 apresentou, em média e medianamente, maiores idades que o grupo 1, bem como maior variabilidade na idade. Considerando que o tempo de privação se apresentou simétrico e aproximadamente igual entre os grupos, é esperado que o tempo de uso do IC dos sujeitos do grupo 2 seja maior, assim como a variabilidade encontrada.

Entretanto, não são observadas presenças de pontos atípicos, ou seja, crianças com tempo de uso do IC muito discrepantes da principal distribuição dos dados.

A comparação das médias do tempo de uso do IC nos dois grupos, pela aplicação de um teste t, bilateral, indicou não existir diferenças significativas entre os grupos, ao nível de até 5% de significância ($p=0,116$; $p > 0,05$) (Tabela 8).

Considerou-se que a distribuição do tempo de uso do implante coclear se manteve controlada durante a realização do experimento.

Diversas pesquisas tem demonstrado existir uma influência significativa destas variáveis no desempenho de percepção de fala de crianças usuárias de implante coclear e, dessa forma, houve grande preocupação no controle dessas variáveis para a avaliação dos grupos.

Sarant et al (2001) encontraram cinco fatores altamente relevantes no reconhecimento de fonemas: o tempo de privação sensorial auditiva, o tempo de uso do implante coclear, o modo de comunicação, a clínica onde foi realizado o implante coclear e o processador de fala.

Moret (2002) também encontrou em seus resultados influencia da idade da criança, do tempo de privação sensorial auditiva, do tempo de uso do implante coclear e do tipo de implante coclear utilizado no ganho das categorias de audição e de linguagem de crianças implantadas.

Considerando que as variáveis descritas acima se mantiveram controladas durante o experimento, pode-se afirmar que os processadores de fala parecem ter influenciado de forma significativa na habilidade de reconhecimento de fala das crianças usuárias de implante coclear.

6. CONCLUSÃO

Após o estudo comparativo do *HINT* nas condições de silêncio e na presença de ruído competitivo em crianças usuárias de implante coclear utilizando dois diferentes processadores de fala, concluiu-se que:

- O desempenho do grupo 2 (*Freedom*) foi superior em relação ao grupo 1 (*Sprint*) em todas as condições de avaliação, sendo evidenciada diferença significativa entre os grupos apenas para a condição de Silêncio;
- As características de processamento do som presentes no processador de fala *Freedom* parecem ter contribuído para o melhor desempenho do grupo 2 nos testes realizados, entretanto, novos estudos são necessários para investigar com precisão a influência que cada componente do processamento do som exerce na habilidade de percepção de fala do usuário;
- O *HINT* se mostrou um instrumento eficaz na avaliação de reconhecimento de fala no silêncio e na presença de ruído competitivo em crianças usuárias de implante coclear e os resultados encontrados neste estudo poderão ser utilizados comparativamente com outras crianças usuárias de implante coclear, em futuras pesquisas realizadas no Brasil;

7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ABBAS, PJ; BROWN, CJ; SHALLOP, JK; FIRSZT, JB; RUGHES, ML; HONG, SH; STALLER, SJ. Summary of results using the nucleus CI24M implant to record the electrically evoked compound action potential. **Ear Hear**, v.20, n.1, p.45-59, Feb, 1999.

ADVANCED BIONICS. HiRes with Fidelity 120: Clinical Results. [Acesso em: 05 mai 2008]. Disponível em URL: http://www.advancedbionics.com/UserFiles/File/HiRes_with_Fidelity_120_Clinical_Results%2020080407.pdf

ADVANCED BIONICS. Components of a cochlear implant. [Acesso em: 10 mai 2009]. Disponível em URL: http://www.advancedbionics.com/Products/Components_of_a_Cochlear_Implant/index.cfm?langid=1

ADVANCED BIONICS. Products. [Acesso em: 10 mai 2009]. Disponível em URL: <http://www.advancedbionics.com/CMS/Your-Journey-toHearing/Flexible-WearingOptions.aspx>

ALVES, AMVS. As metas terapêuticas na habilitação da criança deficiente auditiva usuária do implante coclear [**dissertação**]. São Paulo (SP): Pontifícia Universidade Católica; 2002.

ANDERSON, A.B.; MUNSON, W.A. Electrical Excitation of Nerves in the Skin at Audiofrequencies. **J. Acoust Soc. Am.** V. 23, n.2, p.155-159, Mar, 1951.

ARIETA, AM. Teste de percepção de fala *HINT* Brasil, em normo-ouvintes e usuários de aparelhos auditivos - atenção à saúde auditiva. 2009. 131p. **Dissertação** [Mestrado em Saúde Coletiva], Universidade Estadual de Campinas, UNICAMP.

BEVILACQUA, MC; COSTA, OA; MORETT, ALM. Implante coclear em crianças. In: CAMPOS, CAH; COSTA, HOO et al. Tratado de Otorrinolaringologia. São Paulo: **Roca**; 2003, p. 268-277.

BEVILACQUA, M. C. *Implante coclear multicanal: uma alternativa na habilitação de crianças surdas*. 1998. 115 f. **Tese** (Livre-Docência no Departamento de Fonoaudiologia)-Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo, Bauru/SP.

BEVILACQUA, M.C. et al. The Brazilian Portuguese Hearing in Noise Test. **Int Journ of Audiology**, v. 47, p. 364-365, 2008.

BEVILACQUA, MC; BALIEIRO, CR. Programa clínico para deficiente auditivos de 0 a 5 anos. In: _____. Cadernos distúrbios da comunicação. Série audiolgia educacional 1. São Paulo: DERDIC – PUC/SP; 1984. 47p.

BOOTHROYD, A. Hearing impairments in children. New York: **Prentice Hall**; 1982.

BOSCO, E et al. Speech perception results in children implanted with Clarion devices: Hi-Resolution and Standard Resolution modes. **Acta Otolaryngol**, Feb, 125(2): 148-58, 2005.

CAPORALI, SA; ARIETA, AM. Reconhecimento de fala no ruído: estudo comparativo entre grupos com e sem queixa de percepção de fala. Revista da Sociedade Brasileira de Fonoaudiologia, 2004; 9(3), Jul.

CLARK, G.M. Cochlear implants: fundamentals & applications. New York: **Springer**, 2003. 830 p.

CLARK, G. Cochlear implants in children: safety as well as speech and language. **Int J Pediatr Otorhinolaryngol**, 67 Suppl 1:S7-20, Dec, 2003.

COLLETTI, V et al. Cochlear implantation at under 12 months: report on 10 patients. **Laryngoscope**, Mar; 115(3): 445-9, 2005.

COLLETTI,V; CARNER, M; MIORELLI,V; GUIDA, M; COLLETTI, L; FIORINO, FG. Cochlear implantation at under 12 months: report on ten patients. **Laryngoscope**; 115(3): 445-9, Mar, 2005.

COSER, PL et al. Reconhecimento de sentenças no silêncio e no ruído em indivíduos portadores de perda auditiva induzida pelo ruído. **Revista Brasileira de Otorrinolaringologia**, 66(4): 340-362, Jul/Aug, 2000.

COSTA, EA. Estudo da correlação entre audiometria tonal e o reconhecimento de monossílabos mascarados por fala competitiva nas perdas auditivas induzidas pelo ruído. **Acta Awho**, 1, Jan/Apr., 1995.

COSTA, EA. Audiometria tonal e testes de reconhecimento da fala: estudo comparativo para aplicação em audiologia ocupacional. **Acta Awho**, 11(3): 137-42, 1992.

COSTA, MJ. Lista de sentenças em português: apresentação e estratégias de aplicação na audiologia. Santa Maria: **Pallotti**, 1998.

DAWSON, PW; DECKER, JA; PSARROS,CE. Optimizing dynamic range in children using the Nucleus cochlear implant. **Ear Hear**, 25: 230-241, 2004.

DOWELL, R; SELIGMAN, P; BLAMEY, P; CLARK, G. Evaluation of a two-formant speech processing strategy for a multi-channel cochlear prosthesis. **Ann Otology, Rhinology and Laryngology**, 96 (SUPPL. 128): 132-134, 1987.

DORMAN, M et al. Word recognition by 50 patients fitted with the sionion multi-channel cochlear implant. **Ear Hear**, 10:44-49, 1989.

DRENNAN, WR et al. Effects of temporal fine structure on the lateralization of speech and on speech understanding in noise. **J Assoc Res Otolaryngol**, 8(3): 373-83, Sep, 2007.

DUNCAN, KR; AARTS, NL. A comparison of the HINT and Quick SIN tests. **Journal of Speech-Language Pathology and Audiology**, 30(2), 2006.

EGGERMONT, JJ; PONTON, CW. Auditory-evoked potential studies of cortical maturation in normal hearing and implanted children: correlations with changes in structure and speech perception. **Acta Otolaryngol**, Norway; 123(2): 249-52, Jan, 2003.

ERBER, NP. Auditory, visual, and auditory-visual recognition of consonants by children with normal and impaired hearing. **J Speech Hear Res**, 15(2): 413-22, Jun, 1972.

ERBER, NP. Auditory training. Washington: **Bell**; 1982.

FETTERMAN, BL; DOMICO, EH. Speech recognition in background noise of cochlear implant patients. **Otolaryngol Head Neck Surg**, 126(3): 257-63, Mar, 2002.

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

GEERS, A.E. Speech, language and reading skills after early cochlear implantation. **Arch Otolaryngol Head Neck Surg**, 130(5): 634-8, May, 2004.

GEERS, A. E. Techniques for assessing auditory speech perception and lipreading enhancement in young deaf children. **Volta R.**, Washington, v. 96, n. 5, p. 85-96, nov. 1994.

GORDON, K.A. et al. Neural response telemetry in 12 to 24 month old children. **Ann Otol Rhinol Laryngol Suppl**, v. 189, p. 42-48, 2002.

HAGERMAN, B. Reliability in the determination of speech reception threshold (SRT). **Scand Audiol**, , 8: 195-202, 1979.

HAGERMAN, B. Efficiency of speech audiometry and others tests. **British Society of Audiology**, 27: 423-425, 1993.

HARRISON, RV; GORDON, KA; MOUNT, RJ. Is there a critical period for cochlear implantation in congenitally deaf children? Analyses of hearing and speech perception performance after implantation. **DEV Psychobiol**, v.46, n. 3, p. 252-61, Apr, 2005.

HEI. Human communication sciences and devices. [Acesso em 17 de set. 2008]. Disponível em URL: <http://www.hei.org/research/hcsd/projandcollab.htm>,.

HEI. View full version: very important test your audi should do with every hearing aid fitting. [Acesso em 29 jan. 2008]. Disponível em URL: <http://www.hearingaidforums.com>,

HUGHES, ML; WERFF, KRV; BROWN,CJ; ABBAS,PJ;KELSAY, DMR; TEAGLE, HFB; LOWDER, MW. A longitudinal study of Electrode impedance, the electrically evoked compound action potential and behavioral measures in Nucleus 24 cochlear implant users. **Ear Hear**, v.22, n.6, p. 471-486, Dec, 2001.

KALIKOW, DN; STEVENS, KN; ELLIOTT, LL. Development of a test intelligibility in noise using sentence materials with controlled word predictability. **J Acoust Soc Am**,; 61(5): 1337-51, 1977.

KISHON-RABIN, L et al. Prelexical Vocalization in normal hearing and hearing impaired and its relation to early auditory skills. **Ear Hear**, v. 26, suppl. 4, 17S-39S, 2005.

LAN, N et al. A novel speech-processing strategy incorporating tonal information for cochlear implants. **IEEE Trans Biomed Eng**, 51(5): 752-60, May, 2004.

LEVITT, H; RABINER, LR. Use of a sequentian strategy in inteligibility testing. **J Acoust Soc AM**, 42: 609-12, 1967.

LOEB, G. E., & KESSLER, D. K. Speech recognition performance over time with the Clarion cochlear prosthesis. *Annals of Otology, Rhinology & Laryngology Supplement*, 166, 290-292, 1995.

LOIZOU, PC. Signal-processing techniques for cochlear implants. **IEEE Eng Med Biol Mag**, May-Jun 18(3): 34-46, 1999.

MANCINI, P; BOSCO, E; D'AGOSTA, L; TRAISCI, G; NICASTRI, M; CAPELLI, G; BALLANTYNE, D; FILIPO, R. Implementation of perceptual channels in children implanted with a HiRes 90K device. **Acta Otolaryngol**, 27:1-9, Feb, 2009.

MANRIQUE, M; CERVERA-PAZ, FJ; HUARTE, A; PEREZ, N; MOLINA, M; GARCIA-TAPIA, R. Cerebral auditory plasticity and cochlear implants. **Int J Pediatr Otorhinolaryngol**, v.49 Suppl, 1, p. S193-S197, 1999.

MANTELATTO, SAC. Percepção da inteligibilidade de fala por sujeitos jovens com audição normal frente a ruídos competitivos. [**Dissertação de Mestrado**]. Ribeirão Preto: FFCLRP/USP, 1998.

MCDERMOTT, H; MCKAY, C; VANDALI, A. A new portable sound processor for the university of melbourne/nucleus limited multielectrode cochlear implant. **J Acoust Soc Amer**, 91: 3367-3371, 1992.

MORET, ALM. Implante coclear: audição e linguagem em crianças deficientes auditivas neurossensoriais profundas pré-linguais [**Tese**]. Bauru: Hospital de Reabilitação de Anomalias Craniofaciais, Universidade de São Paulo; 2002.

MARGO, V; SCHWEITZER, C; GAIL, F. Comparisons of Spectra 22 performance with and without an additional noise reduction processor. **Sem Hear**;18: 405-15, 1997.

MULLER-DEILE, J; KORTMANN, T; HOPPE, U; HESSEL, H; MORSNOWSKI, A. Improvement of speech understanding scores in quiet and in noise with the freedom sound processor. **Implantable Hearing Solutions**, vol 2, n. 1, 68-71, Oct, 2008.

NASCIMENTO, LT; BEVILACQUA, MC. Avaliação da percepção de fala com ruído competitivo em adultos com implante coclear. **Rev Bras Otorrinolaringol**, vol. 71, n.4, 432-8, Jul, 2005.

NILSON, M; SOLI, SD; & SULLIVAN, JA. Development of the hearing in noise test for the measurement of speech reception thresholds in quiet and in noise. **J Acoust Soc Am**, 95, 1085-99, 1994.

PASANISI, E et al. Comparison of speech perception benefits with SPEAK and ACE coding strategies in pediatric Nucleus CI24M cochlear implant recipients. **Int J Pediatr Otorhinolaryngol**, 64(2): 159-63, Jun, 2002.

PATRICK, J.F.; SELIGMAN, P.M.; CLARK, G.M. Engineering. In: Cochlear implantation for infants and children advances. CLARK, G.M., COWAN, R.S.C., DOWELL, R.C. **Singular Publishing Group**, inc. London, 1997, p.263.

PEREIRA, LD. Audiometria vocal: teste de discriminação vocal com ruído. São Paulo, 1993 [Tese de Doutorado], Escola Paulista de Medicina.

PLOMP, R; MIMPEN, AM. Improving the reliability of testing the speech reception threshold for sentences. **Audiology**, 1979; 18: 43-52.

POLLACK, D, WENDENBERG, E. Educational audiology for the limited hearing infant. Illinois (USA):**Charles C Thomas**; 1970. p.69.

PORTARIA Nº 1.278/GM de 20 de outubro de 1999. [acesso em: 9 abr 2009]. Disponível em URL: http://www.saude.mg.gov.br/atos_normativos/legislacaosanitaria/estabelecimentos-de-saude/saude-auditiva/Portaria_1278.pdf

QUITTNER, AL, LEIBACH, P, MARCIEL, MS. The impact of cochlear implants on young deaf children. **Arch Otolaryngol Head Neck Surg**, 130(5):547-54, May, 2004.

RANCE, G; DOWELL, RC. Speech processor programming. In: Cochlear Implantation for infants and children advances. CLARK, GM;COWAN,RSC;DOWELL,RC. **Singular Publishing Group**, inc. London, 1997, p.263

RESEGUE-COPPI, MM. Desenvolvendo as habilidades auditivas em crianças usuárias de implante coclear: estratégias terapêuticas. **[Dissertação]**. Bauru (SP): Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo; 2008.

ROBBINS, AM. Rehabilitation after cochlear implantation. In: Niparko JK, Kirk KI, Mellon NK, Robbins AM, Tucci DL, Wilson BS. Cochlear implants: principles & practices. Philadelphia: **Lippincott Williams & Wilkins**; 2000. p.323-61.

ROBBINS, M.C et al. Effect of age at cochlear implantation on auditory skill development in infants and toddlers. **Arch Otolaryngol Head Neck Surg**, 130 (5): 570-4, May, 2004.

RUSSO, ICP; BEHLAU, MS. Percepção de fala: análise acústica do português brasileiro. São Paulo: **Love**, 1993, p.57.

SANTARELLI, R et al. Comparison of speech perception performance between sprint/Esprit 3G e freedom processors in children implanted with nucleus cochlear implants. **Otol Neurotol**, Apr; 30(3): 304-12, 2009.

SCHAUWERS, K et al. Cochlear implantation between 5 and 20 months of age†: the onset of babbling and the audiologic outcome. **Otol Neurotol**, May; 25(3): 263-70, 2004.

SCHUM, DJ. Speech understanding in background noise. In: Valente M. Hearing aids: standards, options, and limitations. New York: **Thieme**, 1996. p.368-406.

SHANNON, RV. Psychophysics. In: Cochlear Implants – Audiological Foundations. Tyler, RS. **Singular Publishing Group, INC**, 3° ed, London. p. 359-389, Apr, 1998.

SHEPHERD, R.K.; ILLING, R.B. Cochlear implant brain plasticity. **Audiol Neuro-otol**, v.6, p. 303-304, 2001.

SOLI, SD. The hearing in noise test (HINT). Development by House Ear Institute. **Hear Joint Venture**, 1994.

STALLER et al. Speech perception abilities of adult and pediatric Nucleus implant recipients using the Spectral Peak (SPEAK) coding strategy. **Otolaryngol Head Neck Surg**, 117(3 Pt 1): 236-42, Sep, 1997.

TATEYA, I et al. Increased cortical activation during hearing of speech in cochlear implant users. **Hear Res**, 143(1-2): 139-46, May, 2000.

WALLENBERGER, E; BATTMER, R. Comparative speech recognition results in eight subjects using two different coding strategies with the Nucleus 22 channel cochlear implant. **Br J Audiol**, 25: 371-380, 1991.

WHILSON et al. Better speech recognition with cochlear implants. **Nature**, 352: 236-238, Jul, 1991.

WHITE,M; MERZENICH, M; GARDI, J. Multi-channel cochlear implants: Channel interactions and processor design. **Arch Otolaryngol**, 110: 493-501, 1984.

WON, JH et al. Spectral-ripple resolution correlates with speech reception in noise in cochlear implant users. **J Assoc Res Otolaryngol**, Sep 8(3): 384-92, 2007.

8. ANEXOS

Universidade de São Paulo

Faculdade de Odontologia de Bauru

Al. Dr. Octávio Pinheiro Brisolla, 9-75 – Bauru-SP – CEP 17012-901 –

C.P. 73

PABX (0XX14)235-8000 – FAX (0XX14)223-4679

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Eu, _____ concordo que meu “filho” participe da pesquisa intitulada “Habilidade de reconhecimento de fala no ruído em crianças usuárias de três diferentes sistemas de implante coclear”, promovida pela Faculdade de Odontologia de Bauru (FOB/USP), sob a orientação da Profa. Dra. Maria Cecília Bevilacqua. Autorizo a divulgação dos resultados decorrentes da avaliação deste protocolo, bem como a divulgação e utilização das imagens referentes a filmagem realizada.

A pesquisa consiste na avaliação do reconhecimento de sentenças apresentadas à criança na situação de silêncio e na presença de ruído competitivo. As sentenças e o ruído serão emitidos por caixas acústicas posicionadas a uma distância de um metro da criança, e será solicitado que a mesma repita as sentenças, da forma que ouviu.

É importante ressaltar que durante a avaliação da linguagem apresentada pela criança, será realizada filmagem da mesma, com o intuito de auxiliar na determinação da Categoria de Audição em que a criança se encontra.

A pesquisa tem como objetivo o aprimoramento das técnicas de processamento de sinal dos sistemas de implante coclear.

Estou ciente também de que minha participação é voluntária e dela posso desistir a qualquer momento, sem explicar os motivos.

Quaisquer dúvidas que possam surgir referentes à pesquisa em questão, entrar em contato com o pesquisador no telefone (16)81371470. Caso possa surgir qualquer reclamação com relação à pesquisa, entrar em contato com o Comitê de Ética em Pesquisa no telefone (14) 32358356.

Pelo presente instrumento que atende às exigências legais, o Sr. (a)

_____,
portador da cédula de identidade _____, após leitura minuciosa das informações constantes neste **TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO**, devidamente explicado pelos profissionais em seus mínimos detalhes, ciente dos serviços e procedimentos aos quais será submetido, não restando quaisquer dúvidas a respeito do lido e explicado, firma seu **CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO** concordando em participar da pesquisa proposta.

Fica claro que o sujeito da pesquisa ou seu representante legal, pode a qualquer momento retirar seu **CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO** e deixar de participar desta pesquisa e ciente de que todas as informações prestadas tornaram-se confidenciais e guardadas por força de sigilo profissional (Art. 29º do Código de Ética do Fonoaudiólogo).

Por estarem de acordo assinam o presente termo.

Bauru-SP, _____ de _____ de _____.

Responsável pela criança

Fabiana Danieli
(autora)

Anexo 2 - HINT/Brasil (*Hearing in Noise Test* – versão em português do Brasil)

Lista 1		Lista 2	
1	Mal dá para assistir televisão	1	Eu irei ao parque amanhã
2	Tem gente me esperando	2	A casa terá um jardim
3	Ela não gosta de música	3	Eu ficarei com ela
4	Perdi o dado do jogo	4	A pilha acabou rápido
5	Na feira tem frutas boas	5	Vou tomar banho quente
6	É o prédio mais velho da praça	6	Não sei qual era a história
7	Vou acordar bem cedo	7	O frango está cozido
8	A torneira está pingando	8	Ela bateu o pé na porta
9	O meu pai vendeu o sítio	9	Eu gosto de televisão
10	O homem pegou o dinheiro	10	O motorista me esperou muito
11	Meus vizinhos dormem cedo	11	Os bombeiros conversaram
12	A chuva derrubou o telhado	12	A escada era vermelha
13	Não temos lugar para descanso	13	O menino derrubou o suco
14	Minha irmã comprou pão	14	Os homens usarão calças
15	O moço bateu o carro	15	Eles ficarão no banco
16	A fábrica fechou ontem	16	O amigo tem um amigo
17	O professor trabalhou ontem	17	Ela chamou a filha
18	Minha mãe foi para casa	18	A menina gritou de susto
19	Meu filho nasceu hoje cedo	19	A mamãe está dormindo
20	A chuva destruiu as casas	20	O sorvete derreteu logo
Lista 3		Lista 4	
1	Eu chamei a ambulância	1	Eu brinquei em casa
2	O cachorro fugiu de casa	2	O meu pai comprou roupa para mim
3	A manga está verde	3	Eu tomei banho ontem
4	O sorvete de crème está bom	4	Tá chovendo muito forte
5	Preciso terminar a casa	5	O homem parou o carro
6	Meu pai tem um sítio	6	Visitei meus amigos
7	O barco afundou no rio	7	Eles escutaram o barulho
8	Eu convidei muitas crianças	8	Eu ganhei um pirulito
9	Eu nadei na piscina	9	Naquela fábrica não tem vaga
10	Minha amiga mora perto	10	Ela não toma café com leite
11	A novela será bonita	11	Quero doze cervejas da brahma
12	Perdi a hora outra vez	12	Minha avó irá a praia

13	O pássaro voou alto	13	Estou cansada hoje
14	A casa ficará pronta	14	A mamãe conversa com ele
15	O jornal caiu na rua	15	Ela ficou com medo
16	Eu não vou ao aniversário	16	Não vamos falar alto
17	Tomei banho frio hoje	17	O leite estava na mesa
18	Eu lembrei da história	18	O menino riu da piada
19	Eles nadarão no mar	19	É meio perigoso andar sozinho
20	Os preços aumentaram muito	20	Eu sempre busco pão
Lista 5		Lista 6	
1	Eu olhei pela janela	1	É hora de dormir
2	Ela não gosta de escrever	2	Eu caí da bicicleta
3	A minha letra é feia	3	As tesouras estão na mesa
4	A criança bateu a cabeça	4	Os tomates estavam verdes
5	Tem gente gritando lá fora	5	O carrocel já vai rodar
6	Minha mãe não ficou brava	6	Eu estava com um amigo
7	Ele se vestiu de palhaço	7	Quero ir embora agora
8	Meu pai viajou de carro	8	O cachorro comerá a carne
9	Fui a festa do meu amigo	9	A novela já terminou
10	Fiquei sentada no chão	10	O cachorro brincou com o osso
11	O moço se casará com ela	11	Os jovens estão dançando
12	O menino jogou água	12	Vou mudar para outra casa
13	A novela terminará logo	13	Passei meu cartão de ponto
14	O menino quebrou o copo	14	A menina brinca de bonecas
15	O homem dirigiu bem	15	Estou muito cansado
16	O lmoço vai ser tarde	16	Não vi televisão hoje
17	Você fez um bom trabalho	17	A equipe jogará bem
18	Você me empurrou com força	18	Minha irmã quase chorou
19	Eu peguei a bicicleta	19	Ela perdeu seu cartão de crédito
20	O menino brincou na areia	20	A garrafa estava na caixa
Lista 7		Lista 8	
1	Quero duas latas de cervejas	1	O cachorro rasgou a toalha
2	Os brinquedos estão no chão	2	Eu irei a piscina
3	Ele precisa voar ao país	3	Ela não chegou muito tarde
4	O amor não é só sensação	4	Vou viajar no fim do ano

5	Cheguei cedo do trabalho	5	Eu procurei meu irmão
6	Empilhei quatro caixas	6	Eu só sei escrever meu nome
7	A mulher desmaiou na sala	7	A gente brincou na praça
8	A primavera é bela	8	Eu venderei meu carro
9	Vou inventar uma história	9	Nesse final de semana ele folga
10	A mamãe está sozinha	10	Eu vou ao médico depois
11	Tenho reunião as oito	11	A carta caiu no chão
12	Eu estava escondido	12	Eu comprei o presente dele
13	A vida é muito curta	13	Vai ter churrasco lá em casa
14	Eles deixaram eu brincar	14	Eu não bebo no serviço
15	As folhas caíram no chão	15	Tem gente batendo na porta
16	O estudante dormiu aqui	16	Meu pai pegou um peixe
17	O avô contou uma história	17	Fui chamando para trabalhar
18	Quero trabalhar muito mais	18	O uniforme já rasgou
19	Não vou comprar ovos	19	Minha mulher tá grávida
20	Era uma bela tarde	20	A roupa do varal já secou
Lista 9		Lista10	
1	Meu irmão empurrou o carro	1	O bebê só chora a noite
2	A menina tropeçou na pedra	2	Eu tô feliz aqui no alto
3	Mamãe ligou no restaurante	3	Preciso falar com você
4	Meu pai pagou o aluguel	4	Vá lá em casa tomar sol
5	A minha tia tem uma filha	5	A comida está cara
6	As crianças ganharam brinquedos	6	O ladrão levou o dinheiro
7	A gente andou na roda gigante	7	O estacionamento é longe
8	Não aprendi a lição	8	Gosto de conversar na rua
9	Sábado é bom para feijoada	9	Ela tava com pressa para sair
10	Eu encontrei a professora?	10	Já começou a trabalhar de carro
11	Meu pai virá aqui hoje	11	Já vou pagar o aluguel
12	Comerei logo	12	Vamos chegar bem cedo
13	As meninas estão tristes	13	Ela rasgou a camisa nova
14	O menino chorou muito	14	Perdi meus documentos
15	Os tomates acabaram cedo	15	Ele perdeu o bonê ontem
16	Não gosto de poesias	16	A menina ganhou uma boneca
17		17	O empregado limpa o chão

18	Muito sabão mancha a roupa	18	Ela cortará a carne
19	Eu fiz uma poesia para você	19	Ainda não tomei meu café
20	O meu pai jogou bola	20	Eu também desenhei bem
Lista 11		Lista12	
1	Só bebi duas cervejas	1	O jogador fez muita falta
2	O torcedor gritou no jogo	2	As crianças estão perdidas
3	O motorista bateu o carro	3	Ele caiu da árvore
4	Os cavalos fugiram hoje	4	Andei até o ponto de ônibus
5	A menina canta bonito	5	No final de semana tem jogo
6	A estudante mora longe	6	Vai ter churrasco domingo
7	O churrasco acabou logo	7	Tô muito atrasada hoje
8	Ele comeu peixe assado	8	Você ganhou o jogo
9	A torcida verá o jogo	9	Não pude trabalhar hoje
10	Quero comer ovo frito	10	Brinquei na minha avó
11	Ela desfila com roupas da moda	11	O pastelzinho da feira é jóia
12	Eles queriam batatas	12	A cachorrinha não é brava
13	Meu marido chega tarde	13	Tô muito atrasado hoje
14	O menino pedia socorro	14	Hoje tô morrendo de fome
15	O aluno acertou a questão	15	A senhora fez café para você
16	A loja vendeu com desconto	16	Uma casa foi construída
17	Esse refrigerante tá quente	17	Sua blusa está na cadeira
18	Ela tinha muitos presentes	18	Vou comprar um rádio da loja
19	A criança tomou chuva	19	Preciso fazer a barba
20	Ela pagou sua conta em dia	20	Eu brinquei com ele