



UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARÁ - UFPA
INSTITUTO DE CIÊNCIAS BIOLÓGICAS - ICB
LABORATÓRIO DE BIOFÍSICA CELULAR - LBC
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM NEUROCIÊNCIA E BIOLOGIA CELULAR

REABILITAÇÃO DE PACIENTES COM IMPLANTE COCLEAR UTILIZANDO UMA
NOVA ABORDAGEM NA ANÁLISE DA PERCEPÇÃO AUDITIVA

ANA PAULA SIROTHEAU CORRÊA RODRIGUES

BELÉM
2018



UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARÁ - UFPA
INSTITUTO DE CIÊNCIAS BIOLÓGICAS - ICB
LABORATÓRIO DE BIOFÍSICA CELULAR - LBC
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM NEUROCIÊNCIA E BIOLOGIA CELULAR

REABILITAÇÃO DE PACIENTES COM IMPLANTE COCLEAR UTILIZANDO UMA
NOVA ABORDAGEM NA ANÁLISE DA PERCEPÇÃO AUDITIVA

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Neurociência e Biologia Celular da UFPA como requisito para obtenção do título de Mestre em Neurociência.
Orientador: Dr. Manoel da Silva Filho.

BELÉM
2018



UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARÁ - UFPA
INSTITUTO DE CIÊNCIAS BIOLÓGICAS - ICB
LABORATÓRIO DE BIOFÍSICA CELULAR - LBC
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM NEUROCIÊNCIA E BIOLOGIA CELULAR

REABILITAÇÃO DE PACIENTES COM IMPLANTE COCLEAR UTILIZANDO UMA
NOVA ABORDAGEM NA ANÁLISE DA PERCEPÇÃO AUDITIVA

Dissertação apresentada como
requisito para defesa de mestrado em
Neurociências e Biologia Celular pela
Universidade Federal do Pará.

Data de aprovação: 28/03/2018.

Banca examinadora

Prof. Dr. Manoel da Silva Filho
Orientador

Prof. Dr. Olavo de Faria Galvão
Membro

Prof. Dr. Paulo Roney Kilpp Goulart
Membro

BELÉM
2018

RESUMO

A comunicação é a forma que temos de interagir com o mundo, essa comunicação pode ser verbal ou não verbal. Para o progresso satisfatório da comunicação oral é necessário que a via auditiva, desde a porção central até a porção periférica esteja funcionando adequadamente. Quando ocorre alguma alteração na via auditiva, é necessário o uso de dispositivos que auxiliem a percepção do som, dentre estes instrumentos destacamos o implante coclear, porém, para o aproveitamento adequado deste recurso, é imprescindível uma reabilitação eficiente. Objetivo: Desenvolver um simulador de implante coclear com a finalidade de proporcionar ao reabilitador identificar o estímulo recebido pelo deficiente auditivo, e dessa forma atuar nas programações das sessões de reabilitação, para que os sons possam ser detectados corretamente, favorecendo o desenvolvimento ou a manutenção da comunicação oral. Métodos: Para o desenvolvimento do estudo foram formados 3 grupos de indivíduos: o primeiro grupo foi constituído por 6 pacientes implantados que receberam como estímulo o som puro. Os grupos 2 e 3 foram compostos por normo-ouvintes que receberam os sons filtrados pelo simulador de implante coclear, o grupo 2 com 22 indivíduos recebeu os sons filtrados para 22 canais ativados (100%) e o grupo 3 percebeu sons filtrados com 17 canais ativados (77%), correspondendo ao número de canais ativados em um implante coclear. Todos os participantes foram submetidos a sessões com estímulos audiovisuais em um software executado em um computador com tela sensível ao toque. Os estímulos são 124 palavras extraídas de uma lista utilizada no exame de logaudiometria, sendo 16 trissílabos, 46 dissílabos e 62 monossílabos. As palavras trissílabas foram geradas sinteticamente e as demais gravadas em voz feminina de fonoaudióloga. Resultados: Observou-se que todos os grupos apresentaram maior dificuldade na detecção de monossílabos, onde o período de latência foi aumentado e ocorreram mais erros para percepção do som, isso deve-se a diminuição da pista auditiva. E, portanto, se houver um tratamento de reabilitação individualizado, acredita-se que o desenvolvimento do deficiente auditivo implantado decorra de uma forma mais eficiente.

Palavras-chave: surdez, implante coclear, estímulo, reabilitação.

ABSTRACT

Communication is the way we have to interact with the world, this communication can be verbal or nonverbal. For the satisfactory progress of oral communication, it is necessary that the auditory pathway, from the central portion to the peripheral portion, is functioning properly. When there is a change in the auditory pathway, it is necessary to use devices that aid the perception of sound, among these instruments we highlight the cochlear implant, but for the proper use of this resource, an efficient rehabilitation is essential. Objective: To develop a cochlear implant simulator with the purpose of enabling the rehabilitator to identify the stimulus received by the hearing impaired, and thus to act in the schedules of the rehabilitation sessions, so that the sounds can be detected correctly, favoring the development or maintenance of the oral communication. Methods: For the development of the study, 3 groups of individuals were formed: the first group consisted of 6 implanted patients who received as pure sound stimulus. Groups 2 and 3 were composed of normo-listeners who received the sounds filtered by the cochlear implant simulator; group 2 with 22 individuals received filtered sounds for 22 activated channels (100%) and group 3 perceived filtered sounds with 17 channels activated (77%), corresponding to the number of channels activated in a cochlear implant. All participants were submitted to sessions with audiovisual stimuli in software running on a computer with a touch screen. The stimuli are 124 words extracted from a list used in the logaudiometry exam, being 16 trisyllables, 46 disyllables and 62 monosyllables. The trisyllables words were generated synthetically and the others recorded in female voice of speech therapist. Results: It was observed that all groups presented greater difficulty in the detection of monosyllables, where the latency period was increased, and more errors occurred for sound perception, this is due to the reduction of the auditory track. Therefore, if there is an individualized rehabilitation treatment, it is believed that the development of the implanted hearing impaired is more efficient.

Key words: deafness, cochlear implant, stimulation, rehabilitation.

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho à minha família.

Ao meu marido Dionne, minhas filhas Júlia e Luíza, por terem permanecido ao meu lado, me incentivando a percorrer este caminho.

Aos meus pais Antonio e Edna, a minha querida tia Ana (in memoriam) e aos meus irmãos Marco Antonio, Antonio Marcos, Clélia e Marcos Paulo.

Por todo amor, incentivo, carinho e principalmente por serem meus amigos de todas as horas.

AGRADECIMENTOS

Ao Dr. José Cláudio Cordeiro, pela amizade, confiança, pela oportunidade de trabalhar em sua equipe e por todos ensinamentos na área médica e principalmente na ética profissional.

Ao Professor Manoel da Silva Filho, pela paciência, empenho e sentido prático com que me orientou neste trabalho.

Aos pacientes que participaram deste estudo, por sua disposição, tempo despendido, compartilhando vivências e contribuindo com meu aprendizado.

Ao Serviço de Otorrinolaringologia do Hospital Bettina Ferro de Souza, por ter permitido o acompanhamento e realização do estudo.

Enfim, a todos aqueles que de uma maneira ou de outra contribuíram para que este percurso pudesse ser concluído.

“Aquele que tentou e não conseguiu é superior àquele que nada tentou.”

Arquimedes.

LISTA DE ABREVIATURAS

IBGE - Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística

MEC - Ministério da Educação

DA - Deficiência Auditiva

AASI - Aparelho de Amplificação Sonora Individual

IC - Implante Coclear

ABI – Implante de Tronco Cerebral

Hz – Hertz

CAE - Conduto Auditivo Externo

dB – Decibéis

Pa – Pascal

SPL – Sound Pressure Level (nível de pressão sonora)

ONU - Organização das Nações Unidas

CIF - Classificação Internacional de Funcionalidades

IRF - Índice de Reconhecimento de Fala

PEATE - Potencial Evocado Auditivo de Tronco Encefálico

P300 - Potencial Evocado Auditivo de Longa Latência

BAHA - Bone Anchored Hearing Aid

ABI – Auditory Brainstem Implant (Implante de Tronco Cerebral)

LIBRAS - Língua Brasileira de Sinais

IRF - Índice de Reconhecimento de Fala

SRT - Limiar de Reconhecimento de Fala

MWT-B - Nível de inteligência pré-mórbido

WM - Memória de trabalho

CPA - Centro de Pesquisa Audiológica

LISTA DE TABELA E QUADROS

Tabela 01 – Desvio padrão da latência dos participantes com IC.

Quadro 01 - Classificação do tipo de perda auditiva, de acordo com Silman e Silverman (1997).

Quadro 02 - Classificação do grau da perda auditiva, de acordo com Lloyd e Kaplan (1978).

Quadro 03 - Classificação do grau da perda auditiva de acordo com Northern e Downs (1984).

Quadro 04 – Lista de palavras trissílabas.

Quadro 05 – Lista de palavras dissílabas.

Quadro 06 – Lista de palavras monossílabas.

Quadro 07 – Características dos participantes com IC.

LISTA DE FIGURAS

Figura 01 - Anatomia da orelha.

Figura 02 – Tonotopia coclear.

Figura 03 - Representação do som.

Figura 04 - Audiograma de sons familiares.

Figura 05 - Curva representando a média da perda auditiva em função da idade.

Figura 06 - Campo auditivo humano.

Figura 07 – Estimulação de diferentes frequências na cóclea.

Figura 08 – Audiograma normal.

Figura 09 – Lista de monossílabos usada para o Índice de Reconhecimento de Fala.

Figura 10 – Curvas timpanométricas.

Figura 11 - Aparelho portátil utilizado para realizar exame de emissões otoacústicas.

Figura 12 - PEATE normal em resposta ao clique de 80 dBNA.

Figura 13 - Registro dos componentes N2 e P3 do Potencial Evocado de Longa Latência.

Figura 14 – Aparelhos de Amplificação Sonora Individual.

Figura 15 - Sistemas percutâneos: BAHA e PONTO.

Figura 16 – Bonebridge.

Figura 17 - Vibrant Soundbridge.

Figura 18 - Sistema Carina.

Figura 19 - Sistema Esteem.

Figura 20 – Implante de Tronco Cerebral.

Figura 21 – Componentes do IC.

Figura 22 – Esquematização do funcionamento do IC.

Figura 23 – Implante coclear: estrutura externa e interna.

Figura 24 – Arquitetura e diagrama de blocos de um IC moderno.

Figura 25 – Detalhe de um processador de fala.

Figura 26 – Mapa do implante coclear Freedom da empresa Cochlear.

Figura 27 – Frequências de filtros.

Figura 28 – Interface do simulador de IC.

Figura 29 – Software Auditivo.

Figura 30 – Software PCR.

Figura 31 – Software SIEL: a) Tela de entrada; b) Tela com arquivo de estímulos selecionado; c) Tela de aplicação do teste

Figura 32 - Latências médias por paciente.

Figura 33 – Erro por grupo de palavras nos participantes com IC.

Figura 34 – Média, desvio padrão e erro do grupo de trissílabas.

Figura 35 – Média, desvio padrão e erro do grupo de dissílabas

Figura 36 – Média, desvio padrão e erro do grupo de monossílabas.

Figura 37 – Latência por grupo de palavras.

Figura 38 – Erro por grupo de palavras.

Figura 39 – Latência por grupo de palavras em normo-ouvintes com 17 canais ativados.

Figura 40 - Erro por grupo de palavras.

SUMÁRIO

RESUMO.....	4
ABSTRACT	5
DEDICATÓRIA.....	6
AGRADECIMENTOS	7
LISTA DE ABREVIATURAS.....	9
LISTA DE TABELA E QUADROS.....	10
LISTA DE FIGURAS.....	11
SUMÁRIO.....	13
1 INTRODUÇÃO	16
1.1 Objetivo geral	18
1.2 Objetivos específicos	19
2 REFERENCIAL TEÓRICO	20
2.1 AUDIÇÃO.....	20
2.2 SOM.....	22
2.3 LIMIAR AUDITIVO.....	24
2.4 CAMPO AUDITIVO.....	24
2.5 SENSÇÃO AUDITIVA.....	25
2.6 DEFICIÊNCIA AUDITIVA.....	25
2.7 AVALIAÇÃO CLÍNICA DA AUDIÇÃO	29
2.7.1 AUDIOMETRIA TONAL.....	30
2.7.2 LOGOAUDIOMETRIA	31
2.7.3 IMITÂNCIOMETRIA	32
2.7.4 EMISSÕES OTOACÚSTICAS.....	33
2.7.5 POTENCIAL EVOCADO AUDITIVO DE TRONCO ENCEFÁLICO (PEATE) 34	

	2.7.6	POTENCIAL AUDITIVO EVOCADO DE LONGA LATÊNCIA -	
P300	34		
2.8		PRÓTESES AUDITIVAS	35
2.8.1		APARELHO DE AMPLIFICAÇÃO SONORA INDIVIDUAL (AASI).	35
2.8.2		PRÓTESE IMPLANTÁVEL DE CONDUÇÃO ÓSSEA	36
2.8.3		BONEBRIDGE	36
2.8.4		PRÓTESES IMPLANTÁVEIS DE ORELHA MÉDIA	37
2.8.5		IMPLANTE DE TRONCO CEREBRAL	39
2.8.6		IMPLANTE COCLEAR	39
2.9		REABILITAÇÃO AUDITIVA	41
2.9.1		MÉTODOS DE REABILITAÇÃO AUDITIVA	42
2.9.2		REABILITAÇÃO NO IMPLANTE COCLEAR	44
2.9.3		REABILITAÇÃO DO DEFICIENTE PRÉ-LINGUAL	45
2.9.4		REABILITAÇÃO DO DEFICIENTE PÓS-LINGUAL	46
3		TRABALHOS CORRELATOS	47
	3.1.1	AQUISIÇÃO DE HABILIDADES AUDITIVAS NO USUÁRIO DE IMPLANTE COCLEAR	47
	3.1.2	COMPREENSÃO DE SINAL DE FALA COM RUÍDO	47
4		Softwares utilizados	52
4.1		Estrutura física do implante coclear	52
4.2		Simulador de implante coclear	55
4.3		Software SIEL	57
5		Metodologia	60
	5.1.1	Materiais	60
	5.1.2	Métodos	62
6		Experimentos e resultados	64
6.1		Resultados	64
	6.1.1	Grupo 1	64
	6.1.2	Grupo 2	69

6.1.3 Grupo 3	70
6.2 Considerações finais	71
7 CONCLUSÃO	72
7.1 Trabalhos futuros	73
8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	74
9 ANEXOS.....	80
9.1 Código do simulador.....	80

1 INTRODUÇÃO

A palavra comunicação tem origem do latim *communicatio* e pode ser definida como a forma pela qual transmitimos e recebemos informações, conhecimentos e sentimentos. Integrando o indivíduo na sociedade de uma forma mais abrangente, favorecendo o seu desenvolvimento sociocultural. Portanto, todos nós precisamos entender e sermos entendidos, seja através da comunicação verbal ou não-verbal.

A comunicação pode ser verbal, quando realizada por meio de uma linguagem falada ou escrita, e não-verbal quando são empregados sinais não linguísticos, como gestos, expressões faciais e imagens (Vitto & Feres, 2005).

O processo de comunicação consiste na transmissão de informação entre um emissor que codifica a mensagem e um receptor que decodifica, ou seja, interpreta a mensagem. Este processamento está intimamente relacionado à cognição.

A linguagem primária, seja ela oral-aural ou viso-manual, é uma das características da comunicação humana, e desenvolve-se de modo natural desde que haja capacidade sensorial motora preservada (Capovilla, Capovilla, & Macedo, 2006). A forma mais evidente da expressão da linguagem é a fala. A comunicação oral exige que a função auditiva (audição) e fonatória (fonação) dos sujeitos comunicantes estejam em funcionamento para seu pleno desenvolvimento (Oliveira, 2006).

A surdez é o distúrbio de comunicação de maior prevalência, uma vez que 60% desses distúrbios relacionam-se direta ou indiretamente com problemas auditivos. A surdez pode ser definida como a perda ou diminuição considerável do sentido da audição (Sousa L. , Piza, Costa, Andrade, & Jaeger, 1996) (apud Costa S., 2006). A deficiência auditiva afeta a personalidade, o relacionamento e a qualidade de vida do indivíduo. A perda auditiva pode ter etiologia congênita ou adquirida e pode apresentar diferentes graus, como: leve, moderado, severo e profundo. Quando a perda sensorial é de grau severo a profundo, pode incapacitar o indivíduo de se comunicar normalmente ou mesmo ouvir sons ambientais simples, como barulho de trânsito, sirenes e outros sons que constituem alertas na vida diária (Neto, Gomez, Tsuji, & Bento, 2011).

De acordo com o Censo Demográfico de 2010 e divulgado pelo Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE), mais de 45,6 milhões de brasileiros declararam ter alguma deficiência, o número representa 23,9% da população do país. Cerca de 9,7 milhões declararam ter deficiência auditiva (5,1%), dentre estes, mais de 2,1 milhões de pessoas referiram ter deficiência auditiva severa.

Dados do Ministério da Educação (MEC) mostram que em 2003, 56.024 alunos surdos frequentavam o ensino fundamental e 2.041 frequentavam o ensino médio. Porém, somente 3,6% do total de surdos matriculados conseguiu concluir a educação básica, o que demonstra a exclusão escolar provocada pelas barreiras na comunicação entre alunos surdos e professores.

A deficiência auditiva (DA) gera grande impacto emocional e social, no caso de surdez congênita, logo após o diagnóstico ocorre a negação por parte dos pais, o que muitas vezes, dificulta o tratamento precoce. Em adultos jovens observa-se dificuldades relacionadas a educação, e em consequência criando um obstáculo à inserção no mercado de trabalho. Algumas vezes formam-se grupos restritos, verdadeiros guetos o que os coloca ainda mais isolados e dificultando a inclusão. Nos idosos a perda auditiva pode ocasionar isolamento social, tristeza e por vezes depressão, visto que, constantemente em uma conversa é necessária a repetição de palavras, e o idoso se sente constrangido com esse ato, e nessas circunstâncias opta pelo retraimento.

As avaliações para se detectar o grau de perda auditiva e suas possíveis causas devem ser realizadas o mais previamente possível, para dessa forma se avaliar o tratamento adequado para cada caso. Após a realização de exames, dentre os quais a audiometria tonal, logaudiometria, imitanciometria, pesquisa de potencial evocado auditivo de tronco cerebral e as emissões otoacústicas, são analisadas as possibilidades de tratamento. Portanto, quanto mais cedo for realizada a identificação, o diagnóstico e a intervenção nas perdas auditivas, melhor será a resposta do sistema auditivo central à estimulação auditiva.

O tratamento da DA pode ser clínico como no caso da surdez de condução ou podem ser utilizadas outras abordagens que possam permitir a melhora na qualidade de vida do indivíduo. Os tratamentos podem ser através de equipamentos de auxílio, pelo desenvolvimento ou aperfeiçoamento de estratégias de comunicação (Menegotto & Soares, 2006).

Dentre os recursos mais usados como instrumento de auxílio estão os aparelhos de amplificação sonora individual (AASI) ou próteses auditivas, estas constituem-se basicamente de um dispositivo eletroacústico, receptor e microfone, cujo objetivo específico é modificar os sinais acústicos, em intensidade e em características. Estas modificações são realizadas com o intuito de melhorar a audibilidade e a inteligibilidade da fala, capacitando o deficiente auditivo a utilizar sua audição residual de forma efetiva (Gândara & Garbi, 2009).

Nos casos de perda auditiva bilateral de grau severo à profundo em que o paciente não obtém ganho funcional com o AASI, o mesmo deverá ser submetido a uma análise

critérioria feita por uma equipe multidisciplinar para avaliação dos recursos disponíveis para que possa obter melhor desempenho em seu desenvolvimento. Dentre as tecnologias utilizadas estão as próteses de condução óssea (Bone Anchored Hearing Aid, BAHA, PONTO e Bonebridge), as próteses de orelha média que podem ser parcialmente (Vibrant soundbridge) ou totalmente implantáveis (Carina e Esteem), o implante coclear e o implante de tronco cerebral (ABI).

O implante coclear (IC) consiste em um dispositivo eletrônico que fornece informação sonora a indivíduos com perda auditiva neurossensorial severa à profunda bilateral, proporcionando uma audição satisfatória e auxiliando na sua comunicação. O implante exerce sua função por meio de estimulação elétrica direta das fibras nervosas auditivas por eletrodos inseridos na cóclea.

Quando há indicação de IC, após 30 a 40 dias da realização da cirurgia é feita a ativação do implante, ou seja, os eletrodos inseridos são “ligados”. Nesta ocasião o paciente é submetido a várias programações do dispositivo. Essa programação tem por objetivo adequar os filtros e seus respectivos ganhos às condições necessárias para que o implantado possa ter o melhor aproveitamento possível do equipamento.

Logo após a ativação inicia-se o processo de reabilitação auditiva, onde são usadas estratégias que possam ajudar a desenvolver a capacidade de percepção auditiva e consequentemente o desenvolvimento da linguagem. A reabilitação empregada em usuários de IC não difere dos pacientes com AASI. Os dados da programação realizada pelos fonoaudiólogos não são utilizados para executar as sessões de reabilitação auditiva, ou seja, o paciente com implante coclear não recebe estímulos específicos de acordo com a sua programação.

Para uma reabilitação satisfatória o indivíduo deverá ser incitado a perceber os sons que chegam através do processador de fala. Com esse propósito, é necessário que o reabilitador conheça esses estímulos sonoros que chegam ao implantado, seja para reforçar a aprendizagem ou estimular outras habilidades auditivas. Com este intento o presente trabalho visa desenvolver um simulador de IC para determinar esses estímulos e favorecer uma reabilitação mais adequada e individualizada.

1.1 Objetivo geral

Para que os estímulos recebidos pelo paciente implantado sejam adequadamente aproveitados, é necessário que o profissional responsável pela reabilitação auditiva deste paciente, conheça as características do som que está chegando ao nervo auditivo, podendo-se destacar as frequências e o espectro do som. Correlacionando essas características, com

o mapa de programação, pode-se chegar a um conjunto de estímulos que realmente possa ser discriminado pelo paciente.

O presente trabalho tem por objetivo identificar os estímulos que o paciente com IC possui mais chances de discriminar baseado em um simulador de implante coclear desenvolvido especificamente para este fim, para ser utilizado nas sessões de reabilitação auditiva.

1.2 Objetivos específicos

- Desenvolver um simulador de implante coclear com ajustes individuais de canais.
- Caracterizar quais estímulos são mais adequados para serem utilizados nas sessões de reabilitação auditiva.
- Propor metodologia para selecionar estímulos de acordo com o mapa de programação do implante coclear.
- Desenvolver estratégias de reabilitação baseada nos estímulos selecionados.

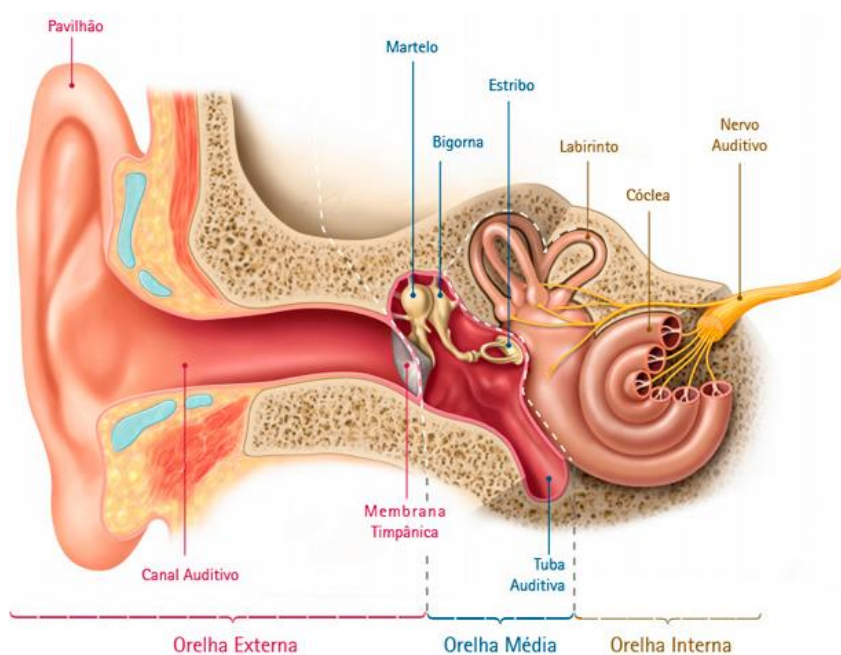
2 REFERENCIAL TEÓRICO

Este capítulo tem o objetivo de apresentar alguns conceitos básicos para o entendimento da audição, som, níveis de audição, tipos e graus de perdas auditivas, exames para diagnóstico, tratamentos disponíveis para cada caso de deficiência auditiva e finalizando com a reabilitação dando enfoque na reabilitação auditiva de paciente usuário de implante coclear.

2.1 AUDIÇÃO

A audição é primordial para o desenvolvimento da comunicação oral. O órgão responsável pela audição é a orelha, esta, se encontra localizada no osso temporal e divide-se em orelha externa, orelha média e orelha interna (Oliveira, 2006), conforme observado na Figura 01.

Figura 01 -Anatomia da Orelha



Fonte: (Laperre Hearing Systems, 2017)

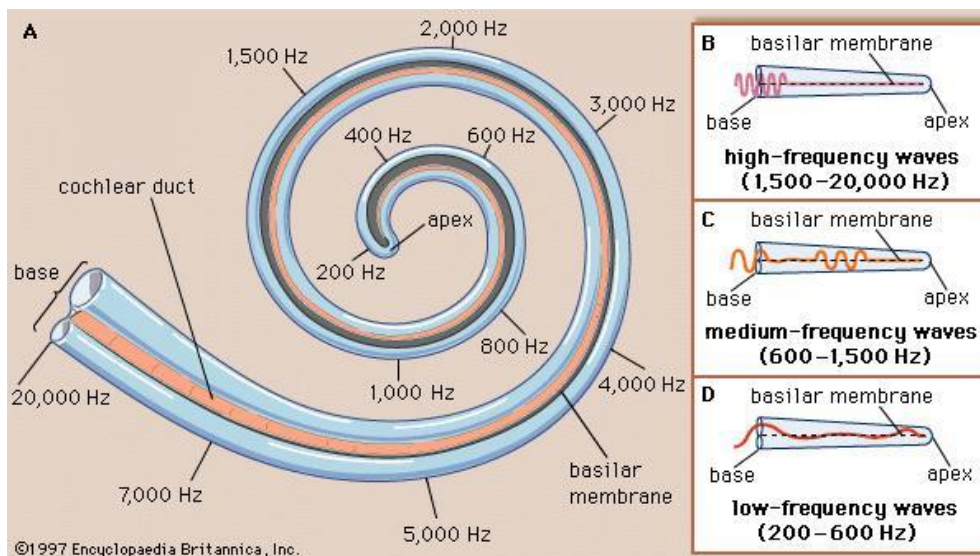
A captação da onda sonora do ambiente pelo sistema auditivo é feita através da orelha externa, que é formada pelo pavilhão auditivo e conduto auditivo externo. Essas estruturas proporcionam a localização da fonte sonora, a amplificação das frequências próximas a 4.000 Hz (entre 1.500 e 7.000 Hz) e a condução da onda sonora até a orelha média (Oliveira, 2006)

Também chamada de cavidade timpânica, a orelha média é uma porção oca dentro do osso temporal. A orelha média abriga três ossículos que são: martelo, bigorna e estribo,

eles estão ligados à membrana timpânica e articulados entre si, formando um sistema de alavanca, que é o sistema tímpano-ossicular, este mecanismo amplifica o som em até 1,3 vezes. A onda sonora que incide sobre o tímpano, provoca vibrações que são conduzidas pelo sistema tímpano-ossicular até a janela oval. (Bear, Connors, & Paradiso, 2010)

Na orelha interna inicia-se a condução dos impulsos nervosos pelas vias auditivas até a área auditiva do cérebro. Ela possui duas porções: o vestíbulo, que atua na captação de informações sobre o posicionamento da cabeça e do corpo no espaço, auxiliando na manutenção do equilíbrio; e a cóclea localizada atrás da janela oval. A cóclea é preenchida por líquido, a qual contém o mecanismo que transforma o movimento físico da membrana da janela oval em uma resposta neural. A cóclea possui três ductos preenchidos por líquido, esses ductos são denominados de: rampa vestibular, rampa média e rampa timpânica. A rampa média limita-se com a rampa vestibular pela membrana de Reissner e com a rampa timpânica pela membrana basilar, sobre a qual encontra-se o Órgão de Corti, onde estão localizadas as células ciliadas, que são as células sensoriais (Oliveira, 2006). Como observada na Figura 02, a cóclea quando estimulada em diferentes regiões reage a frequências distintas. Na região da base responde às frequências agudas (altas) e nas frequências graves (baixas) a resposta é percebida na porção mais apical, esta distribuição de frequências denomina-se tonotopia coclear.

Figura 02 – Tonotopia coclear



Fonte: (Biology Stack Exchange, 2015)

Uma vez que a resposta neural ao som é gerada no ouvido interno, o sinal é transferido para uma série de núcleos no tronco encefálico, onde é processado. A eferência desses núcleos é enviada a um núcleo de retransmissão no tálamo, o núcleo geniculado

medial, que se projeta ao córtex auditivo primário, ou A1, localizado no lobo temporal (Bear, Connors, & Paradiso, 2010).

2.2 SOM

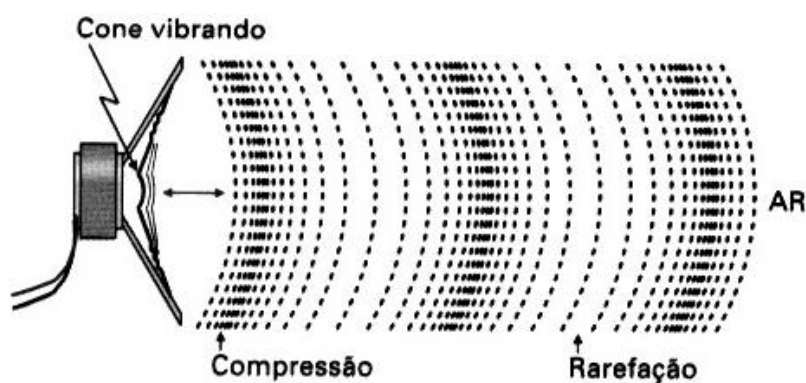
Os sons são variações audíveis na pressão do ar. Quando um objeto se move em uma direção, um trecho de ar é comprimido, aumentando a densidade das moléculas. De maneira recíproca, o ar fica rarefeito (menos denso) quando o objeto se afasta (Bear, Connors, & Paradiso, 2010).

Os sons que chegam ao aparelho auditivo são percebidos de maneiras distintas, isso ocorre devido as diferenças físicas de frequência, amplitude e timbre entre as ondas sonoras.

A frequência é a característica através da qual distingue-se som agudo ou grave. Esta característica está relacionada com a quantidade de ciclos completos (vibrações) de uma onda sonora que ocorre num período de 1 segundo, e é expressa em unidade chamada Hertz (Hz), portanto, quanto maior a frequência mais agudo é o som.

Como demonstrado na Figura 03, a intensidade da onda é a diferença de pressão entre os trechos de ar rarefeitos e comprimidos, em vista disso, a intensidade de som determina o volume que percebemos, portanto, sons altos ou de maior volume tem maiores intensidades (Bear, Connors, & Paradiso, 2010).

Figura 03 - Representação do som

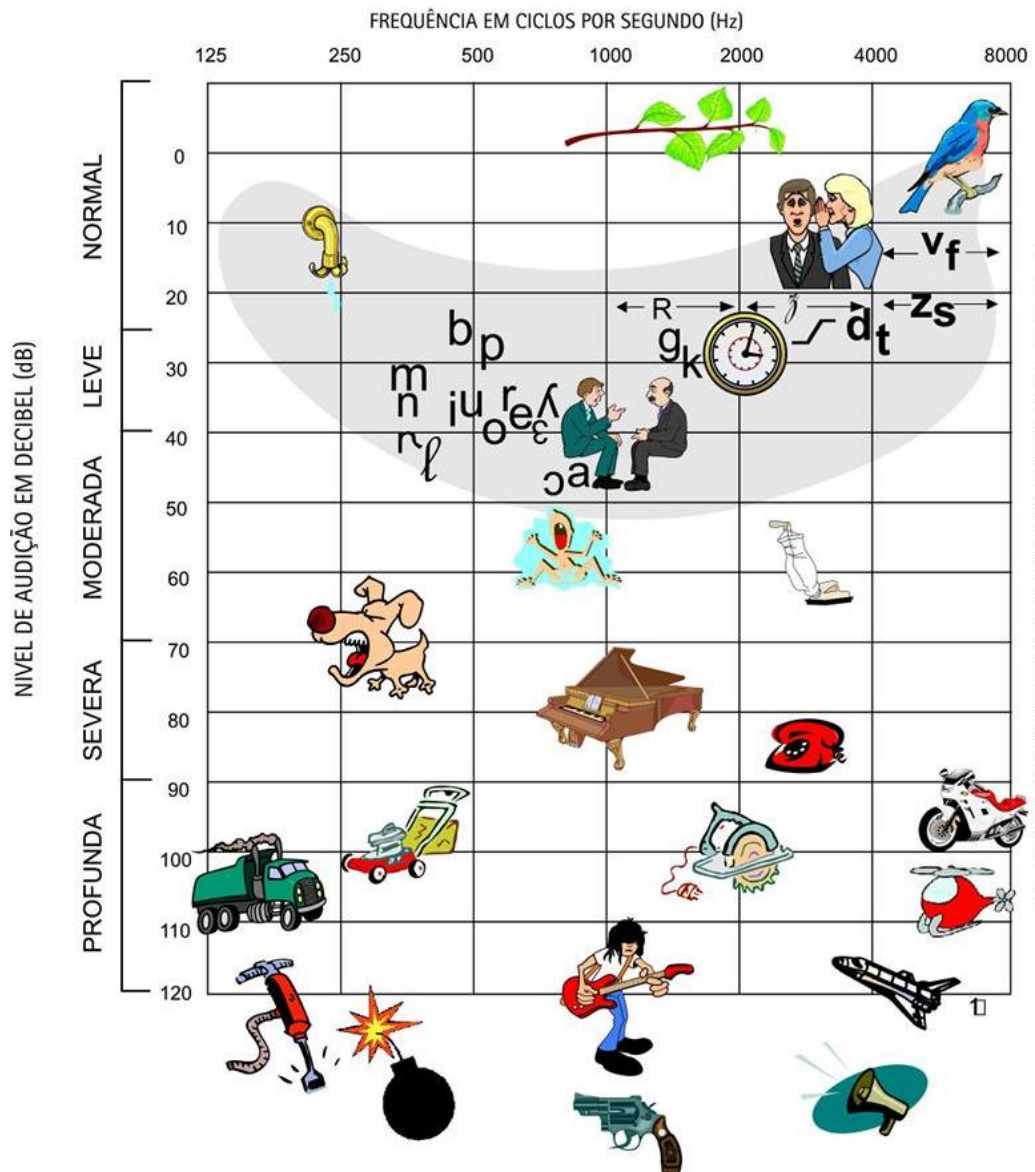


Fonte: (Paula, 2017)

Nosso sistema auditivo pode responder a ondas sonoras dentro da faixa detectável de 20 a 20.000 Hz. O audiograma de sons familiares exposto na Figura 04 é útil para esclarecer quais sons cotidianos não são percebidos, dependendo da configuração da perda auditiva. A faixa de som audível, principalmente as frequências mais altas, podem diminuir significativamente com a exposição à ruídos intensos e com o avanço da idade como

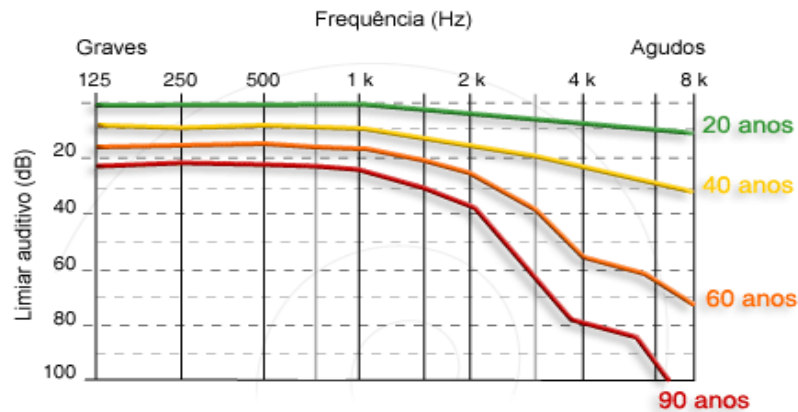
salientado na Figura 05, onde observa-se a curva representando a média da perda auditiva em função da idade.

Figura 04–Audiograma de sons familiares



Fonte: (Audiobem-Aparelhos auditivos, 2017)

Figura 05—Curva representando a média da perda auditiva em função da idade.



Fonte: (Chaix, 2016)

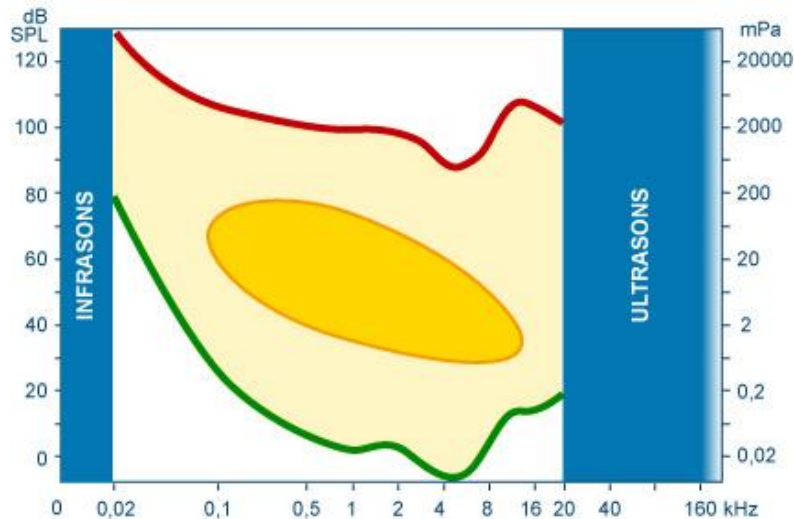
2.3 LIMIAR AUDITIVO

Este limiar corresponde à pressão sonora mínima na qual um som, em uma dada frequência torna-se audível. Existe um limiar diferente para cada frequência sonora, sendo os menores limiares encontrados entre 2.800 e 4.000 Hz. A medida que a intensidade da pressão sonora aumenta, a sensação percebida também aumenta, até que o indivíduo sinta ter alcançado o limiar doloroso, sendo que essa pressão pode causar dano no ouvido se a exposição for prolongada (Oliveira, 2006).

2.4 CAMPO AUDITIVO

No humano o campo auditivo está compreendido entre uma pressão acústica de 0,02 MPa (0 dB SPL) e 20 Pa (120 dB SPL). Estes valores aplicam-se para as frequências compreendidas entre 0,5 e 8 KHz. Para frequências inferiores e superiores é necessária uma pressão acústica superior para atingir o limiar auditivo, por conseguinte, nas frequências audíveis a área delimitada pelas curvas do limiar auditivo e do limiar de desconforto define o campo auditivo (Lorenzi, <http://www.cochlea.eu/po/som/psicoacustica>, 2016). A Figura 06 demonstra o campo auditivo também chamado de zona de sensação auditiva, que é a área delimitada pelas curvas do limiar auditivo e do limiar de desconforto. A dinâmica do campo auditivo é a diferença entre as duas curvas dos limiares.

Figura 06 - Campo auditivo humano



Fonte: (Lorenzi, Psicoacústica, 2016)

2.5 SENSAÇÃO AUDITIVA

A sensação auditiva apresenta como características fundamentais a sonoridade, o tom e o timbre.

Sonoridade é a sensação de intensidade, ela possibilita afirmar se o som é forte ou fraco. O tom está relacionado à frequência, é a percepção do som como agudo ou grave. O timbre nos permite diferenciar sons da mesma intensidade e tom, como exemplo a voz humana, onde cada indivíduo tem um timbre próprio (Lorenzi, <http://www.cochlea.eu/po/som/psicoacustica>, 2016).

2.6 DEFICIÊNCIA AUDITIVA

De acordo com o Decreto nº 3298/99 que regulamenta a Lei 7853/89, deficiência é toda perda ou anormalidade de uma estrutura ou função psicológica, fisiológica ou anatômica que gere incapacidade para o desempenho de atividade, dentro do padrão considerado normal para o ser humano.

O Decreto nº 5296/04 que regulamenta as leis 10.048 e 10.098/2000, conceitua a deficiência auditiva como a perda bilateral, parcial ou total, de quarenta e um decibéis (dB) ou mais, aferida por audiograma nas frequências de 500Hz, 1.000Hz, 2.000Hz e 3.000Hz (Conceito de deficiência segundo a convenção da ONU (Organização das Nações Unidas) e os critérios da CIF (Classificação Internacional de Funcionalidades).

O déficit auditivo é o declínio sensorial mais comum, atualmente com uma incidência crescente devido ao aumento da expectativa de vida. Nos dias de hoje, em todo

mundo 360 milhões de pessoas são afetadas por uma perda de audição incapacitante (Seiva, Santos, Fortes, & Queiroz, 2012).

Pela audição é possível compreender a linguagem oral e conseqüentemente formar conceitos e inter-relacioná-los para que, posteriormente, os mesmos possam ser expressos através da fala. Verifica-se, que qualquer perda auditiva gera interferência na compreensão verbal e conseqüentemente na expressão linguística do indivíduo, afetando integralmente a comunicação (Scaranello, 2005).

O período de maturação das vias auditivas até o tronco cerebral acontece durante os dois primeiros anos de vida, é nessa fase de grande plasticidade neuronal que ocorre a aquisição da fala. Para que aconteça esse desenvolvimento, é essencial a estimulação sonora.

A detecção da perda auditiva deve ser feita dentro dos três primeiros meses de vida, para que o atendimento apropriado seja realizado antes dos seis meses, pois, os primeiros seis meses de vida são fundamentais para o desenvolvimento da linguagem oral. Estatísticas da Academia Americana de Pediatria revelam que, nos Estados Unidos, a média para detecção da surdez por familiares ou pediatras é de quatorze meses (Russo e Almeida, 1995) (apud Neto & Martins, 2010). No Brasil, a idade média do diagnóstico da deficiência auditiva está em torno de 03 a 04 anos, podendo levar até 02 anos para ser finalizado. Em um trabalho realizado por Nóbrega (1994) foi observado 56% de casos suspeitos de deficiência auditiva, porém a confirmação diagnóstica até os 02 anos de idade ocorreu apenas em 13% dos pacientes estudados (Neto & Martins, 2010).

As perdas auditivas podem ser classificadas quanto ao tipo e ao grau. O tipo de perda auditiva está relacionado à localização das estruturas afetadas do aparelho auditivo.

A classificação do tipo de perda auditiva leva em consideração a comparação dos limiares entre a via aérea e a via óssea de cada orelha (Gândara & Garbi, 2009). Algumas classificações são reconhecidas cientificamente e recomendadas por especialistas. No quadro 01 é ilustrado o exemplo de classificação sugerido por Silman e Silverman em 1997 (Sistema de Conselhos Federal e Regionais de Fonoaudiologia, 2013) .

Quadro 01 - Classificação do tipo de perda auditiva, de acordo com Silman e Silverman (1997).

TIPO DE PERDA	CARACTERÍSTICAS
Perda auditiva condutiva	Limiars de via óssea menores ou iguais a 15 dBNA e limiars de via aérea maiores do que 25dBNA, com gap aéreo-ósseo maior ou igual a 15dB.
Perda auditiva neurossensorial	Limiars de via óssea maiores do que 15 dBNA e limiars de via aérea maiores do que 25 dBNA, com gap aéreo-ósseo de até 10 dB.
Perda auditiva mista	Limiars de via óssea maiores do que 15 dBNA e limiars de via aérea maiores de que 25 dBNA, com gap aéreo-ósseo maior ou igual a 15dB.

Fonte: (Sistema de Conselhos Federal e Regionais de Fonoaudiologia, 2013)

Em relação ao grau de perda auditiva, no Brasil ainda existem divergências sobre qual seria a classificação mais adequada. A maioria das classificações de grau de perda auditiva utiliza a média de tons puros nas frequências de maior energia (500, 1000 e 2000 Hz), mas, quando a perda acomete as frequências altas, essa classificação torna-se limitada e inexpressiva, pois não reflete o prejuízo no desempenho comunicativo gerado por tais perdas (Russo,2009). A mais conhecida é a classificação de Lloyd e Kaplan (1978) mostrada no quadro 02 (Sistema de Conselhos Federal e Regionais de Fonoaudiologia, 2013).

Quadro 02 - Classificação do grau da perda auditiva, de acordo com Lloyd e Kaplan (1978).

MÉDIA TONAL	DENOMINAÇÃO	HABILIDADE PARA OUVIR A FALA
≤ 25 dBNA	Audição normal	Nenhuma dificuldade significativa.
26 - 40 dBNA	Perda auditiva de grau leve	Dificuldade com fala fraca ou distante. De acordo com o grau
41 - 55 dBNA	Perda auditiva de grau moderado	Dificuldade com fala em nível de conversação.
56 - 70 dBNA	Perda auditiva de grau moderadamente severo	A fala deve ser forte; dificuldade para conversação em grupo.
71 - 90 dBNA	Perda auditiva de grau severo	Dificuldade com fala intensa; entende somente fala gritada ou amplificada.
≥ 91 dBNA	Perda auditiva de grau profundo	Pode não entender nem a fala amplificada. Depende da leitura labial.

Fonte: (Sistema de Conselhos Federal e Regionais de Fonoaudiologia, 2013)

Em crianças menores de 7 anos, para a análise do grau da perda auditiva é recomendada a classificação de Northern e Downs (1994), como demonstrado no quadro 03 (Sistema de Conselhos Federal e Regionais de Fonoaudiologia, 2013)

Quadro 03 - Classificação do grau da perda auditiva de acordo com Northern e Downs (1984).

MÉDIA TONAL	DENOMINAÇÃO	O QUE CONSEGUE OUVIR SEM AMPLIFICAÇÃO
≤ 15 dBNA	Audição normal	Todos os sons da fala
16 - 25 dBNA	Perda auditiva discreta ou mínima	As vogais são ouvidas claramente. Pode apresentar discreta dificuldade com as consoantes surdas.
26 – 40 dBNA	Perda auditiva de grau leve	Ouve somente alguns dos sons da fala; os fonemas sonoros mais fortes.
41 – 65 dBNA	Perda auditiva de grau moderado	Perde a maior parte dos sons da fala em um nível de conversação normal.
66 – 95 dBNA	Perda auditiva de grau severo	Não ouve os sons da fala de uma conversação normal.
≥ 96 dBNA	Perda auditiva de grau profundo	Não ouve a fala ou outros sons.

Fonte: (Sistema de Conselhos Federal e Regionais de Fonoaudiologia, 2013)

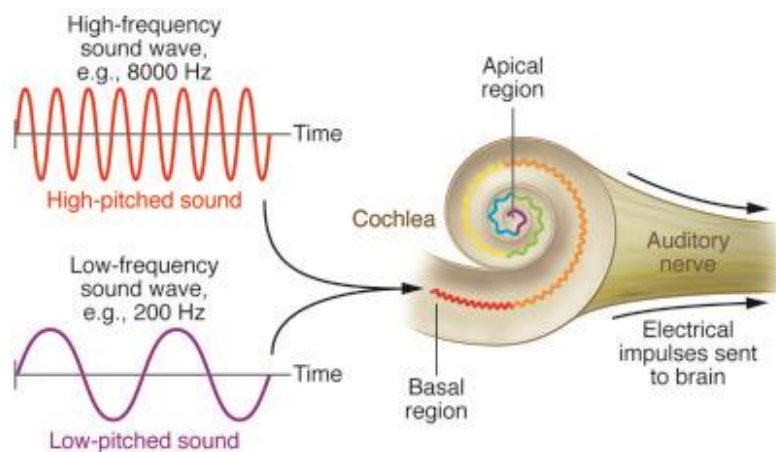
2.7 AVALIAÇÃO CLÍNICA DA AUDIÇÃO

Na avaliação clínica a medida da audição (acuidade auditiva) possui um importante papel na determinação de diagnósticos, na avaliação do tratamento e no planejamento das atividades de reabilitação. Medir nesse sentido, significa atribuir números a objetos ou eventos de acordo com regras predeterminadas (Stevens, 1946) (apud Menegotto & Soares, 2006). Na avaliação da audição, os eventos medidos podem ser fisiológicos (no caso de padrões de imitância acústica da orelha média) ou psíquicos (no caso de sensações auditivas) (Menegotto & Soares, 2006).

2.7.1 AUDIOMETRIA TONAL

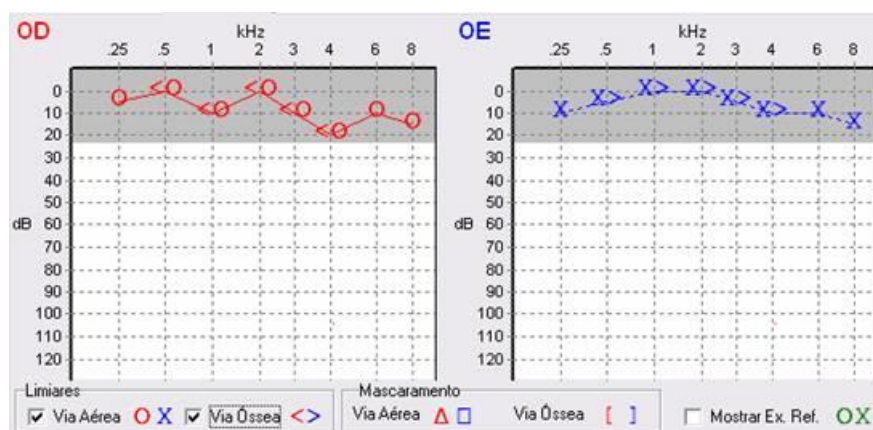
A audiometria tonal busca os limiares de sensação auditiva para tons puros, este tom puro é constituído por uma vibração sinusoidal, que é composta apenas por uma frequência, sendo está medida em Hertz. Normalmente utiliza-se os tons puros porque permitem a avaliação de diferentes regiões da cóclea com relativa precisão. Usando tons em frequências altas e baixas, é possível verificar as condições das porções cocleares basais e apicais, respectivamente, como observa-se na Figura 07. O resultado da audiometria geralmente é expresso em um audiograma, que é um gráfico que informa sobre as respostas do examinando aos diversos sons emitidos. Os limiares são determinados em decibel, sendo utilizado a escala de “decibel nível de audição” (dBNA) (Menegotto & Soares, 2006) como demonstrado na Figura 08 um audiograma com limiares auditivos dentro dos padrões de normalidade em ambas orelhas.

Figura 07 – Estimulação de diferentes frequências na cóclea.



Fonte: (Williams, 2013)

Figura 08 – Audiograma normal



Fonte: (Cóser, 2009)

2.7.2 LOGOaudiometria

Carhart (1951) (apud Seiva, Santos, Fortes, & Queiroz, 2012) definiu logoaudiometria como uma técnica onde amostras de fala padronizadas, são utilizadas para medir a habilidade de reconhecer palavras. Uma das formas de se “padronizar” esse procedimento seria o uso de listas de palavras gravadas no teste de IRF (índice de reconhecimento de fala) (Seiva, Santos, Fortes, & Queiroz, 2012) como podemos notar na Figura 09. Egan (1979) (apud Menegotto & Soares, 2006) refere que os testes logoaudiométricos permitem verificar a capacidade de detecção e reconhecimento de palavras, confirmando os limiares tonais e auxiliando na análise do diagnóstico e na avaliação do desempenho social do indivíduo (Menegotto & Soares, 2006).

Figura 09 – Lista de monossílabos usada para o Índice de Reconhecimento de Fala

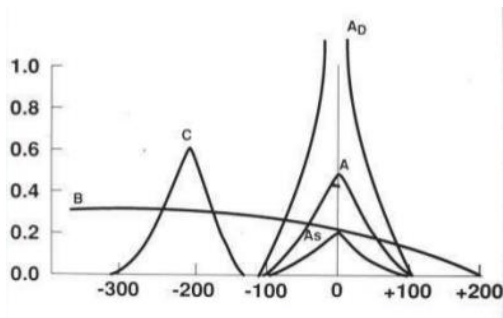
	Lista 1	Lista 2	Lista 3
1	Til	Pé	Pá
2	Jás	Teu	Tom
3	Rol	Cal	Cor
4	Pus	Bar	Bom
5	Faz	Dom	Dar
6	Gim	Gás	Gás
7	Rir	Fiz	Fio
8	Boi	Chá	Chá
9	Vai	Sol	Sim
10	Mel	Voz	Vão
11	Nú	Zás	Zás
12	Lhe	Giz	Já
13	Cal	Mão	Mal
14	Mil	Nó	Não
15	Tem	Nha	Nhò
16	Dil	Lar	Ler
17	Dor	Lha	Lhe
18	Chá	Rir	Réu
19	Zum	Brim	Três
20	Nha	Grão	Grau
21	Cão	Por	Tia
22	Tom	Dor	Cal
23	Seis	Pão	Dia
24	Ler	Bem	Pau
25	Sul	Cão	Tal

Fonte: (Caporali & Silva, 2004)

2.7.3 IMITÂNCIOMETRIA

A imitânciometria tem como finalidade avaliar o funcionamento da orelha média. Quando um som chega à membrana timpânica, uma parte dele é transmitida à superfície fazendo-a vibrar, e outra parte é refletida. A imitânciometria analisa a transferência de energia que é refletida na membrana timpânica (impedância acústica) e/ou absorvida pelo sistema tímpano-ossicular (admitância acústica). Por meio desta análise é possível obter a curva timpanométrica, que é o registro da mobilidade do sistema tímpano-ossicular frente a uma variação de pressão (Silva, Silva, Sanches, & Carvallo, 2014). As curvas timpanométricas apresentam algumas variações como visto na Figura 10, onde o eixo x é a medida da pressão e o eixo y é a complacência da membrana timpânica, e podem ser classificadas como: tipo A que é a curva considerada normal; Curva As que é uma variante da A e significa rigidez da cadeia ossicular, outra variante é a curva Ad que é sugestiva de desarticulação da cadeia ossicular ou presença de áreas de neotímpano mais flácidas. A curva tipo B é observada em pacientes com presença de líquido ou massa na orelha média e a curva C é sugestiva de disfunção tubária.

Figura 10 – Curvas timpanométricas



Fonte: (Dxline, 2017)

2.7.4 EMISSÕES OTOACÚSTICAS

As emissões otoacústicas são sons de baixa intensidade, captados no conduto auditivo externo (CAE), originados de cócleas fisiologicamente normais ou próximas da normalidade. Para se obter as emissões otoacústicas é necessária uma orelha média íntegra e funcionando normalmente. As otoemissões ou emissões otoacústicas avaliam apenas o sistema auditivo periférico, incluindo as orelhas externa e média e, em particular, as células ciliadas externas da cóclea (Sousa, Piza, & Cóser, 2006). O exame consiste no posicionamento de uma sonda (contendo gerador de estímulos sonoros e um microfone) na entrada do conduto auditivo externo. O estímulo sonoro, percorre a orelha média e a cóclea, e se esta estiver com suas funções preservadas, emitirá “eco” em sentido retrógrado, o qual será captado pelo microfone no CAE. A pesquisa das emissões otoacústicas, popularmente chamado “teste da orelhinha”, vem sendo realizado rotineiramente nos testes de triagem neonatal, por se tratar de um exame rápido, indolor, não invasivo e relativamente de fácil execução, vem contribuindo para a detecção precoce da deficiência auditiva. Na Figura 11 é apresentado um aparelho portátil utilizado para realizar o exame de emissões otoacústicas.

Figura 11- Aparelho portátil utilizado para realizar exame de emissões otoacústicas

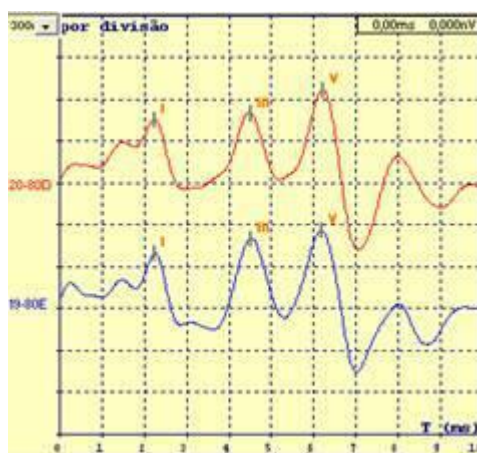


Fonte: (Interacoustics, 2017)

2.7.5 POTENCIAL EVOCADO AUDITIVO DE TRONCO ENCEFÁLICO (PEATE)

O PEATE permite a obtenção da atividade eletrofisiológica do sistema auditivo ao nível do tronco cerebral, mapeando as sinapses das vias auditivas desde o nervo coclear, núcleos cocleares, o complexo olivar superior (ponte) até o colículo inferior (mesencéfalo). É um exame objetivo, porém de interpretação subjetiva, pois é o avaliador que analisa e determina a marcação das ondas (Sousa, Piza, & Cóser, 2006). Na Figura 12 observa-se o gráfico gerado durante um exame de pesquisa de potencial evocado auditivo de tronco encefálico, onde o eixo x é o tempo (ms) e o eixo y a intensidade sonora (dBNA).

Figura 12- PEATE normal em resposta ao clique de 80 dBNA

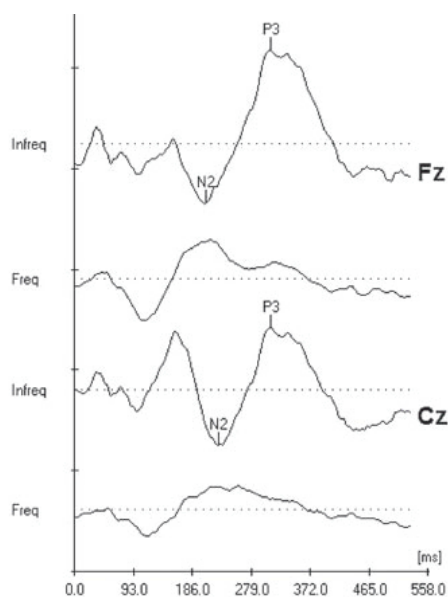


Fonte: (Cóser, 2009)

2.7.6 POTENCIAL AUDITIVO EVOCADO DE LONGA LATÊNCIA - P300

O potencial evocado auditivo de longa latência (P300) é denominado de potencial endógeno, por refletir o uso funcional que o indivíduo faz do estímulo auditivo, sendo dependente das habilidades cognitivas, entre elas atenção e discriminação auditiva. Para que este potencial seja gerado é necessário que ocorra a discriminação de um estímulo auditivo raro, dentre outro frequente de mesma modalidade e características físicas diferentes. Na pesquisa do P300, podem ser avaliados dois componentes, o N2 ou N200, que está relacionado com a percepção, discriminação, reconhecimento e classificação de um estímulo auditivo; e o P3 ou P300 que ocorre quando o indivíduo reconhece conscientemente a presença de uma mudança no estímulo auditivo (Sousa, Piza, & Cóser, 2006). Na Figura 13 observa-se o registro dos componentes N2 e P3 do P300, captados simultaneamente pelos eletrodos posicionados em Fz e Cz, com marcação dos picos negativos N2 e positivos P3.

Figura 13- Registro dos componentes N2 e P3 do Potencial Evocado de Longa Latência



Fonte: (Duarte, et al., 2009)

2.8 PRÓTESES AUDITIVAS

O uso de prótese auditiva é uma das alternativas no processo de habilitação e reabilitação auditiva, tem como finalidade auxiliar a comunicação e minimizar os diversos efeitos limitadores causados pela DA (Iwahashi, Jardim, Sizenando, & Bento, 2011). Nas seções seguintes serão abordados os tipos de dispositivos que podem ser utilizados em portadores de deficiência auditiva de acordo com a necessidade individual e tipo de surdez, dando ênfase ao uso do implante coclear.

2.8.1 APARELHO DE AMPLIFICAÇÃO SONORA INDIVIDUAL (AASI)

Mesmo com o avanço da tecnologia, a seleção da prótese auditiva requer um processo apurado e criterioso. Essa escolha envolve características e modelo da prótese auditiva, confecção dos moldes auriculares, decisão entre adaptação binaural ou monoaural, orientação, condição estética, avaliação do nível de expectativa e ansiedade do indivíduo, assim como testes para a verificação (avaliação de ganho), validação da adaptação (grau de satisfação do usuário da prótese e da família) e minucioso aconselhamento individualizado (Iwahashi, Jardim, Sizenando, & Bento, 2011).

Composta por microfone, amplificador de som e alto-falante, a prótese auditiva funciona amplificando o som que chega ao ouvido. Junto com esta amplificação podem ser utilizados recursos que ajudam a melhorar a qualidade deste som e, por consequência, melhorar a compreensão nos diferentes ambientes.

Há próteses auditivas de diferentes modelos e tecnologias. Quanto aos modelos podem ser: retroauricular, intracanal ou microcanal, tal qual exposto na Figura 14. De

acordo com a tecnologia empregada podem ser analógicos ou digitais. No modelo analógico, o sinal elétrico produzido pela prótese auditiva é equivalente a onda sonora captada pelo microfone, sendo pouco utilizado atualmente. No modelo com tecnologia digital, o som captado pelo microfone é transformado em sinal digital, modificado e transformado em som audível pelo usuário (USP, s.d.).

Figura 14 – Aparelhos de Amplificação Sonora Individual



Fonte: (Garcia, 2016)

2.8.2 PRÓTESE IMPLANTÁVEL DE CONDUÇÃO ÓSSEA

As próteses osteoancoradas são compostas de um pino de titânio osteointegrado, um conector e um processador de fala, como pode-se observar na Figura 15. No Brasil são comercializadas duas marcas, o BAHA (Bone Anchored Hearing Aid) e o PONTO. O dispositivo de condução óssea propaga o som diretamente à orelha interna, transpondo a impedância da pele e tecido subcutâneo. Esses aparelhos são indicados para casos de surdez de condução ou mista, malformações do conduto auditivo externo e orelha externa, otites crônicas ou perda auditiva profunda unilateral e podem ser utilizados em crianças a partir de 03 anos de idade (Bento, Kieseewetter, Ikari, & Neto, 2012).

Figura 15 - Sistemas percutâneos: BAHA e PONTO



Fonte: (Tsuji, 2017)

2.8.3 BONEBRIDGE

No sistema Bonebridge, as ondas sonoras são transmitidas via condução óssea diretamente à orelha interna, onde são processadas como som natural. Este sistema consiste em um processador de áudio utilizado externamente, que é acoplado a um implante de

condução óssea inserido cirurgicamente logo abaixo da pele, como demonstrado na Figura 16. A conexão é feita por um sistema de imã interno e externo. Este recurso pode ser usado em pacientes com perda auditiva condutiva, mista ou surdez unilateral.

Figura 16 – Bonebridge



Fonte: (Tsuji, 2017)

2.8.4 PRÓTESES IMPLANTÁVEIS DE ORELHA MÉDIA

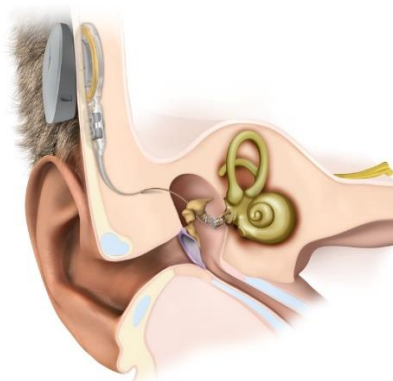
As próteses de orelha média são aparelhos eletrônicos totalmente ou parcialmente implantados, tem como objetivo ampliar a vibração da cadeia ossicular ou os movimentos das janelas oval ou redonda.

Os aparelhos podem funcionar através de um sistema piezelétrico ou com sistema eletromagnético. Piezeletricidade é a capacidade de alguns materiais gerarem tensão elétrica por resposta a pressão mecânica. Assim como a geração de uma tensão por uma deformação mecânica é possível, o efeito reverso também pode acontecer, com a ocorrência de uma deformação mecânica em função da aplicação de tensão elétrica, o que gera movimento quando o aparelho se encontra apoiado na cadeia ossicular. Os aparelhos com sistema eletromagnético criam movimentos utilizando imã e bobina. O imã, acoplado na cadeia ossicular ou apoiado sobre as janelas oval ou redonda, movimentam-se ao receber o campo magnético da bobina, que é estimulada pelo microfone (Neto, Tsuji, & Bento, 2012).

2.8.4.1 SISTEMA VIBRANT SOUNDBRIDGE

O sistema Vibrant Soundbridge fabricado pela empresa MedEl, é o primeiro sistema semi-implantável eletromagnético aprovado para uso clínico no Brasil. Apresenta uma unidade externa, composta de microfone e processador e amplificador de fala, e uma unidade interna (implantável), constituída de uma prótese (bobina) para vibração ossicular, como observa-se na Figura 17. O som captado pelo microfone retro auricular é processado e encaminhado à prótese vibratória implantada no processo longo da bigorna, ampliando a vibração do estribo (Neto, Tsuji, & Bento, 2012).

Figura 17 - Vibrant Soundbridge

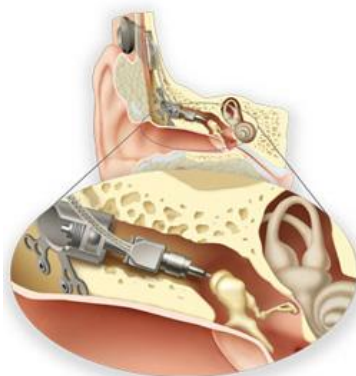


Fonte: (Tsuji, 2017)

2.8.4.2 SISTEMA CARINA

Fabricado pela empresa Otologics LLC, o sistema Carina é uma prótese do tipo eletromagnética totalmente implantável cirurgicamente, mostrado em detalhes na Figura 18. Todos os componentes incluindo o microfone e o processador de fala estão implantados na região retro auricular do paciente. Indicado para surdez neurossensorial, de condução ou mista. O sistema Carina só está indicado a partir dos 14 anos de idade (Neto, Tsuji, & Bento, 2012).

Figura 18- Sistema Carina



Fonte: (Med Gadget, 2017)

2.8.4.3 SISTEMA ESTEEM

O sistema Esteem é conhecido como o “ouvido invisível”, pois trata-se de uma prótese totalmente implantável. Este dispositivo incorpora a membrana do tímpano como microfone e a cadeia ossicular detecta o sinal mecânico. A vibração da membrana timpânica, do martelo e da bigorna produz uma energia elétrica que é enviada a um processador onde este sinal elétrico será filtrado, amplificado e transmitido como uma vibração para o estribo e para a orelha interna como observado na Figura 19. O sistema

Esteem pode substituir o AASI, e está indicado para pacientes maiores de 18 anos com perda auditiva neurossensorial bilateral, estável de grau moderado a severo (Tsuji, 2017).

Figura 19- Sistema Esteem

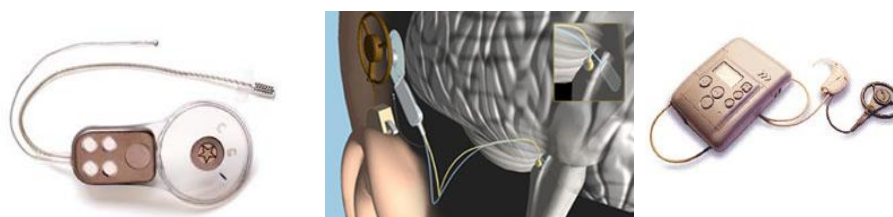


Fonte: (Tsuji, 2017)

2.8.5 IMPLANTE DE TRONCO CEREBRAL

O implante de tronco cerebral é uma prótese que pretende restaurar a função auditiva de pessoas com deficiência auditiva, que devido malformações não possuem a cóclea nem o nervo auditivo. A estimulação é feita diretamente no núcleo do nervo auditivo que fica no tronco cerebral. A placa da unidade interna tem 21 (vinte e um) contatos de eletrodos que podem estimular diferentes frequências nos núcleos cocleares, esta prótese é implantada diretamente no tronco cerebral, como podemos ver na Figura 20 a unidade interna com os contatos de eletrodos, a porção externa e o local do implante (Grupo de Implante Coclear do Hospital das Clínicas e FMUSP, 2017).

Figura 20 – Implante de Tronco Cerebral



Fonte: (Grupo de Implante Coclear do Hospital das Clínicas e FMUSP, 2017)

2.8.6 IMPLANTE COCLEAR

O IC é um dispositivo eletrônico constituído de componentes externos (microfone, processador de fala e antena transmissora) e componentes internos (unidade receptora-estimuladora e um feixe de eletrodos) como podemos visualizar na Figura 21. Como esquematizado na Figura 22, os sons ambientais são captados pelo microfone direcional retroauricular e enviados através de um cabo, para o processador de fala que filtra, analisa,

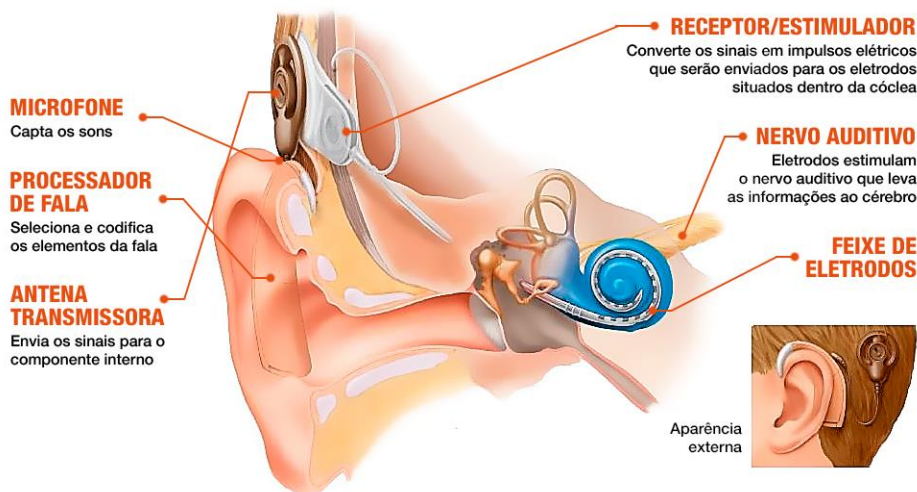
digitaliza e converte os sons de entrada em sinais codificados. Esses sinais são enviados através de um cabo, do processador de fala para a antena transmissora que remete estes sinais transcutâneamente para o receptor estimulador por rádio frequência. O receptor-estimulador contém um circuito integrado que converte os códigos em sinais eletrônicos e os envia para o feixe de eletrodos inseridos na cóclea. Os eletrodos por sua vez, estimulam as fibras nervosas remanescentes e os impulsos neurais resultantes seguem pelo sistema nervoso central até os centros auditivos do cérebro, onde os sinais são interpretados e produzem uma “sensação de audição” (Rizzi & Bevilacqua, 2003).

Figura 21 – Componentes do IC



Fonte: (Grupo de Implante Coclear do Hospital das Clínicas e FMUSP, 2017)

Figura 22 – Esquemática do funcionamento do IC



Fonte: (Direito de ouvir, 2015)

Embora a descrição da primeira estimulação elétrica do nervo coclear tenha sido em 1957, somente em meados da década de 1970 é que o implante coclear foi utilizado de rotina na prática médica, desde então este dispositivo vem evoluindo tecnologicamente.

Os primeiros aparelhos 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 (Neto, Gomez, Tsuji, & Bento, 2011).

Concomitante aos primeiros implantes realizados na fase de teste, diversas pesquisas começaram a ser efetuadas, entre elas a de Anderson e Munson nos EUA, em 1951, que revelou haver uma distinção de frequências dentro da cóclea, abrindo as portas para o tonotopismo coclear e para a criação de dispositivos multicanais. Por volta de 1988, foi realizada a cirurgia da primeira criança com o implante coclear multicanal da marca Nucleus, sendo um passo na evolução dos sistemas de IC (Frederigue, 2006).

Os implantes multicanais proporcionam estimulação elétrica em vários locais da cóclea, usando o feixe de eletrodos. Diferentes fibras nervosas auditivas podem ser estimuladas em distintos pontos da cóclea, explorando o mecanismo de codificação de frequência. Eletrodos distintos são estimulados, dependendo da frequência do sinal de entrada: eletrodos próximos a base da cóclea são estimulados com sinais de alta frequência e eletrodos próximos ao ápice são estimulados com sinais de baixa frequência (Frederigue, 2006).

Atualmente, os sistemas de IC mais utilizados nos Centros Clínicos são os desenvolvidos pela Universidade de Melbourne/Austrália (Cochlear Corporation), pela Universidade de Innsbruck/Áustria (Medical Electronics) e pela Universidade da Califórnia/EUA (Advanced Bionics), de onde derivam os dispositivos Nucleus, Med-El e Clarion, respectivamente (Danieli, 2010).

2.9 REABILITAÇÃO AUDITIVA

A reabilitação auditiva tem como finalidade desenvolver ou mesmo devolver ao indivíduo com DA a capacidade de percepção auditiva, ou sensação auditiva com auxílio de dispositivos empregados com essa finalidade. O processo de reabilitação como um todo, envolve o desenvolvimento da percepção de fala e aquisição da linguagem. Para que a reabilitação seja satisfatória, alguns fatores são determinantes, como o tempo de privação auditiva, etiologia e comprometimento do paciente e da família. Segundo Scaranello (2005) todos os pacientes, independentemente da época de início da deficiência auditiva, para terem bons resultados na reabilitação dependem da eficácia do treinamento auditivo formal e compromisso nas atividades orientadas.

Para se definir a reabilitação mais adequada a ser utilizada, classifica-se as deficiências auditivas de acordo com a aquisição da linguagem e a capacidade de leitura, ou seja, linguagem oral e escrita. A deficiência auditiva pós-lingual surge quando o indivíduo já fala e lê. A deficiência auditiva peri-lingual surge nos indivíduos que já falam,

porém ainda não leem, situação na qual se não houver um acompanhamento eficaz ocorre a degradação da linguagem. A deficiência auditiva pré-lingual é caracterizada pela total ausência de memória auditiva, havendo, portanto, grande dificuldade na estruturação da linguagem oral no paciente.

A reabilitação do deficiente auditivo é fundamentada no treino das habilidades auditivas. Didaticamente as habilidades auditivas dividem-se em: detecção, discriminação, reconhecimento (identificação) e compreensão. Essas habilidades são acompanhadas de atenção e memória auditiva, fundamentais para o desenvolvimento da função auditiva. A detecção pode ser entendida como a habilidade de perceber a presença ou ausência do som. A discriminação pode ser descrita como a apresentação de respostas diferenciais diante de características específicas do estímulo sonoro (diferenciar dois ou mais estímulos). O reconhecimento auditivo é a habilidade de identificar o som e a fonte sonora, portanto, é a capacidade de classificar ou nomear o que ouviu. A compreensão define-se como o estabelecimento de relações entre o estímulo sonoro produzido e o comportamento do indivíduo. Dentre as habilidades auditivas, a compreensão é a capacidade auditiva mais refinada, pois requer que o indivíduo compreenda o significado da mensagem (Souza, 2012).

2.9.1 METODOS DE REABILITAÇÃO AUDITIVA

Veremos a seguir alguns métodos utilizados para facilitar a comunicação de deficientes auditivos entre si e com normo-ouvintes, essa reabilitação pode ser essencialmente através da via auditiva como no oralismo ou utilizar outras abordagens como a comunicação total, o bimodalismo ou o bilinguismo.

2.9.1.1 *Oralismo*

O oralismo também chamado de Método Aurioral, prioriza a via sensorial auditiva. Seguindo os preceitos desta opção de reabilitação, o paciente tem a possibilidade de desenvolver a linguagem oral seguindo todas as etapas normais de desenvolvimento de linguagem. Esta abordagem proporciona que as habilidades de fala e linguagem sejam direcionadas pelas habilidades auditivas, iniciando pela detecção sonora até o objetivo final que é a compreensão de informações complexas utilizando somente a via sensorial auditiva, evidenciando assim que a audição é a forma sensorial mais eficaz para a construção da linguagem oral (Teixeira, 2014).

A abordagem oralista determina que os deficientes auditivos devem desenvolver a fala como forma eficiente de comunicação, para atingir tal objetivo, a estimulação pode ser unissensorial ou multissensorial.

A estimulação unissensorial pressupõe o trabalho exclusivamente através da audição, ou seja, dos resíduos auditivos que amplificados possibilitariam o desenvolvimento da oralidade. Para que ocorra uma evolução favorável é fundamental o diagnóstico e intervenção precoce, com adaptação imediata e efetiva do recurso auditivo mais indicado.

A estimulação multissensorial prevê a associação de pistas visuais à estimulação auditiva descrita para o oralismo unissensorial, porém, sempre privilegiando a audição e a oralidade, nesta estimulação inclui-se a leitura orofacial.

2.9.1.2 Comunicação Total

A comunicação total é vista não apenas como uma metodologia, mas como uma filosofia de trabalho incorporando formas de comunicação para garantir a efetividade da interação dos deficientes auditivos entre si e com os ouvintes.

O deficiente auditivo é exposto a muitas informações auditivas, orais, manuais (sinais e gestos), gráficas (leitura e escrita) e visuais (expressões faciais e corporais), cujo objetivo é encontrar informações individualizadas para garantir a melhor forma de comunicação, aquisição de linguagem e desenvolvimento cognitivo. Segundo Moura, Lodi & Harrinson (1997) (apud Beltrami & Moura, 2015) não há qualquer privilégio ou valorização de algumas dessas formas de comunicação para permitir o pleno desenvolvimento da comunicação, porém, para (Civitella, 2001, apud Beltrami & Moura, 2015) na prática o uso de sinais passou a ser utilizado apenas como apoio ao desenvolvimento da oralidade, descaracterizando a proposta inicial desta filosofia (Beltrami & Moura, 2015).

2.9.1.3 Bimodalismo

O bimodalismo aproxima-se do trabalho realizado na comunicação total, pois se usa resíduos auditivos e fala, porém, são utilizados sinais manuais padronizados estruturados a partir da língua oral para que ocorra o desenvolvimento das habilidades linguísticas. Esses sinais padronizados foram denominados de Língua Brasileira de Sinais (LIBRAS).

2.9.1.4 Bilinguismo

O bilinguismo pressupõe a introdução de duas línguas: a língua de sinais que no caso do Brasil é a LIBRAS e a língua portuguesa em sua modalidade oral ou escrita.

A LIBRAS, uma língua gestual com toda uma estrutura gramatical específica, na abordagem pelo bilinguismo será a primeira língua adquirida pelo deficiente auditivo e servirá como base para o aprendizado paralelo ou posterior da língua portuguesa. Segundo Beltrami & Moura (2015), Lodi & Harrinson (1997) (apud Margall, Honora, & Carlovich, 2006), o princípio do bilinguismo é fornecer ao surdo um ambiente linguístico específico,

através de uma comunicação natural visando sua aquisição, assim como ocorre com o ouvinte através da linguagem oral. De acordo com (Civitella, 2001, apud Margall, Honora, & Carlovich, 2006), o bilinguismo implica também conhecer as significações sociais e culturais da comunidade linguística da qual se participa (Margall, Honora, & Carlovich, 2006).

2.9.2 REABILITAÇÃO NO IMPLANTE COCLEAR

Esta reabilitação tem início no momento da ativação dos eletrodos, que ocorre por volta de 30 a 40 dias após o procedimento cirúrgico. A reabilitação é norteada pelo treino das habilidades auditivas, através de um dispositivo eletrônico que devolve a sensação auditiva ao paciente, faz-se necessário dar funcionalidade a essa sensação. Indivíduos com deficiência auditiva severa e profunda precisam aprender a ouvir ou reaprender após o implante. O ouvir nesse caso não envolve apenas a percepção auditiva, mas a compreensão do estímulo, principalmente de fala. A literatura descreve que é necessário de 18 a 24 meses de experiência com o IC para que os pacientes adquiram adequadamente a percepção de fala e aquisição de linguagem (Scaranello, 2005).

A aplicação do paradigma de equivalência na investigação da aquisição de significado da estimulação sonora transmitida pelo implante coclear em pessoas com deficiência auditiva é recente, os primeiros estudos demonstraram que deficientes auditivos cuja privação sonora foi estabelecida antes da fala (pré-linguais), aprendem relações condicionais e formam classes de equivalência com diferentes procedimentos de ensino (*fading out* e exclusão) e diferentes modalidades de estímulos, como pulsos liberados diretamente na cóclea (da Silva et al., 2006, apud Verdu, Matos, Battaglini, Bevilacqua, & Souza, 2012), pseudopalavras (Almeida -Verdu et al., 2008, apud Verdu, Matos, Battaglini, Bevilacqua, & Souza, 2012) e palavras convencionais (Almeida-Verdu, Souza, Bevilacqua, & de Souza, 2009, apud Verdu, Matos, Battaglini, Bevilacqua, & Souza, 2012). Estudos mais recentes investigaram condições que favorecem a ampliação dos repertórios verbais dessa população por meio de programas instrucionais. Por exemplo, a inteligibilidade da fala, definida como a correspondência ponto a ponto entre a palavra falada pelo participante e a palavra convencionada pela comunidade verbal, é melhorada quando são fornecidas pistas visuais articulatórias durante o ensino das discriminações (Passareli et al., 2013) ou quando a topografia vocal é tomada como alvo de ensino direto, como no ensino da resposta ecoica (Almeida-Verdu et al., 2009; Souza, Almeida-Verdu, & Bevilacqua, 2013) (apud Pessan, Verdu, Bevilacqua (in memoriam), & Souza, 2014). Verificou-se também que a topografia vocal de participantes leitores tende a ser mais precisa quando é controlada pela palavra escrita de que quando controlada pela Figura (Golfeto, 2010), e

que o ensino de relações condicionais auditivo-visuais apenas, não garante melhora na inteligibilidade da fala (Battaglini, Verdu, & Bevilacqua, 2013). Em (Pessan, Verdu, Bevilacqua (in memoriam), & Souza, 2014) foram investigados os efeitos da formação de relações de equivalências entre palavras faladas, palavras impressas e Figuras, sobre a correspondência na fala de crianças com implante coclear em tarefas de nomeação de Figuras e leitura oral.

2.9.3 REABILITAÇÃO DO DEFICIENTE PRÉ-LINGUAL

O desempenho da percepção e produção de fala, bem como a linguagem nas crianças com implante coclear é significativamente maior do que o observado em crianças usuárias de aparelhos de amplificação sonora individual. Estes resultados são decorrentes da combinação do desenvolvimento das habilidades auditivas e da reabilitação auditiva intensa por meio da abordagem aurioral. Estudos demonstraram que crianças usuárias de IC podem adquirir a linguagem oral de maneira eficiente, apresentando fala mais inteligível do que crianças que utilizam AASI, principalmente nos casos em que a cirurgia é realizada precocemente (Melo, Moret, & Bevilacqua, 2008)

A criança com DA pré-lingual é desprovida de memória auditiva e tem sua linguagem oral severamente comprometida. Nestes casos devemos respeitar as etapas das habilidades auditivas, que são: detecção, identificação, discriminação, reconhecimento e compreensão. As habilidades auditivas podem ser trabalhadas separadamente ou numa mesma atividade no ambiente terapêutico. Em um “set” terapêutico deve-se utilizar pistas ambientais, posto que na maior parte do tempo a criança está em um local não manipulado, e terá que ser orientada a utilizar estas pistas para adquirir a memória auditiva. Deste modo, a detecção de um som ambiental como a batida à porta toma um significado e pode ser diferenciada da batida da porta, tendo, portanto, a habilidade auditiva treinada com um mesmo evento não manipulado.

Essas crianças têm progresso um pouco mais lento que as crianças ou adultos pós-linguais, reforçando mais uma vez a necessidade do acompanhamento, educação e treinamento efetivo durante o IC, além disso, está fato de que crianças com DA pré-lingual não desenvolveram o processamento auditivo antes de receber o implante (Antonio, 2014).

O trabalho com o adulto pré-lingual é semelhante ao realizado com a criança maior de 8 anos, com o diferencial que no adulto há um repertório linguístico desenvolvido, sendo conseqüentemente um facilitador. As estratégias utilizadas devem ser analisadas de acordo com a idade, escolaridade, cultura e/ou contexto do paciente implantado. Com esses indivíduos também são respeitadas as etapas do treino das habilidades auditivas, pois na maior parte dos casos eles nunca tiveram acesso ao som e em vista disso, não tem memória

auditiva. Os resultados dependem consideravelmente do tempo de privação, do método de reabilitação empregado, da etiologia da perda auditiva, do número de eletrodos inseridos na cóclea, das expectativas, motivação e dedicação ao processo de reabilitação, tanto do paciente quanto da família (Scaranello, 2005).

2.9.4 REABILITAÇÃO DO DEFICIENTE PÓS-LINGUAL

Esta pode ser a reabilitação considerada a mais simples ou a menos complicada, pois, como o paciente possui memória auditiva, mesmo que a qualidade do som percebido pelo implante seja diferente do esperado, o paciente seguindo a recomendação terapêutica é capaz de associar o estímulo sonoro à sua fonte ou o estímulo de fala à produção articulatória pela LOF.

No adulto pós-lingual são seguidas as etapas das habilidades auditivas, entretanto, não é necessário o trabalho sistemático com a detecção e identificação principalmente dos sons ambientais. Nestes pacientes o terapeuta, através dos mapeamentos pode adequar a qualidade do som de acordo com a necessidade e a memória auditiva do indivíduo (Scaranello, 2005).

3 TRABALHOS CORRELATOS

Nas próximas sessões serão expostos trabalhos correlacionados com a aquisição das habilidades auditivas, a dificuldade de audição com ruído competitivo, avaliação da deficiência auditiva, cognição, resultados obtidos com o uso de implante coclear e possíveis estratégias de reabilitação.

3.1.1 AQUISIÇÃO DE HABILIDADES AUDITIVAS NO USUÁRIO DE IMPLANTE COCLEAR

Para Geers, Nicholas & Moog, 2007; Kirk, Miyamoto, Ying, Perdew & Zuganelis, 2002, muitos dos estudos que avaliaram os efeitos do implante coclear sobre a aquisição de repertórios verbais de ouvinte (receptivos) e de falante (expressivos) identificaram a cirurgia precoce para o implante coclear como uma das principais variáveis relacionadas à aquisição de vocabulário (Pessan F. , 2011)

Svirsky e col. (2010) (apud Monteiro, Cordeiro, Silva, & Queiroga, 2016), referem que o desenvolvimento das capacidades linguísticas em crianças com IC é próxima do desenvolvimento de crianças normo-ouvintes, verificando-se resultados superiores aos encontrados em crianças com surdez profunda reabilitados com outro recurso auditivo. Em (Martins J. , et al., 2008) foi observado que a percepção auditiva de palavras monossilábicas é visivelmente mais difícil comparativamente com a percepção de números, isto deve-se fundamentalmente ao fato de monossílabos serem estímulos de percepção mais difícil, uma vez que a sua produção é mais rápida e contém menor informação.

3.1.2 COMPREENSÃO DE SINAL DE FALA COM RUÍDO

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.

A dificuldade de entender a fala no ruído, em pacientes com perda auditiva neurossensorial, ocorre devido o ruído atuar como um mascaramento; a perda da integração binaural que aumenta a relação sinal/ruído em 3dB 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) (Nascimento & Bevilacqua, 2005).

Segundo Nascimento & Bevilacqua (2005), a influência negativa do ruído na percepção da fala em usuários de IC pode ainda ser justificada pelos seguintes fatores: o processador de 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 IC reduz a informação e a redundância do sinal; a entrada monoaural para o sistema auditivo, que consiste num único microfone conectada ao processador de fala, não permite o processamento de redução do ruído, o que é possível num sistema binaural.

Won (2007) observou que reconhecer e compreender o sinal de fala na presença do ruído é a queixa mais frequente apresentada por usuários de IC. Em um estudo realizado por Tateya (2000), com adultos portadores de deficiência auditiva pós-lingual usuários de IC foi observado que 60% dos indivíduos compreendiam a fala em situações de conversa sem o auxílio da leitura orofacial, mas a maioria desses pacientes não conseguia se comunicar ao telefone ou em ambientes ruidosos (Limb & Roy, 2014).

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 desejado de todos os outros sinais, incluindo o ruído (Danieli, 2010).

Em estudo de Seiva, Santos, Fortes, & Queiroz (2012), foi comparado o desempenho de pacientes no teste de logaudiometria monitorada a viva voz e na logaudiometria gravada em *compact disc*. (CD). Foram avaliados 43 indivíduos, num total de 85 orelhas, sendo 31 mulheres e 12 homens, a idade dos participantes variou de 09 a 82 anos.

Para a criação da lista das palavras, foram selecionados e ordenados por sorteio 25 monossílabos, 25 dissílabos e 25 expressões espondeicas para a realização do Índice de Reconhecimento de Fala (IRF) e mais 30 palavras trissilábicas para a pesquisa do Limiar de Reconhecimento de Fala (SRT). A lista gravada foi apresentada por meio de um CD *player* acoplado ao audiômetro utilizado no teste. Quando o material foi aplicado à viva voz, diferentes falantes aplicaram o teste, podendo sofrer, mas na forma gravada foi sempre aplicado pela mesma gravação. Com este estudo as autoras comprovaram que há maior concordância de resultados quando o material de fala é apresentado via gravação,

porque ocorre uma padronização e melhora no controle da intensidade na emissão dos estímulos de teste já que estes testes de desempenho auditivo são parte importante para determinar a competência de comunicação de uma pessoa e constituem uma parte importante de uma avaliação audiológica.

Nos experimentos de Völter, Götze, Falkenstein, Dazert, & Thomas (2017) foi avaliado o uso de uma bateria computadorizada de testes de habilidades neurocognitivas em pacientes mais velhos com e sem perda auditiva. Os testes foram realizados com 120 pacientes com idade entre 50 e 90 anos, todos esses pacientes apresentavam inteligência normal de acordo com o MWT-B (nível de inteligência pré-mórbido) e possuíam boas habilidades de linguagem oral e não oral. Dentre esses 120 pacientes, 40 apresentavam perda auditiva bilateral grave e foram testados antes da implantação coclear e 80 pacientes apresentavam limiares auditivos normais entre 500 e 4.000 Hz bilateralmente. A bateria de teste abrangeu uma ampla gama de habilidades cognitivas, como memória de longo e curto prazo, memória de trabalho (WM), atenção, inibição e outras funções.

O tempo médio para a realização do teste em normo-ouvintes foi em média de 30 minutos, enquanto que indivíduos com deficiência auditiva realizaram em 45 minutos. Após a conclusão da bateria de teste, 91% de todos os participantes indicaram uma preferência pelo teste baseado em computador em vez de uma versão escrita, e a grande maioria dos avaliados (94%) acharam as instruções simples. Os dados revelaram que a perda auditiva teve influência significativa no tempo de reação em alguns subtestes neurocognitivos. Os autores concluíram que uma bateria de avaliação neurocognitiva computadorizada pode ser uma ferramenta adequada para os idosos na prática clínica. Embora não possa substituir um exame neuropsicológico completo, nos idosos pode ajudar a traçar a linha entre deficiência cognitiva e auditiva e possibilitar o desenvolvimento de estratégias individuais para a reabilitação auditiva.

Em Holden, et al. (2013), foi realizado um teste com monossílabos em 114 adultos usuários de implante coclear unilateral com perda auditiva pós-lingual e com tempo de ativação de duas semanas a dois anos. A informação biográfica e audiológica, a posição do eletrodo e a capacidade cognitiva foram examinadas para determinar os fatores que afetam os resultados do IC. Dentre os pacientes 105 apresentaram a perda auditiva após os 16 anos, o nível de escolaridade variou do ensino fundamental ao doutorado e dentre as etiologias as mais observadas foram causas genéticas (37 pacientes) e desconhecidas. Todos os participantes passaram por testes psicológicos para avaliar o funcionamento cognitivo. A reconstrução tridimensional das tomografias pré e pós-implantação indicou que 110 participantes tiveram uma inserção completa da matriz de eletrodos na cóclea. Um

participante tinha 2 eletrodos e três participantes tinham 1 eletrodo localizado fora do canal coclear na região da cocleostomia. Dezenove (19) participantes foram implantados com o sistema Advanced Bionics e noventa e cinco (95) participantes foram implantados com um dispositivo Nucleus fabricado pela Cochlear, porém, foram implantados com uma variedade de processadores de fala.

Foram realizados procedimentos audiométricos e de reconhecimento de palavras com 21 semanas de testes. Também foram analisadas a posição dos eletrodos implantados a partir de dados de varredura por tomografia computadorizada.

Os resultados revelaram que a duração da perda auditiva severa ou profunda, a idade na implantação, a posição do eletrodo e a cognição foram alguns dos fatores que afetaram o desempenho dos pacientes implantados.

Em Verdu, Matos, Battaglini, Bevilacqua, & Souza (2012), foi verificado se a nomeação de figuras ocorreria após o ensino de relações condicionais entre palavra ditada e figura. Foram avaliadas 4 crianças com surdez pré-lingual com idade entre 9 e 12 anos e modelo de implante Nucleus 24 ou MedEl, o tempo de experiência auditiva pelo uso do implante coclear variou de 1 ano a 9 anos e quatro meses. O programa de computador usado para o estudo exibiu estímulos sonoros gravados de sons da fala humana (dissílabos não convencionais) e estímulos visuais (Figuras não convencionais). Inicialmente foi realizado um pré-treino para tarefa de emparelhamento visual-visual, o passo seguinte seria o procedimento de *fading out* (sobreposição do modelo auditivo ao modelo visual com retirada gradual da intensidade do componente visual) e finalmente o participante era exposto ao pareamento arbitrário auditivo-visual que apresentava as palavras ditas sucessivamente com função de modelo. Na fase de pré-teste, as tarefas avaliaram o repertório dos participantes nas relações entre Figuras e seus respectivos nomes (vocabulário receptivo) e em nomeação de Figuras (repertório expressivo). Essa avaliação decidia quais estímulos participariam das contingências de ensino. A fase de ensino consistiu na exposição a um único bloco composto por 36 tentativas as quais exibiam relações auditivo-visuais extraídas do pré-teste. No Pós-teste de nomeação cada Figura era exibida três vezes no centro da tela e com a apresentação da pergunta “O que é isso?” pelo alto-falante do computador.

O trabalho dos autores concluiu que no pré-teste em reconhecimento de palavras, todos os participantes obtiveram resultados superiores a 80% de acertos. No ensino e pós-testes de nomeação todos os participantes mantiveram o desempenho acima de 66% de acertos nas tentativas. No pós-teste de nomeação de acordo com essa análise, nenhum participante emitiu vocalizações totalmente incorretas ou não vocalizações. Observou-se

que os participantes tenderam a emitir com precisão os segmentos iniciais e finais da palavra e que a maior ocorrência de erros ocorria nos segmentos mediais da palavra. Considerando a necessidade de expansão do vocabulário de crianças com deficiência auditiva pré-lingual usuárias de implante coclear, esse estudo, somado aos anteriores, tem implicações metodológicas e aplicadas, que são importantes para o delineamento de tecnologias que possam oferecer condições de ensino de vocabulário receptivo para essa população.

Em Martins J., et al. (2014) foram comparados o desempenho nos testes de avaliação de ganho tonal e vocal e testes de desempenho auditivo em pacientes adultos usuários de implante coclear por mais de 15 anos.

Todos os indivíduos estudados passaram por avaliação com os seguintes testes: audiometria tonal e vocal em campo livre com implante coclear, listas de monossílabos, números e frases (apresentada através de gravação e ao telefone), teste de 100 palavras (apresentada à viva voz e ao telefone), teste de pares mínimos, teste de consoantes e teste de vogais.

Foram criados 2 grupos: Grupo 1) 21 indivíduos com 15 ou mais anos de implante coclear e Grupo 2) 263 indivíduos com menos de 15 anos de implante coclear.

Neste estudo os autores observaram que os resultados comparativos entre os dois grupos na avaliação do benefício tonal em campo livre com implante coclear revelou diferença estatisticamente significativa nas frequências de 250, 4000 e 6000 Hz, sendo evidenciado melhor desempenho nestas frequências no grupo 1. No entanto, os resultados comparativos entre os dois grupos na avaliação do benefício vocal em campo livre com implante, nos testes de monossílabos, números e frases em campo livre e nos testes de frases ao telefone e lista de 100 palavras em campo livre com implante coclear, testes de vogais, teste de consoantes e teste de discriminação de pares mínimos (DPM) não revelaram diferenças estatisticamente significativas entre o desempenho dos dois grupos.

No trabalho de Fitzgerald, Sagi, Morbiwala, Tan, & Svirsky (2013), 34 adultos de audição normal ouviram uma simulação acústica vocalizada por ruído de um implante coclear e ajustaram a tabela de frequências em tempo real até que eles obtivessem uma tabela de frequência que lhe parecia "mais inteligível". O estudo proposto pelos autores foi de explorar a viabilidade de uma nova ferramenta que, teoricamente, poderia ser usada para determinar individualmente se o usuário do implante se adaptou completamente à tabela de frequência programada em seu dispositivo e, se não, para fornecer uma recomendação ao audiologista para alterar a tabela de frequência de acordo com a necessidade do paciente implantado.

4 Softwares utilizados

Neste capítulo serão mostrados os softwares desenvolvidos para esta pesquisa. Inicialmente uma abordagem mais detalhada sobre o implante coclear é apresentada, focando mais no processador de fala, que será usado no desenvolvimento do simulador de implante coclear. Após os sons serem processados pelo simulador de implante coclear, um software é necessário para apresentar estes sons a pacientes normo-ouvintes. Um conjunto de softwares foi testado e um deles foi selecionado para ser utilizado na etapa de aquisição de dados.

4.1 Estrutura física do implante coclear

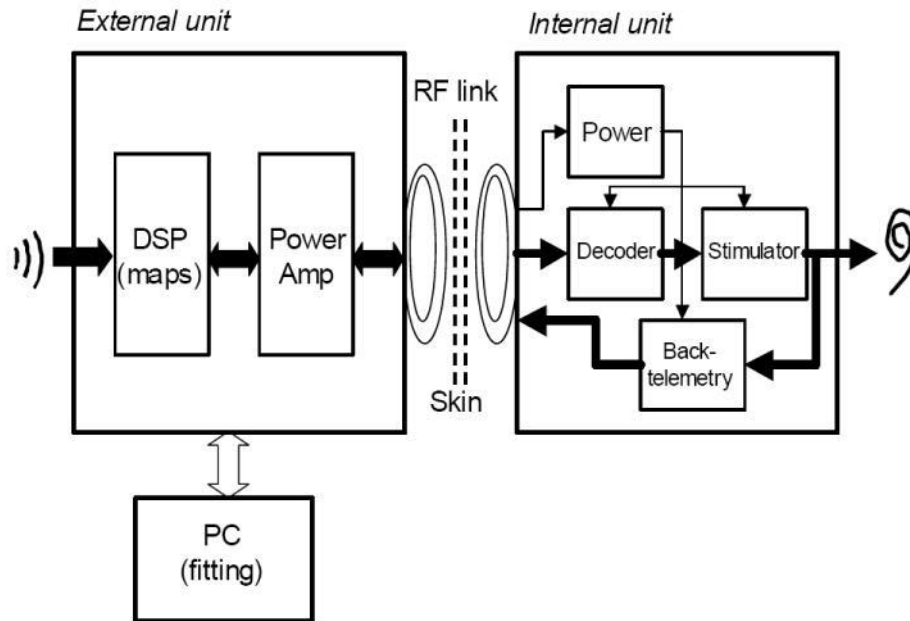
O implante coclear é um dispositivo eletrônico responsável por capturar o som ambiente e transformá-lo em impulso elétrico que irá estimular diretamente o nervo auditivo. Este se divide fisicamente em duas estruturas: interna e externa. Na Figura 23 é ilustrado um IC real separado em unidade externa e interna onde é possível verificar como são conectados através da pele. Na Figura 24 é apresentado um diagrama de blocos com as principais funcionalidades da unidade externa e interna do IC.

Figura 23 – Implante coclear: estrutura externa e interna.



Fonte: (Oticon Medical, 2017)

Figura 24 – Arquitetura e diagrama de blocos de um IC moderno.



Fonte: (Zeng, Rebscher, Harrison, Sun, & Feng, 2008)

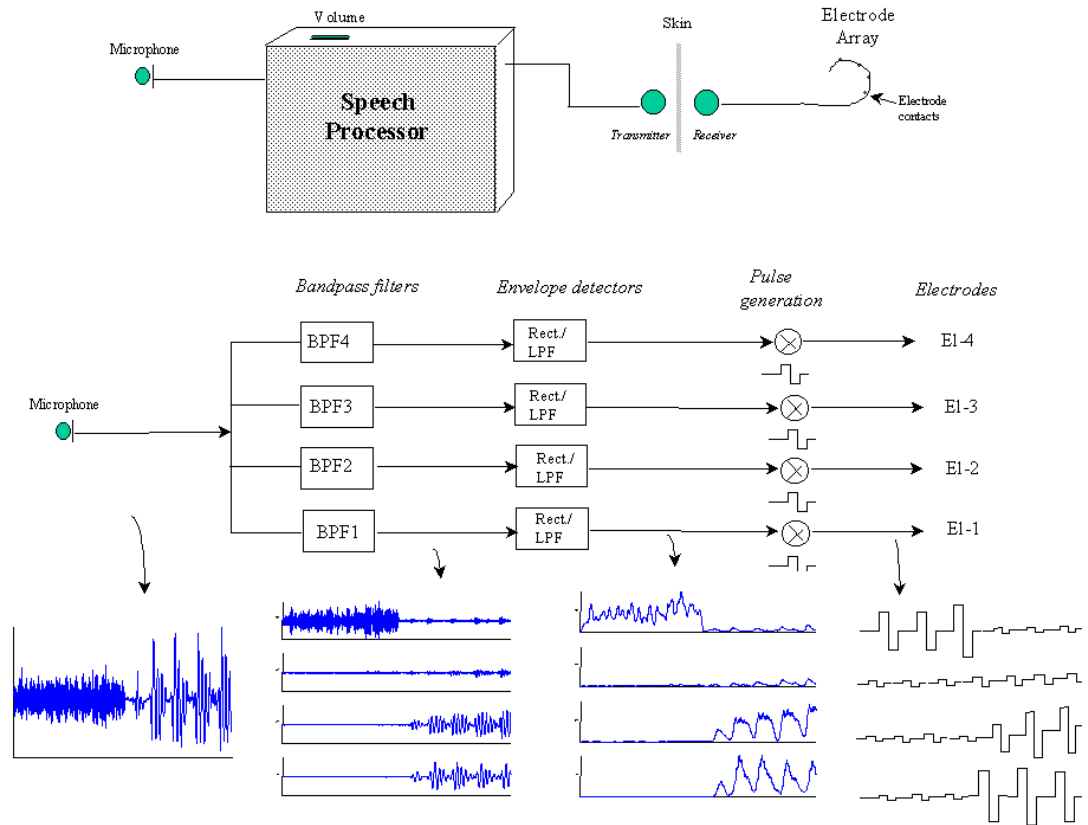
A estrutura externa é responsável por capturar, processar e transmitir o som e é composta das seguintes unidades: microfone, processador de fala e antena transmissora. O microfone é a unidade responsável por captar os sons do ambiente e enviá-los para a unidade processadora. Esta unidade processadora analisa e separa o som em vários sinais com largura de bandas diferentes que serão codificadas para serem enviadas para a estrutura interna através da antena transmissora.

A estrutura interna é composta por um ímã, responsável pela fixação da estrutura externa do IC, uma antena receptora e um decodificador de sinais. Quando a estrutura externa envia sinais processados em faixas de frequência diferentes para a estrutura interna, a antena receptora capta estes sinais e envia estes para o decodificador. Este decodificador filtra os sinais e os separa para serem enviados para os eletrodos. Cada eletrodo irá estimular o nervo auditivo com uma faixa de frequência diferente.

A Figura 25 mostra com mais detalhes o processador de fala e os seus principais componentes que processam o som capturado. Observa-se nesta Figura que o som capturado é enviado a um banco de filtros composto por diversos filtros passa-banda (Band-Pass Filter – BPS). Este banco de filtros é responsável por separar as frequências do som capturado em faixas de frequência que serão os estímulos para cada eletrodo no IC. É neste momento que informações sonoras são perdidas e é o principal elemento que irá definir a qualidade do som ouvido pelo implantado. Após passar pelo filtro passa-banda, os sinais são enviados a detectores de envoltória, que são filtros do tipo passa-baixa, e logo

em seguida codificados para serem enviados aos eletrodos que estimularão o nervo auditivo.

Figura 25 – Detalhe de um processador de fala



Fonte: (Loizou, 1998)

Nota-se que quanto maior o número de filtros passa-banda, melhor será a definição do som. Porém, devido a limitações tecnológicas, não é possível desenvolver um banco de filtros com capacidade semelhante ao número de células ciliadas da cóclea. Este é o principal motivo do som ouvido pelo implantado ser diferente do som ouvido pelos normo-ouvintes.

Existe uma gama de aparelhos de implante coclear de diversos fabricantes com números diferentes de filtros passa-banda. Para a finalidade deste trabalho irá se utilizar a família Freedom e Nucleus 5 da empresa Cochlear (Cochlear, 2017). O mapa deste tipo de implante é apresentado na Figura 26 e possui as informações sobre o número de eletrodos e as frequências de cada eletrodo.

Figura 26 – Mapa do implante coclear Freedom da empresa Cochlear.

Optional MAP Details

Maxima	10	Frequency Table	22
Inter-Phase Gap	8 us		
Jitter	0%		
Tone Channels	7 and 14	Loudness Growth	20
T-SPL	25 dB SPL	C-SPL	65 dB SPL
Using Manual Power Setting	No	Calculated Power Setting	67 %

Channel Details

Channel Number	Active Electrode	Stimulation Mode	Threshold	Comfort	Dynamic Range	Objective Measure	Pulse Width	Gain	Lower Freq	Upper Freq
22	22	MP1+2	135	192	57	-	37	0	188	313
21	21	MP1+2	135	192	57	-	37	0	313	438
20	20	MP1+2	136	193	57	-	37	0	438	563
19	19	MP1+2	137	194	57	-	37	0	563	688
18	18	MP1+2	138	195	57	-	37	0	688	813
17	17	MP1+2	139	196	57	-	37	0	813	938
16	16	MP1+2	140	197	57	-	37	0	938	1063
15	15	MP1+2	139	196	57	-	37	0	1063	1188
14	14	MP1+2	138	195	57	-	37	0	1188	1313
13	13	MP1+2	137	194	57	-	37	0	1313	1563
12	12	MP1+2	136	193	57	-	37	0	1563	1813
11	11	MP1+2	135	192	57	-	37	0	1813	2063
10	10	MP1+2	134	191	57	-	37	0	2063	2313
9	9	MP1+2	133	190	57	-	37	0	2313	2688
8	8	MP1+2	132	189	57	-	37	0	2688	3063
7	7	MP1+2	131	188	57	-	37	0	3063	3563
6	6	MP1+2	130	187	57	-	37	0	3563	4063
5	5	MP1+2	129	186	57	-	37	0	4063	4688
4	4	MP1+2	128	185	57	-	37	0	4688	5313
3	3	MP1+2	127	184	57	-	37	0	5313	6063
2	2	MP1+2	126	183	57	-	37	0	6063	6938
1	1	MP1+2	125	182	57	-	37	0	6938	7938

Fonte: Software de programação da empresa Cochlear.

Na próxima seção será apresentado o desenvolvimento do simulador de implante coclear utilizado neste trabalho.

4.2 Simulador de implante coclear

Para verificar como os pacientes com implante coclear percebem o som, viu-se a necessidade de desenvolver um simulador de implante coclear baseado no processador de fala Freedom da empresa Cochlear. Este implante coclear possui um banco de filtros com 22 canais que separam o som através de filtros passa-banda que após serem passados por um detector de envoltória, filtro passa-baixa, serão codificados e enviados para os eletrodos, que estimularão o nervo auditivo diretamente.

Os filtros passa-faixa foram desenvolvidos utilizando o filtro de Butterworth com ordem 6 nas frequências indicadas no mapa da Figura 27, listagem 01. Os filtros passa-baixa foram codificados com filtros Chebyshev tipo 1 de ordem 5, conforme observado na listagem 02. O simulador foi codificado em linguagem da plataforma Matlab (MathWorks Inc., 2017).

Figura 27 – Frequências de filtros

```
Listagem 01 - Filtro de Butterworth de ordem 6 para o canal 22
```

```
% Canal 22
Fpass1 = 188; % First Passband Frequency
Fpass2 = 313; % Second Passband Frequency
fc22 = sqrt(Fpass1^2 + Fpass2^2); % Central Frequency
Wn = [Fpass1 Fpass2]/(Fs/2);
[B22,A22] = butter(n/2, Wn);
```

```
Listagem 02 - Filtro de Chebyshev de ordem 6 para o canal 22
```

```
% Filtro passa-baixa
[B,A] = cheby1(5,0.5,100/Fs,'low') ;

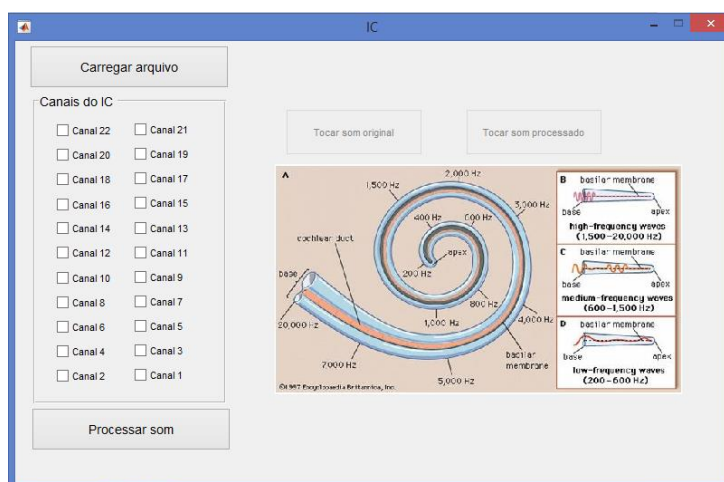
c22 = get(handles.canal22,'Value');
```

Para facilitar a interação com o usuário final, foi adicionado uma camada de interface com as seguintes funcionalidades:

- O usuário poderá selecionar os eletrodos que estão ativos;
- Seleção do som a ser processado;
- Audição do som a ser processado;
- Audição do som já processado.

A seleção dos canais ativos permite que o processamento do simulador seja adequado a realidade, onde nem todos os eletrodos estão ativos para todos os pacientes. Em uma parcela significativa de pacientes, os eletrodos são desativados por incomodarem o paciente ou até mesmo estimular o nervo facial. Na Figura 28 é mostrada a interface homem-máquina do simulador de implante coclear.

Figura 28 – Interface do simulador de IC



Fonte: próprio autor.

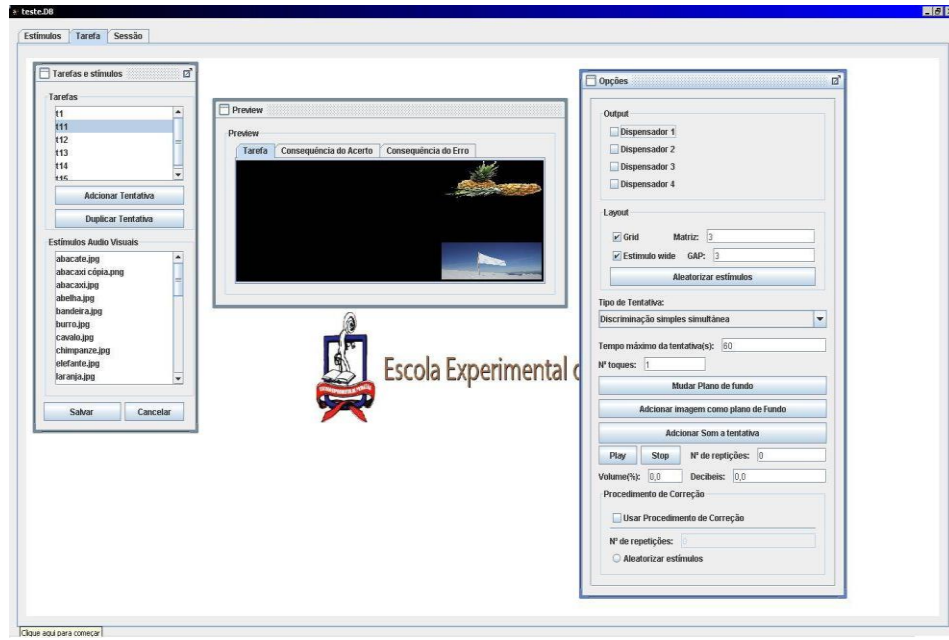
O código completo do simulador do implante coclear encontra-se no anexo 01.

4.3 Software SIEL

Com o simulador de implante coclear baseado no processador de fala Freedom da Cochlear, partiu-se para desenvolver a metodologia com que os sons gerados pelo simulador pudessem ser utilizados em sessões de reabilitação. Devido a testes práticos que deveriam ser realizados com pacientes com implante coclear e em normo ouvintes, foi necessário que um projeto fosse submetido ao Comitê de Ética através da Plataforma Brasil (CAAE 18509113.1.0000.0018). Após alguns meses obtivemos autorização para que os testes fossem realizados em humanos.

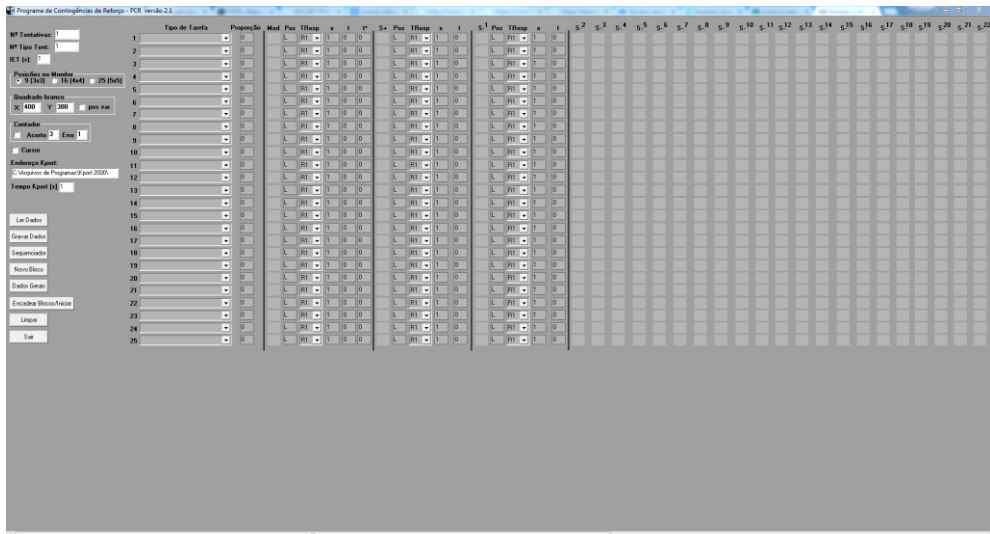
Durante essa espera, foram feitos alguns testes com softwares disponíveis para automatizar a aplicação da sessão de reabilitação sem a intervenção de um profissional. Isto deve-se ao fato de que humanos podem ajudar ou dificultar o processo de aplicação de uma sessão e obter resultados mascarados. Os softwares utilizados foram o Auditivo finalizado dentro deste projeto (Moraes, 2011), Figura 29, o software PCR utilizado na Escola Experimental de Primatas da UFPA (PCR, 2009), Figura 30, e o software SIEL desenvolvido no LINC da UFPA (Fernandes, 2016), Figura 31. Todos estes softwares apresentam tarefas no formato *Match-To-Sample* (MTS) (de Rose, de Souza, Rossito, & de Rose, 1989) onde um estímulo é apresentado e um conjunto de escolhas fica disponível para o usuário.

Figura 29 – Software Auditivo



Fonte: (Moraes, 2011)

Figura 30 – Software PCR



Fonte: (PCR, 2009)

Figura 31 – Software SIEL: a) Tela de entrada; b) Tela com arquivo de estímulos selecionado; c) Tela de aplicação do teste.



(a)



(b)



Bar

Bem

Boi

Fonte: (Fernandes, 2016)

Pela sua simplicidade e requisitos mínimos de hardware o software SIEL foi selecionado, onde o estímulo é apresentado através de um som, que pode ser repetido pelo usuário, e as escolhas são apresentadas em forma de texto ou imagens.

5 Metodologia

Este estudo foi realizado no ambulatório de otorrinolaringologia do Hospital Universitário Bettina Ferro de Souza da Universidade Federal do Pará (UFPA), após aprovação pelo Comitê de Ética e Pesquisa (CEP) do Instituto de Ciências da Saúde (ICS) da UFPA, sob o parecer 419.280, o projeto foi aprovado em 29/10/2013. A coleta de dados foi realizada de janeiro de 2014 a outubro de 2017.

Os participantes foram informados a respeito da pesquisa e concordaram em participar como voluntários, assinando o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido. Quando menores de idade o termo foi assinado pelo responsável.

Nas próximas seções serão apresentados o material utilizado para a realização da pesquisa e métodos que foram empregados para o desenvolvimento da aquisição de dados deste trabalho.

5.1.1 Materiais

Foram selecionadas 124 palavras habitualmente utilizadas no exame de logoaudiometria. Dentre essas, foram empregadas: 16 trissílabos, 46 dissílabos e 62 monossílabos como demonstrado nos quadros 4, 5 e 6. Todos estímulos foram gravados previamente, sendo que os trissílabos foram gerados sinteticamente em voz feminina através do aplicativo móvel Voz da Mulher do Tradutor (Escolha Tecnologia, 2017) e as palavras dissílabas e monossílabas por uma fonoaudióloga com experiência em realizar logoaudiometria.

Quadro 04 – Lista de palavras trissílabas

Caderno	Cenoura
Cavalo	Sapato
Caneta	Pipoca
Tomate	Presente
Menino	Laranja
Cadeira	Panela
Sorvete	Boneca
Bigode	Igreja

Quadro 05 – Lista de palavras dissílabas

Cheio	Cola	Mala	Farol
Nariz	Flores	Vidro	Calha
Grito	Manhã	Malha	Trava
Papai	Santo	Nuvem	Cento
Toca	Blusa	Chuva	Classe
Tela	Bola	Drama	Fita
Vento	Gama	Gato	Ninho
Plano	Placa	Gema	Pato
Nariz	Zona	Preto	Data
Carro	Cama	Rato	Fonte
Lago	Bota	Zebra	Cravo
Gelo	Valsa	Bloco	

Quadro 06 – Lista de palavras monossílabas

Jaz	Fio	Til	Grão
Não	Pé	Tem	Tia
Vai	Zum	Dom	Faz
Mal	Mel	Gás	Nu
Dia	Vão	Zás	Brim
Pus	Nó	Grau	Dar
Bar	Nhô	Cal	Réu
Sim	Rol	Cão	Nhá
Por	Mão	Cor	Tal
Dil	Fiz	Já	Chá
Bom	Bem	Lar	Lhe
Rir	Mil	Sol	Pau
Pá	Dor	Boi	Sul
Giz	Pão	Tom	Ler
Gim	Três	Teu	Seis
Voz	Ilha		

Para os pacientes com implante coclear o som foi apresentado puro, e para os pacientes normo-ouvintes os sons foram filtrados pelo simulador de IC desenvolvido neste trabalho.

Para a apresentação dos sons gravados aos participantes foi utilizado o software SIEL em uma sessão com estímulos modelo e escolhas. Os estímulos foram todos sonoros e compostos pelas 124 palavras referidas acima, apresentadas em 140 tarefas. As 16 primeiras tarefas apresentaram as palavras trissílabas com uma única escolha, servindo este procedimento para o treinamento na utilização do software.

O ambiente de execução das sessões foram salas fechadas e sem tratamento acústico, porém, não apresentando ruídos externos que poderiam afetar a percepção auditiva dos participantes.

5.1.2 Métodos

Fizeram parte do estudo 60 (sessenta) participantes que foram divididos em 03 (três) grupos:

Grupo 01: participantes com implante coclear.

Grupo 02: participantes normo-ouvintes que receberam sons filtrados com 22 canais ativados.

Grupo 03: participantes normo-ouvintes que receberam sons filtrados com 17 dos canais ativados.

Cada participante foi submetido a uma sessão do experimento, sendo que cada sessão foi apresentada com o software SIEL em ambiente adequado para a coleta de dados.

Utilizando o Programa SIEL, os pacientes recebiam estímulo sonoro e visual através da palavra escrita ou imagem. Após a detecção do som o paciente deveria selecionar através de um toque na tela sensível do computador a palavra ou Figura correspondente ao estímulo.

Todos os pacientes passaram por um treino antes do início das sessões. O treinamento teve como finalidade a familiarização do paciente com o som emitido e com o manuseio do computador.

Antes do início da sessão, uma breve apresentação oral foi realizada com o intuito de mostrar o estudo realizado e apresentar o termo de consentimento livre e esclarecido, foi realizada a anamnese do paciente onde foram coletados dados sobre o seu histórico referente ao problema auditivo e sobre as características do aparelho de IC que utiliza. Algumas das informações que os participantes não conseguiram informar foram coletadas a partir do seu prontuário médico.

Os dados coletados dos pacientes foram colocados em planilhas eletrônicas para serem processados de forma estatística a fim de que fossem obtidos a média, desvio padrão e gráficos que representem os dados mais importantes a serem mostrados no capítulo seguinte.

6 Experimentos e resultados

O critério de inclusão para os pacientes com DA era de que, pelo menos uma orelha fosse implantada e que usasse AASI na orelha contralateral, todos pacientes eram alfabetizados, porém apresentaram um perfil diversificado, com idades variando entre 09 (nove) e 68 (sessenta e oito) anos, com causas distintas de perda auditiva e tempo de implante de 05 (cinco) meses a 08 (oito) anos.

Os pacientes foram submetidos a 02 (dois) testes, inicialmente feito com trissílabos, e posteriormente por se tratar de um teste mais complexo fariam com dissílabos e monossílabos. Eles receberam os estímulos sonoros com sons (palavras) não filtrados. No experimento tivemos 21 pacientes implantados, porém apenas 6 conseguiram realizar os 02 testes, portanto, apenas estes foram usados no trabalho. O restante (15 implantados) realizou apenas o exame com trissílabos, pois foi verificada uma grande ansiedade por não perceber o som gerado, pois alguns participantes pressionaram a tela do computador de forma desordenada e outros demonstravam grande esforço e cansaço na execução do teste. Os indivíduos com IC que conseguiram fazer os 02 exames foram designados de Grupo 1.

Foram selecionados 39 participantes normo-ouvintes, sem queixas auditivas, com ensino médio completo, com idade variando entre 17 e 35 anos, e estes foram divididos em 02 (dois) grupos. O primeiro com 22 indivíduos foi denominado de Grupo 2, que recebeu como estímulos os sons filtrados com o simulador de IC com todos os 22 canais ativados, ou seja, recebiam o estímulo tal qual o paciente implantado perceberia se estivesse com todos os eletrodos ativados. O segundo grupo com 17 sujeitos foi designado de Grupo 3, e recebeu os estímulos filtrados com o simulador de 17 canais ativados, pois, nos pacientes implantados nem sempre os 22 canais estão ativados. Os canais desativados correspondem a áreas em que a cóclea não recebe estímulo, quando os eletrodos não são inseridos completamente e correspondem a área de percepção do som com as frequências mais baixas, que estão localizadas na parte mais apical da cóclea, de acordo com a tonotopia coclear demonstrada na Figura 02.

6.1 Resultados

6.1.1 Grupo 1

No quadro 04 observamos as características individuais dos pacientes implantados utilizados no estudo.

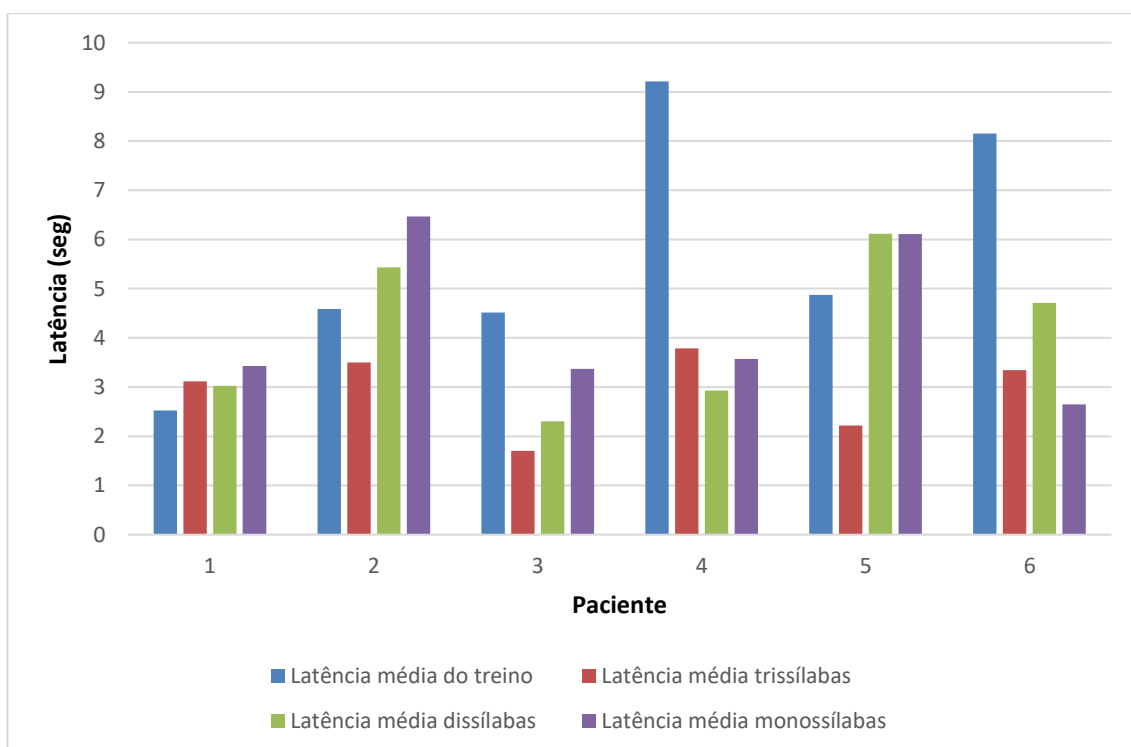
Quadro 07 – Características dos participantes com IC.

PACIENTE	1	2	3	4	5	6
Idade	9 anos	47 anos	68 anos	51 anos	54 anos	35 anos
Sexo	F	F	M	F	M	F
Etiologia	Congênita	Perda progressiva (desconhecida)	Perda progressiva (desconhecida)	Perda progressiva (desconhecida)	TCE	Perda progressiva (desconhecida)
Momento do aparecimento da surdez	Pré-lingual	Pós-lingual	Pós-lingual	Pós-lingual	Pós-lingual	Pós-lingual
Tempo de privação auditiva	1 ano 3 meses	30 anos	6 anos	33 anos	5 meses	5 anos
Marca do IC	Cochlear	Cochlear	Cochlear	AB	AB	Medel
Modelo do IC	-	CI 422	CI 422	HiRes 90 K- Advantage	HiRes 90 K- Advantage	Medium-Sonata 100
Processador	-	Nucleus CP 802	Nucleus CP 802	Naída CI Q70	Naída CI Q70	OPUS 2
Orelha implantada	OD	OD	OD	OD	OE	OD
Tempo de ativação do IC	8 anos	2 anos	9 meses	1 ano 1 mês	1 ano 3 meses	5 meses

Como citado anteriormente, os pacientes implantados, primeiramente foram submetidos a um treino e depois iniciaram os testes. Na Figura 32 observa-se a latência média, ou seja, o tempo de resposta desses pacientes após o estímulo. Nota-se que os indivíduos 1, 2, 3 e 5 apresentaram o resultado mais próximo do esperado, a latência eleva-se à medida que aumenta a dificuldade do estímulo. O paciente 4 apresentou uma latência maior em trissílabos e o paciente 6 mostrou uma resposta discordante, onde a menor latência foi em monossílabos.

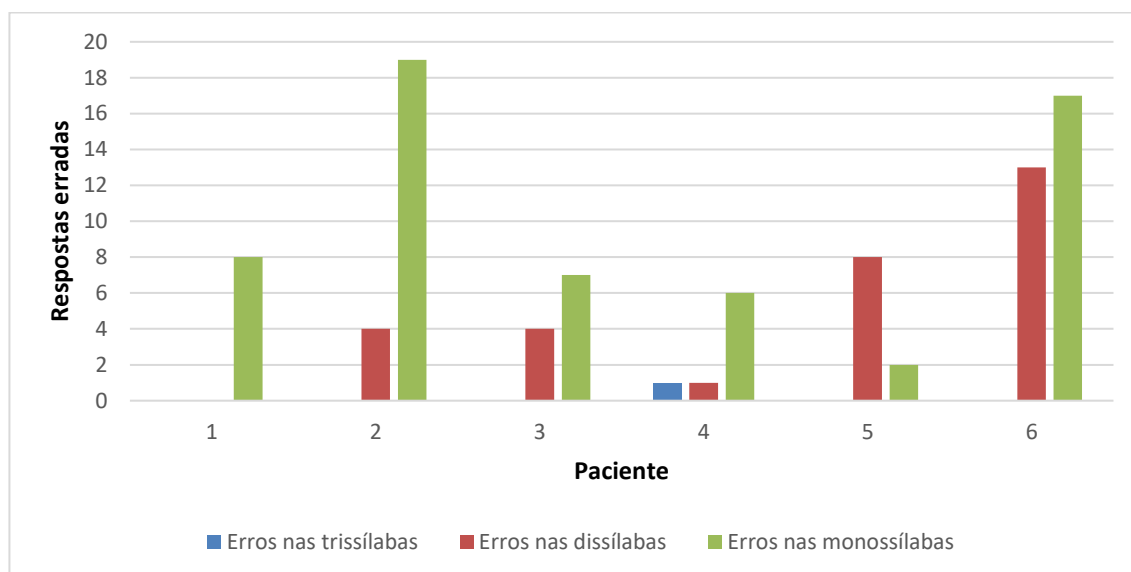
Observa-se que a latência do treino foi superior a latência dos demais grupos de palavras e isto é devido a adaptação do paciente ao procedimento executado. Isto mostra a importância desta parte da sessão aos participantes que não utilizaram o software anteriormente. Onde x é o e y o tempo de resposta ao estímulo.

Figura 32- Latências médias por paciente



Na Figura 33 contabilizou-se os erros de cada participante por grupo de palavras. Como previsto, a maioria dos pacientes demonstrou maior dificuldade nos monossílabos, exceto o paciente 5, onde observou-se certa disparidade no erro de dissílabos em relação aos monossílabos. Somente o participante 4 apresentou erro no grupo de palavras trissílabas.

Figura 33 – Erro por grupo de palavras nos participantes com IC.



Quando os dados das Figuras 32 e 33 são cruzados, observa-se que o paciente 6 respondeu mais rapidamente as tarefas com palavras monossilábicas e obteve uma quantidade de erros maior, ou seja, apresentou respostas rápidas, mas não conseguiu discriminar alguns sons corretamente.

A tabela 01 apresenta o desvio padrão total da latência dos participantes. As Figuras 34, 35 e 36, mostram a média da latência, o desvio padrão da latência e o erro das palavras trissílabas, dissílabas e monossílabas, respectivamente. A medida do desvio padrão indica a regularidade com que o participante responde a cada tarefa apresentada. Isto pode significar a constância com que o participante com IC processa o som e servir como indicador sobre quais conjunto de estímulos este participante tem maior dificuldade em processar, levando a uma reabilitação mais adequada.

Tabela 01 – Desvio padrão da latência dos participantes com IC

Participante	1	2	3	4	5	6
DP total	1,9870	4,3106	5,0916	3,5752	5,9294	6,7210
DP trissílabas	2,5845	2,5117	0,3062	3,4553	0,2063	2,5932
DP dissílabas	1,8332	2,7281	0,5784	2,6438	8,8278	2,7500
DP monossílabas	1,9404	5,3391	7,1540	4,1771	2,9480	9,1452

Figura 34 – Média, desvio padrão e erro do grupo de trissílabas.

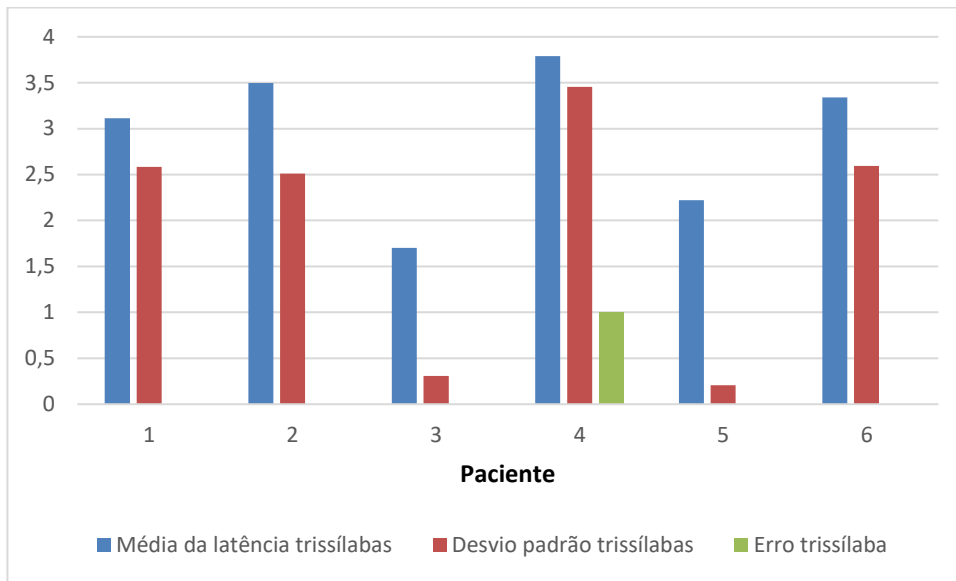


Figura 35 – Média, desvio padrão e erro do grupo de dissílabas.

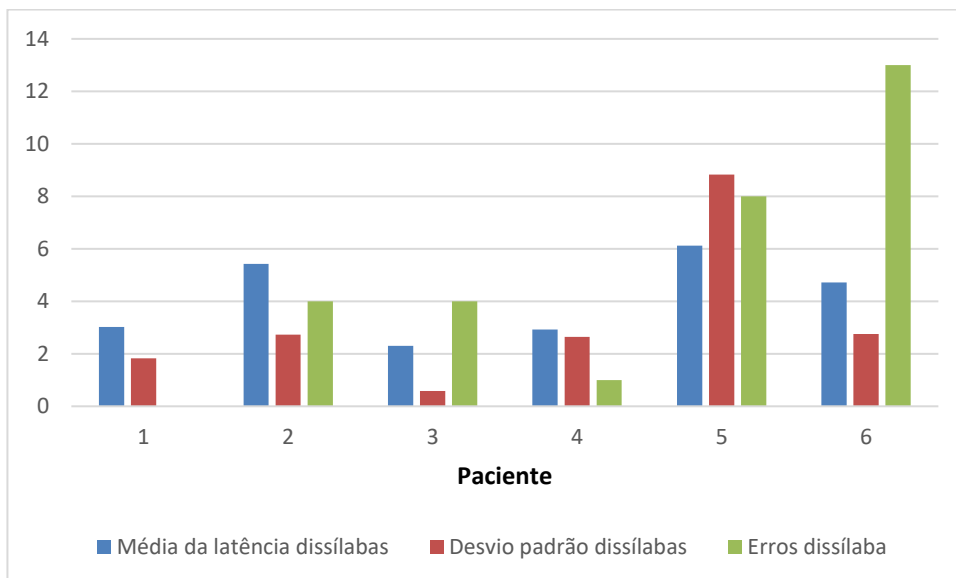
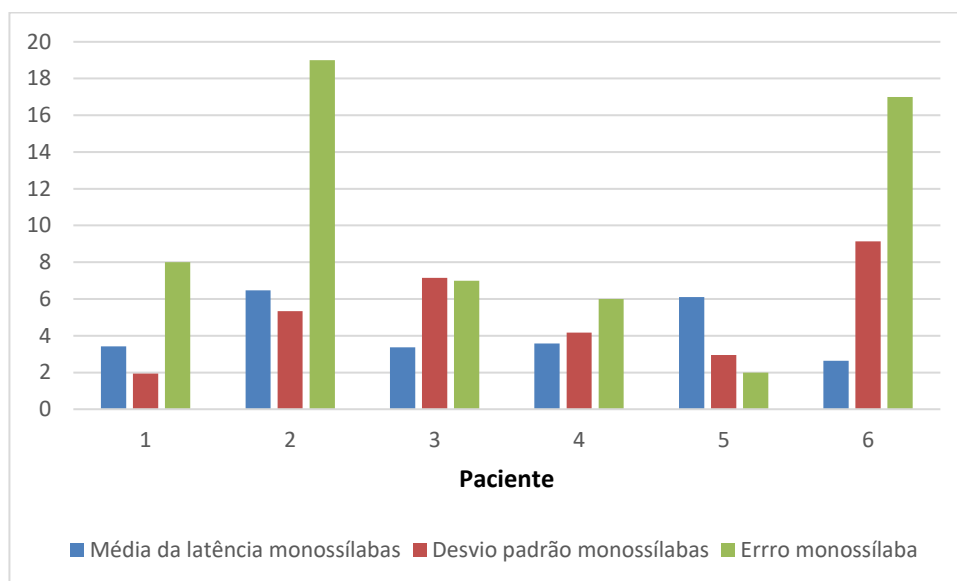


Figura 36 – Média, desvio padrão e erro do grupo de monossílabos.



6.1.2 Grupo 2

O grupo 2, composto por 22 normo-ouvintes, recebeu sons filtrados com 22 canais ativados. Nota-se na Figura 37 que a latência em trissílabos é menor, e apesar de esperarmos um aumento progressivo na latência de dissílabos e monossílabos, esta não foi expressiva. A Figura 38 mostra os erros desse grupo, onde observa-se que não houveram erros nos trissílabos e como resultado provável os erros foram maiores nos monossílabos, exceto o paciente 10 que apresentou mais erros nos dissílabos. Esse mesmo participante chama atenção na Figura 37, onde verifica-se uma latência de treino muito aumentada em relação aos demais. A Figura 38 mostra que os participantes 1, 6, 7, 8, 9, 15 e 19 não apresentaram nenhum erro no conjunto de palavras e esses pacientes também tiveram um tempo de latência do treino aumentado em relação aos outros estímulos apresentados, dessa forma podemos verificar que os participantes tiveram maior atenção no treino para conseguir uma melhor discriminação.

Figura 37 – Latência por grupo de palavras.

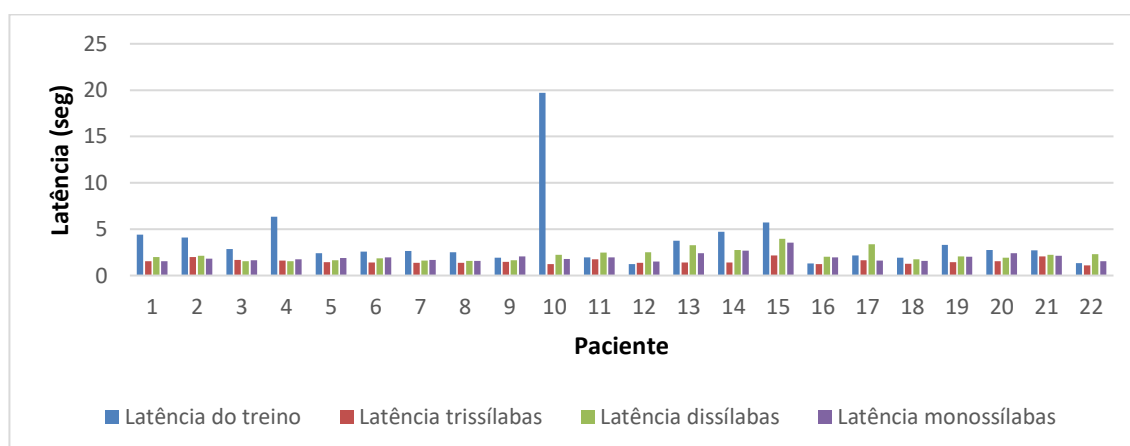
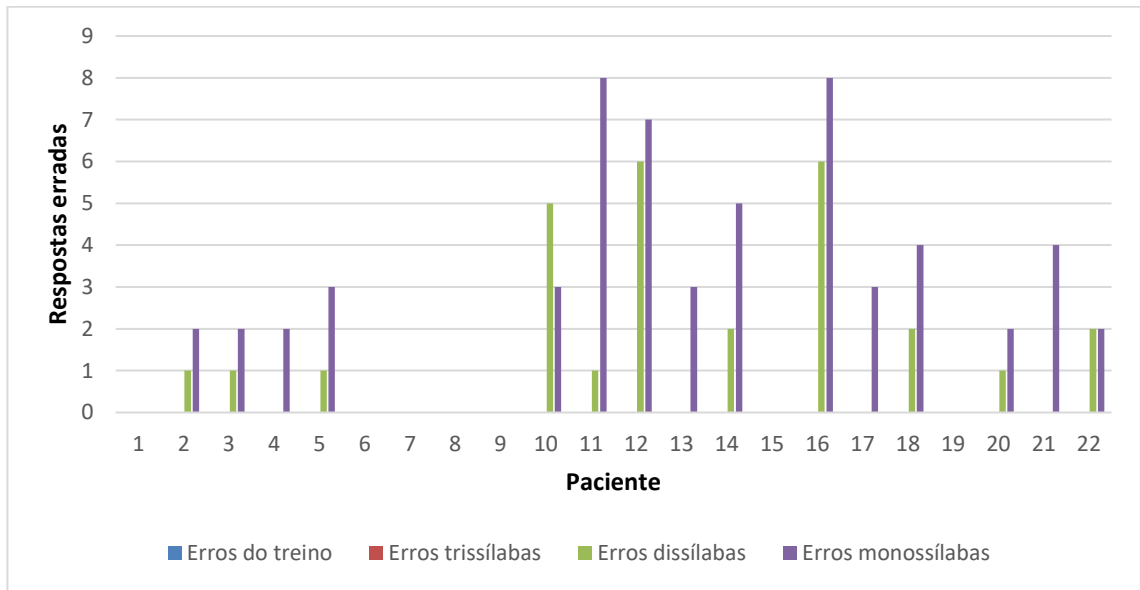


Figura 38 – Erro por grupo de palavras.



6.1.3 Grupo 3

Este grupo formado por 17 normo-ouvintes, foram submetidos a sessões com estímulos sonoros equivalente a 17 canais do IC. A latência verificada na Figura 39 foi maior nos dissílabos em 12 dos 17 avaliados. Contudo, como constatado no gráfico 40 os erros foram expressivamente maiores em monossílabos, salvo o sujeito 16 que exibiu mais erro e maior latência em palavras dissílabas. A Figura 40 mostra que todos os participantes desse grupo tiveram erro.

Figura 39 – Latência por grupo de palavras.

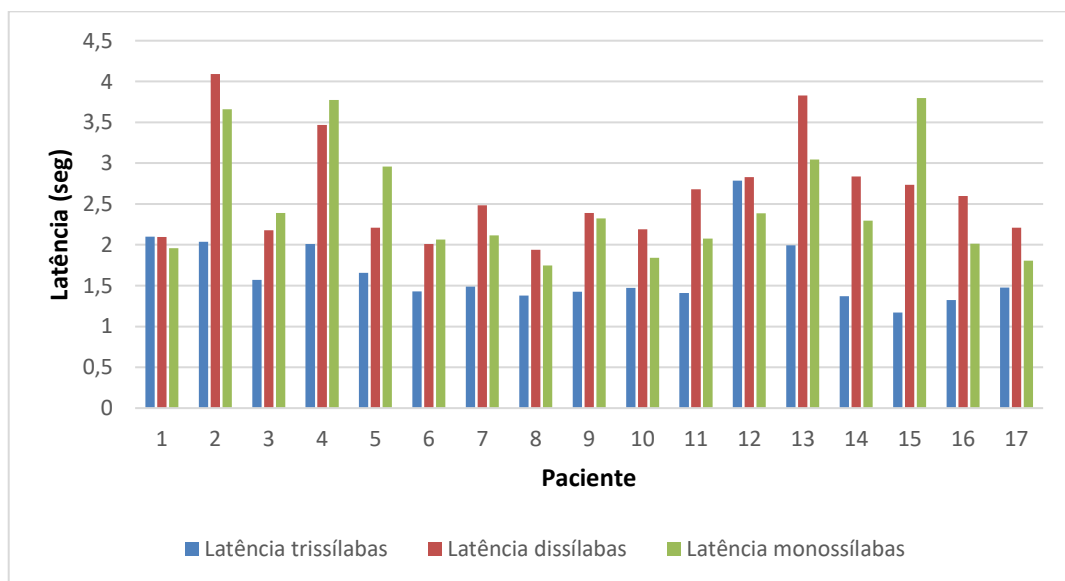
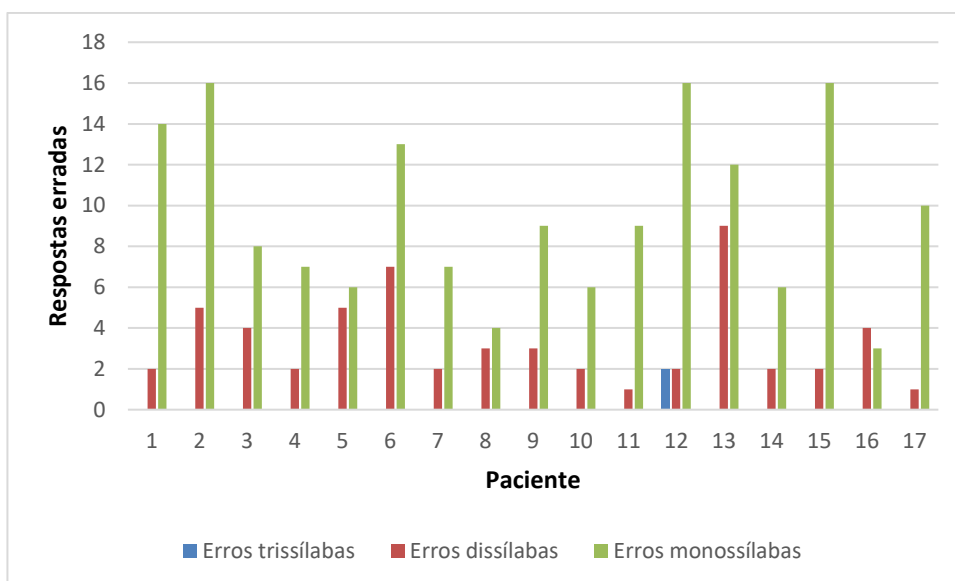


Figura 40 - Erro por grupo de palavras.



6.2 Considerações finais

O Grupo de implantados apresentou uma latência aumentada nos treinos, acredita-se que seja uma “adaptação” aos estímulos, e uma latência aumentada nos monossílabos como esperado em razão da pista auditiva reduzida. A maioria dos pacientes com IC não tiveram erros no grupo de trissílabas e apresentaram mais erros em monossílabos

Pela análise dos gráficos podemos ver o quanto é importante que todos os canais estejam ativados, porém por diversas razões nem sempre isso é possível. Durante o procedimento cirúrgico pode ocorrer dificuldade de inserção de todos os eletrodos na cóclea, ou ainda acontecer de um determinado eletrodo estimular o nervo facial, ou causar estímulo desconfortável ao paciente e este eletrodo deverá ser “desligado”. Observamos portanto, que quanto menor o número de canais ativados, maior o erro no grupo de palavras, ou seja, menor discriminação do som.

Os sons foram processados somente até 17 canais, pois verificou-se que se a quantidade de canais fosse menor, a discriminação do som não seria possível.

7 CONCLUSÃO

Neste trabalho avaliou-se 60 participantes, dos quais 21 eram deficientes auditivos usuários de IC, porém, apenas 6 conseguiram realizar as duas etapas propostas no trabalho, que foi a percepção de palavras trissílabas, dissílabas e monossílabas. A dificuldade em efetuar as duas etapas deu-se em parte pela ansiedade ou por impedimento em realizar as sessões de reabilitação com a frequência ideal

Analisou-se ainda 39 normo-ouvintes, que foram divididos em 2 grupos e receberam os estímulos filtrados, porém um grupo com 22 canais ativados e o outro com 17 canais ativados.

Nos pacientes implantados, avaliou-se a percepção do som puro não filtrado através de um simulador de IC, onde 124 palavras extraídas do exame de logaudiometria foram apresentadas através do programa SIEL. De modo geral os pacientes com deficiência auditiva utilizam como recurso auxiliar na comunicação a LOF. Como os conjuntos de palavras foram apresentadas através de um computador não foi possível que os pacientes tivessem o auxílio da LOF, ou seja, os participantes foram estimulados a perceber o som apenas através da via auditiva.

Verificou-se a importância do simulador desenvolvido para as sessões, pois através dos testes é possível analisar em quais palavras e fonemas o implantado apresenta maior dificuldade de discriminação e dessa forma o reabilitador poderá adaptar as terapias de reabilitação mais direcionadas, e com isso com um maior aproveitamento no desenvolvimento.

Diante dos resultados obtidos no estudo, conclui-se que tanto em pacientes implantados como em normo-ouvintes as dificuldades de percepção e discriminação do som aumentam à medida que se diminui as pistas auditivas.

Observou-se ainda a dificuldade dos normo-ouvintes de discriminar as palavras com sons filtrados, mesmo utilizando o simulador com 22 canais, que corresponde aos 22 canais ativados no implante coclear e, portanto, o melhor que se pode oferecer aos pacientes implantados.

Ressalta-se ainda que nenhum tipo de ruído foi utilizado para a filtragem através do simulador de IC, o que não ocorre no dispositivo real, pois este apresenta ruídos inerentes ao processamento do som e do ambiente, constituindo-se em queixa frequente dos usuários de implante coclear.

Pelas razões demonstradas no presente trabalho é que se faz necessária a reabilitação individualizada para deficientes auditivos implantados, pois, só recebendo

estímulos auditivos adequados pode-se aprimorar a percepção do som e conseqüentemente o desenvolvimento da fala, e dessa forma melhorando significativamente a qualidade de vida.

Durante o desenvolvimento desta pesquisa ocorreu a publicação de um artigo científico e o registro de software, todos produtos do simulador de IC aqui desenvolvido:

- Monteiro, D. C., Rodrigues, A. P. S. C., Araújo, A. M. L. e Silva Filho, M. SEIC – Simulador de Estímulos Auditivos para Implante Coclear. 2016. Programa de Computador. Número do registro: BR512016000283-2. Data de registro: 18/03/2016. Instituição de registro: INPI – Instituto Nacional de Propriedade Intelectual.
- (Monteiro, Rodrigues, Araújo, & Silva Filho, 2015)

7.1 Trabalhos futuros

Com a utilização do simulador de implante coclear para reabilitação poderíamos: Desenvolver um modo de reabilitação remoto através de software onde esse paciente possa receber o treinamento indicado pela fonoaudióloga

Após cada sessão realizada, o reabilitador receber um relatório indicando o tempo de latência e quais foram os erros dos pacientes.

Que o reabilitador possa fazer modificações nos estímulos à medida que o implantado mostre evolução nos testes.

8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Antonio, F. (2014). *Comunicação pré-linguística e aquisição de linguagem em crianças com implante coclear*. Dissertação (Mestrado em fonoaudiologia), Universidade de São Paulo, Bauru.
- Audiobem-Aparelhos auditivos. (25 de Novembro de 2017). *Audiobem-Aparelhos auditivos*. Fonte: Audiograma de sons familiares: <http://www.audiobem.com.br/audiometria/audiograma-sons-familiares>
- Battaglini, M., Verdu, A., & Bevilacqua, M. (2013). Aprendizagem via exclusão e formação de classes de equivalência em crianças com deficiência auditiva e implante coclear. *Acta Comportamentalia*, 21 (1), 20-35.
- Bear, M. F., Connors, B. W., & Paradiso, M. A. (2010). *Neurociência: Desvendando o Sistema Nervoso* (3° ed.). Artmed.
- Beltrami, C., & Moura, M. (2015). A educação do surdo no processo de inclusão no Brasil nos últimos 50 anos (1961-2011). *REB (Revista Eletrônica de Biologia)*, 8 (1), 146-161. Acesso em 11 de Novembro de 2017
- Bento, R., Kiesewetter, A., Ikari, L., & Neto, R. (Julho/Setembro de 2012). BAHA (Bone Anchored Hearing Aid), indicações, resultados funcionais e comparação com cirurgia reconstrutiva de orelha. *Arquivos Internacionais de Otorrinolaringologia*, 16 (3), 400-405.
- Biology Stack Exchange. (09 de Julho de 2015). *Biology*. Acesso em 2017 de Novembro de 2017, disponível em Why do adults lose hearing at high frequencies?: <https://biology.stackexchange.com/questions/27822/why-do-adults-lose-hearing-at-high-frequencies>
- Caporali, S., & Silva, J. (Julho/Agosto de 2004). Reconhecimento de fala no ruído em jovens e idosos com perda auditiva. *Revista Brasileira de Otorrinolaringologia*, 70 (4), 525-532. Fonte: <http://www.scielo.br/pdf/rboto/v70n4/a14v70n4.pdf>
- Capovilla, F., Capovilla, A., & Macedo, E. (2006). Recursos de reabilitação de distúrbios da comunicação e linguagem para melhor qualidade de vida em quadros sensoriais, motores e cognitivos. *O mundo da saúde*, 30 (1), 26-36.
- Chaix, B. (27 de Dezembro de 2016). *Audiometria tonal e Acumetria*. Acesso em 25 de Novembro de 2017, disponível em Viagem ao mundo da audição: <http://www.cochlea.eu/po/exploracao-funcional/methodes-subjectives>
- Cochlear. (25 de Novembro de 2017). *Implants Cochlear*. Fonte: Cochlear: <http://www.cochlear.com/wps/wcm/connect/br/home>

- Cóser, P. L. (Janeiro de 2009). *Seu exame da audição e do labirinto*. Acesso em 25 de Novembro de 2017, disponível em Clínica Otorrino Cóser: <http://www.clinicacoser.com/entenda-melhor/seu-exame-da-audicao-labirinto>
- Costa, S. (2006). Audição, Comunicação e linguagem. Em S. Costa, O. Cruz, & J. Oliveira, *Otorrinolaringologia -Princípios e práticas* (2º ed., pp. 342-355). Porto Alegre: Artmed.
- Danieli, F. (2010). *Reconhecimento de fala com e sem ruído competitivo em crianças usuárias de implante coclear utilizando dois diferentes processadores de fala*. Dissertação (Mestrado em Bioengenharia), Universidade de São Paulo, São Carlos.
- de Rose, J., de Souza, D., Rossito, A., & de Rose, T. (1989). Aquisição de leitura após história de fracasso escolar: Equivalência de estímulos e generalização. *Psicologia: Teoria e Pesquisa*, 5(3), 325-346.
- Direito de ouvir. (23 de Fevereiro de 2015). *Implante Coclear: O que é? Como funciona?* Acesso em 25 de Novembro de 2017, disponível em Direito de Ouvir: <https://www.direitodeouvir.com.br/blog/implante-coclear>
- Duarte, J., Alvarenga, K., Banhara, M., Melo, A., Sás, R., & Filho, O. (Março/Abril de 2009). Potencial evocado auditivo de longa latência-P300 em indivíduos normais: valor do registro simultâneo em Fz e Cz. *Revista Brasileira de Otorrinolaringologia*, 75(2), 231-236. Fonte: <http://www.scielo.br/pdf/rboto/v75n2/v75n2a12.pdf>
- Dxline. (23 de Novembro de 2017). Fonte: Tympanometry: <http://dxline.info/diseases/tympanometry>
- Escolha Tecnologia. (25 de Novembro de 2017). *Voz da mulher do tradutor*. Fonte: Escolha tecnologia: <https://play.google.com/store/apps/details?id=br.com.escolhatecnologia.voztradutor&hl=pt>
- Fernandes, A. G. (Outubro de 2016). *Aplicação web para auxiliar no ensino da leitura utilizando tarefas de emparelhamento ao modelo*. Belém, PA, Brasil: Faculdade de Engenharia da Computação.
- Fitzgerald, M. B., Sagi, E., Morbiwala, T., Tan, C.-T., & Svirsky, M. (Novembro/Dezembro de 2013). Feasibility of Real-Time Selection of Frequency Tables in an Acoustic Simulation of a Cochlear Implant. *Ear and Hearing*, 34, 763-772. doi:10.1097/AUD.0b013e3182967534
- Frederigue, N. (2006). *Reconhecimento de padrões auditivos de frequência e de duração em crianças usuárias de implante coclear multicanal*. Instituto de Psicologia, Tese

- (Doutorado em Neurociências e Comportamento), Universidade de São Paulo, São Paulo.
- Gândara, M., & Garbi, S. (2009). Aparelhos de amplificação sonora individual. Em S. Costa, M. Lessa, O. Cruz, & D. Tsuji, *PRO-ORL Programa de atualização em otorrinolaringologia* (Vol. 3 , pp. 29-71). Porto Alegre: Artmed.
- Garcia, S. (06 de Julho de 2016). *Como adaptar bem um aparelho auditivo?* Acesso em 25 de Novembro de 2017, disponível em Redes- Aparelhos auditivos: <http://redesaparelhosauditivos.com/adaptar-bem-a-um-aparelho-auditivo/>
- Grupo de Implante Coclear do Hospital das Clínicas e FMUSP. (2017). *Implante auditivo de tronco cerebral*. Fonte: Implante coclear: <http://www.implantecoclear.org.br/>
- Holden, L., Finley, C., Firszt, J., Holden, T., Brenner, C., Potts, L., . . . Skinner, M. (2013). Factors Affecting Open-Set Word Recognition in Adults with Cochlear Implants. *Ear Hear*, 34, 342–360. doi:10.1097/AUD.0b013e3182741aa7
- Interacoustics. (Novembro de 2017). *Interacoustics - Soluções auditivas*. Fonte: Interacoustics: <https://www.interacoustics.com/pt/hearing-solutions>
- Iwahashi, J., Jardim, I., Sizenando, C., & Bento, R. (Maio/Junho de 2011). Protocolo de seleção e adaptação de prótese auditiva para indivíduos adultos e idosos. *Arquivos Internacionais de Otorrinolaringologia*, 15 (2), 214-222. doi:10.1590/S1809-48722011000200015
- Laperre Hearing Systems. (25 de novembro de 2017). *Sobre audição*. Fonte: Laperre Hearing Systems: <http://www.lapperre.com.br/sobre-a-audicao.php>
- Limb, C., & Roy, A. (Fevereiro de 2014). Technological, biological, and acoustical constraints to music perception in cochlear implant users. *Hearing Research*, 308, 13-26.
- Loizou, P. (Setembro de 1998). Introduction to cochlear implants. *IEEE Signal Processing Magazine*, 101-130. Fonte: <http://ecs.utdallas.edu/loizou/cimplants/tutorial/>
- Lorenzi, A. (27 de Dezembro de 2016). <http://www.cochlea.eu/po/som/psicoacustica>. Acesso em 11 de Novembro de 2017, disponível em Viagem ao mundo da audição: <http://www.cochlea.eu/po/som/psicoacustica>
- Lorenzi, A. (27 de Dezembro de 2016). *Psicoacústica*. Acesso em Novembro de 25 de 2017, disponível em Viagem ao mundo da audição: <http://www.cochlea.eu/po/som/psicoacustica>
- Margall, S., Honora, M., & Carlovich, A. (Janeiro/Março de 2006). A reabilitação do deficiente auditivo visando qualidade de vida e inclusão social. *O mundo da saúde*, 30 (1), 123-128.

- Martins, J., Alves, M., Andrade, S., Januário, J., Ramos, D., Ferreira, M., . . . Ribeiro, C. (2008). (Re)habilitação auditiva através de implante coclear: Avaliação audiológica, da linguagem, fala e voz. *Revista Portuguesa de Otorrinolaringologia e Cirurgia Cervico-Facial*, 46 (4).
- Martins, J., Alves, M., Ramos, D., Alves, H., Peixoto, C., Andrade, S., . . . Ribeiro, C. (Dezembro de 2014). Avaliação do desempenho em pacientes adultos com mais de 15 anos de uso de implante coclear – A nossa experiência. *Revista Portuguesa de Otorrinolaringologia e Cirurgia Cérvico-Facial*, 52, 223-226.
- MathWorks Inc. (25 de Novembro de 2017). *MATLAB*. Fonte: MathWorks: <https://www.mathworks.com/products/matlab.html>
- Med Gadget. (23 de Novembro de 2017). *Otologics' Fully Implantable Hearing Device*. Fonte: Med Gadget: https://www.medgadget.com/2006/09/otologics_fully.html
- Melo, T., Moret, A., & Bevilacqua, M. (2008). Avaliação da produção de fala em crianças deficientes auditivas usuárias de Implante Coclear Multicanal. *Revista Sociedade Brasileira de Fonoaudiologia*, 13(1), 45-51.
- Menegotto, I., & Soares, C. (2006). Audiometria clínica e imitanciometria. Em S. Costa, O. Cruz, & J. Oliveira, *Otorrinolaringologia - Princípios e Prática* (pp. 142-155). Porto Alegre: Artmed.
- Monteiro, C., Cordeiro, A., Silva, H., & Queiroga, B. (2016). O desenvolvimento da linguagem da criança após o implante coclear: uma revisão de literatura. *CoDAS*, 28(3), 319-325. doi:10.1590/2317-1782/20162015151
- Monteiro, D., Rodrigues, A., Araújo, A., & Silva Filho, M. (20-23 de Maio de 2015). Cochlear Implant Simulator to Aid (Re) Habilitation Process. (G. P. Jotz, Ed.) *VI Iberoamerican Congress on Cochlear Implants and Related Sciences*, pp. 531-532.
- Moraes, L. S. (Dezembro de 2011). Software para aprendizagem e reabilitação auditiva usando a tentativa do tipo discriminação simples simultânea. Belém, PA, Brasil: Faculdade de Computação.
- Nascimento, L., & Bevilacqua, M. (Julho/Agosto de 2005). Avaliação da percepção da fala com ruído competitivo em adultos com implante coclear. *Revista Brasileira de Otorrinolaringologia*, 71, 432-438.
- Neto, R., & Martins, G. (2010). Diagnóstico Precoce da Perda Auditiva. Em R. Bento , & R. Francesco, *Otorrinolaringologia na Infância*. São Paulo: Manole.
- Neto, R., Gomez, V., Tsuji, R., & Bento, R. (2011). Implante Coclear. Em S. Costa, M. Lessa, O. Cruz, & N. Steffen, *Programa de atualização em otorrinolaringologia* (Vol. 6 (1), pp. 61-86). Porto Alegre: Artmed.

- Neto, R., Tsuji, R., & Bento, R. (2012). Próteses auditivas cirurgicamente implantáveis de orelha média. Em S. Costa, M. Lessa, O. Cruz, & N. Steffen, *Programa de atualização em otorrinolaringologia* (Vol. 6(4), pp. 125-139). Porto Alegre: Artmed.
- Oliveira, J. (2006). Fisiologia clínica da audição. Em *Otorrinolaringologia -Princípios e Práticas* (2º ed., pp. 71-87). Porto Alegre: Artmed.
- Oticon Medical. (25 de Novembro de 2017). *Cochlear Implants*. Fonte: Oticon Medical: <https://www.oticonmedical.com/cochlear-implants>
- Paula, R. N. (Junho de 2017). *Info Escola- Navegando e Aprendendo*. Acesso em 25 de Novembro de 2017, disponível em Ondas Longitudinais: <https://www.infoescola.com/fisica/ondas-longitudinais/>
- PCR. (2009). Manual do Usuário Versão 1.0.
- Pessan, F. (2011). *Evolução da nomeação após fortalecimento de relações auditivo-visuais em crianças com deficiência auditiva e implante coclear*. Dissertação (Mestrado em Psicologia do desenvolvimento e aprendizagem). Universidade Estadual Paulista, Bauru.
- Pessan, F. L., Verdu, A. C., Bevilacqua (in memoriam), M. C., & Souza, D. d. (Maio de 2014). Usando o Paradigma de Equivalência para Aumentar a Correspondência na Fala de Crianças com Implante Coclear na Nomeação de Figuras e na Leitura. *Psicologia: Reflexão e Crítica*, 28, 365-377. doi:10.1590/1678-7153.201528217
- Rizzi, F., & Bevilacqua, M. (Maio/Junho de 2003). Efeitos do número e localização dos eletrodos na cóclea na percepção da fala de indivíduos pós-linguais implantados pós-linguais implantados. *Revista Brasileira de Otorrinolaringologia.*, 69 (3), 364-369.
- Scaranello, C. (Julho/Dezenbro de 2005). Reabilitação auditiva pós implante coclear. *Surdez: Implicações clínicas e possibilidades terapêuticas*, 38, pp. 273-278.
- Seiva, A., Santos, T., Fortes, C., & Queiroz, D. (Dezembro de 2012). Desempenho de indivíduos no teste do índice de reconhecimento de fala à viva voz e com fala gravada. *Distúrbios da Comunicação*, 24(3), 351-358.
- Silva, L., Silva, K., Sanches, S., & Carvallo, R. (Novembro/Dezembro de 2014). Simetria das medidas timpanométricas e as respostas das emissões otoacústicas transientes em neonatos. *CEFAC*, 16 (6), 1783-1790. doi:10.1590/1982-0216201420013
- Sistema de Conselhos Federal e Regionais de Fonoaudiologia. (2013). *Manual de procedimentos em audiometria tonal limiar, logaudiometria e medidas de imitação acústica*.

- Sousa, L., Piza, M., & Cóser, P. (2006). Eletrofisiologia. Em S. Costa, O. Cruz, & J. Oliveira, *Otorrinolaringologia - Princípios e Prática* (pp. 156-190). Porto Alegre: Artmed.
- Sousa, L., Piza, M., Costa, S., Andrade, M., & Jaeger, W. (Janeiro/Fevereiro de 1996). Surdez Infantil: Diagnóstico Precoce e Casuística da Fundação Paparella. *Brazilian Journal of Otorhinolaryngology*, 62(1), 9-14.
- Souza, L. (2012). *Implante Coclear (re)habilitação da voz e da fala*. Rio de Janeiro: Revinter.
- Teixeira, M. (2014). (dissertação). *Análise comparativa do vocabulário em crianças usuárias de implante coclear*. Brasília.
- Tsuji, R. K. (Novembro de 2017). *Próteses auditivas de condução óssea: O que são e como funcionam*. Fonte: Portal Otorrinolaringologia: <http://portalotorrinolaringologia.com.br/PACO-O-que-s%C3%A3o.php>
- USP, D. d. (s.d.). Acesso em 11 de Novembro de 2017, disponível em [surdez.com.br](http://www.surdez.org.br): <http://www.surdez.org.br>
- Verdu, A., Matos, F., Battaglini, M., Bevilacqua, M., & Souza, D. (2012). Desempenho de seleção e nomeação de figuras em crianças com deficiência auditiva com implante coclear. *Temas em Psicologia*, 20, 189 – 202.
- Vitto, M., & Feres, C. (2005). Distúrbios da comunicação oral em crianças. *Surdez: Implicações clínicas e possibilidades terapêuticas*, 229-234.
- Völter, C., Götze, L., Falkenstein, M., Dazert, S., & Thomas, J. (Outubro de 2017). Application of a computer-based neurocognitive assessment battery in the elderly with and without hearing loss. *Clinical Interventions in Aging*, 1681–1690.
- Williams, C. (2013). Place coding in the cochlea is important for sound frequency (pitch) discrimination. *JCI- The Journal of Clinical Investigation*, 123(10), 4102-4106. Fonte: JCI- The Journal of Clinical Investigation: <https://www.jci.org/articles/view/72707/figure/2>
- Zeng, F.-G., Rebscher, S., Harrison, W., Sun, X., & Feng, H. (Janeiro de 2008). Cochlear Implants: System Design, Integration and Evaluation. *IEEE Rev Biomed Eng.*, 115-142. Fonte: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2782849/>

9 ANEXOS

9.1 Código do simulador

```
function varargout = IC(varargin)
% IC MATLAB code for IC.fig
%   IC, by itself, creates a new IC or raises the existing
%   singleton*.
%
%   H = IC returns the handle to a new IC or the handle to
%   the existing singleton*.
%
%   IC('CALLBACK',hObject,eventData,handles,...) calls the local
%   function named CALLBACK in IC.M with the given input
arguments.
%
%   IC('Property','Value',...) creates a new IC or raises the
%   existing singleton*. Starting from the left, property value
pairs are
%   applied to the GUI before IC_OpeningFcn gets called. An
%   unrecognized property name or invalid value makes property
application
%   stop. All inputs are passed to IC_OpeningFcn via varargin.
%
%   *See GUI Options on GUIDE's Tools menu. Choose "GUI allows
only one
%   instance to run (singleton)".
%
% See also: GUIDE, GUIDATA, GUIHANDLES

% Edit the above text to modify the response to help IC

% Last Modified by GUIDE v2.5 15-Jul-2013 20:58:36

% Begin initialization code - DO NOT EDIT
gui_Singleton = 1;
gui_State = struct('gui_Name',       mfilename, ...
                  'gui_Singleton',  gui_Singleton, ...
                  'gui_OpeningFcn', @IC_OpeningFcn, ...
                  'gui_OutputFcn',  @IC_OutputFcn, ...
                  'gui_LayoutFcn',   [] , ...
                  'gui_Callback',    []);
if nargin && ischar(varargin{1})
    gui_State.gui_Callback = str2func(varargin{1});
end

if nargout
    [varargout{1:nargout}] = gui_mainfcn(gui_State, varargin{:});
else
    gui_mainfcn(gui_State, varargin{:});
end
% End initialization code - DO NOT EDIT

% --- Executes just before IC is made visible.
function IC_OpeningFcn(hObject, eventdata, handles, varargin)
% This function has no output args, see OutputFcn.
% hObject    handle to figure
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
```



```

% handles      structure with handles and user data (see GUIDATA)
% varargin     command line arguments to IC (see VARARGIN)

% Choose default command line output for IC
handles.output = hObject;

% Update handles structure
guidata(hObject, handles);
imshow('tonotopia.jpg');

% UIWAIT makes IC wait for user response (see UIRESUME)
% uiwait(handles.figure1);

% --- Outputs from this function are returned to the command line.
function varargout = IC_OutputFcn(hObject, eventdata, handles)
% varargout    cell array for returning output args (see VARARGOUT);
% hObject     handle to figure
% eventdata   reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles     structure with handles and user data (see GUIDATA)

% Get default command line output from handles structure
varargout{1} = handles.output;

% --- Executes on button press in canal22.
function canal22_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject     handle to canal22 (see GCBO)
% eventdata   reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles     structure with handles and user data (see GUIDATA)

% Hint: get(hObject,'Value') returns toggle state of canal22

function fonte_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject     handle to fonte (see GCBO)
% eventdata   reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles     structure with handles and user data (see GUIDATA)

% Hints: get(hObject,'String') returns contents of fonte as text
%        str2double(get(hObject,'String')) returns contents of
fonte as a double

% --- Executes during object creation, after setting all
properties.
function fonte_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
% hObject     handle to fonte (see GCBO)
% eventdata   reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles     empty - handles not created until after all CreateFcns
called

% Hint: edit controls usually have a white background on Windows.
%        See ISPC and COMPUTER.
if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'),
get(0,'defaultUiControlBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
end

function destino_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject     handle to destino (see GCBO)
% eventdata   reserved - to be defined in a future version of MATLAB

```

```

% handles      structure with handles and user data (see GUIDATA)

% Hints: get(hObject,'String') returns contents of destino as text
%         str2double(get(hObject,'String')) returns contents of
destino as a double

% --- Executes during object creation, after setting all
properties.
function destino_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
% hObject      handle to destino (see GCBO)
% eventdata    reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles      empty - handles not created until after all CreateFcns
called

% Hint: edit controls usually have a white background on Windows.
%         See ISPC and COMPUTER.
if ispc      &&      isequal(get(hObject,'BackgroundColor'),
get(0,'defaultUiControlBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
end

% --- Executes on button press in canal20.
function canal20_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject      handle to canal20 (see GCBO)
% eventdata    reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles      structure with handles and user data (see GUIDATA)

% Hint: get(hObject,'Value') returns toggle state of canal20

% --- Executes on button press in canal18.
function canal18_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject      handle to canal18 (see GCBO)
% eventdata    reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles      structure with handles and user data (see GUIDATA)

% Hint: get(hObject,'Value') returns toggle state of canal18

% --- Executes on button press in canal16.
function canal16_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject      handle to canal16 (see GCBO)
% eventdata    reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles      structure with handles and user data (see GUIDATA)

% Hint: get(hObject,'Value') returns toggle state of canal16

% --- Executes on button press in canal14.
function canal14_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject      handle to canal14 (see GCBO)
% eventdata    reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles      structure with handles and user data (see GUIDATA)

% Hint: get(hObject,'Value') returns toggle state of canal14

% --- Executes on button press in canal12.
function canal12_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject      handle to canal12 (see GCBO)
% eventdata    reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles      structure with handles and user data (see GUIDATA)

```

```

% Hint: get(hObject,'Value') returns toggle state of canal12

% --- Executes on button press in canal10.
function canal10_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to canal10 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)

% Hint: get(hObject,'Value') returns toggle state of canal10

% --- Executes on button press in canal8.
function canal8_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to canal8 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)

% Hint: get(hObject,'Value') returns toggle state of canal8

% --- Executes on button press in canal6.
function canal6_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to canal6 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)

% Hint: get(hObject,'Value') returns toggle state of canal6

% --- Executes on button press in canal4.
function canal4_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to canal4 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)

% Hint: get(hObject,'Value') returns toggle state of canal4

% --- Executes on button press in canal2.
function canal2_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to canal2 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)

% Hint: get(hObject,'Value') returns toggle state of canal2

% --- Executes on button press in canal21.
function canal21_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to canal21 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)

% Hint: get(hObject,'Value') returns toggle state of canal21

% --- Executes on button press in canal5.
function canal5_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to canal5 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)

% Hint: get(hObject,'Value') returns toggle state of canal5

```

```

% --- Executes on button press in canal19.
function canal19_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to canal19 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)

% Hint: get(hObject,'Value') returns toggle state of canal19

% --- Executes on button press in canal9.
function canal9_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to canal9 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)

% Hint: get(hObject,'Value') returns toggle state of canal9

% --- Executes on button press in canal17.
function canal17_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to canal17 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)

% Hint: get(hObject,'Value') returns toggle state of canal17

% --- Executes on button press in canal15.
function canal15_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to canal15 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)

% Hint: get(hObject,'Value') returns toggle state of canal15

% --- Executes on button press in canal13.
function canal13_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to canal13 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)

% Hint: get(hObject,'Value') returns toggle state of canal13

% --- Executes on button press in canal7.
function canal7_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to canal7 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)

% Hint: get(hObject,'Value') returns toggle state of canal7

% --- Executes on button press in canal11.
function canal11_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to canal11 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)

% Hint: get(hObject,'Value') returns toggle state of canal11

% --- Executes on button press in canal3.

```

```

function canal3_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject      handle to canal3 (see GCBO)
% eventdata    reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles      structure with handles and user data (see GUIDATA)

% Hint: get(hObject,'Value') returns toggle state of canal3

% --- Executes on button press in canall.
function canall_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject      handle to canall (see GCBO)
% eventdata    reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles      structure with handles and user data (see GUIDATA)

% Hint: get(hObject,'Value') returns toggle state of canall

% --- Executes on button press in botao.
function botao_Callback(hObject, eventdata, handles)
%fonte = get(handles.fonte,'Value');
global fonte PathName destino

clc

destino = [PathName 'IC_' fonte]
set(handles.text5,'String',destino);

fprintf('Banco de filtros com Butterworth de ordem 6\n');

[x,Fs,nb] = wavread(fonte);
ordem = size(x);
if ordem(2) == 2
    x = (x(:,1) + x(:,2))/2;
end
%sound(x,Fs);
L = length(x);
t = (0:1:(L-1))/Fs;

% Ordem do filtro
n = 6;

% Canal 22
Fpass1 = 188;                    % First Passband Frequency
Fpass2 = 313;                    % Second Passband Frequency
fc22 = sqrt(Fpass1^2 + Fpass2^2); % Frequência central do filtro
Wn = [Fpass1 Fpass2]/(Fs/2);
[B22,A22] = butter(n/2, Wn);

% Canal 21
Fpass1 = 313;                    % First Passband Frequency
Fpass2 = 438;                    % Second Passband Frequency
fc21 = sqrt(Fpass1^2 + Fpass2^2); % Frequência central do filtro
Wn = [Fpass1 Fpass2]/(Fs/2);
[B21,A21] = butter(n/2, Wn);

% Canal 20
Fpass1 = 438;                    % First Passband Frequency
Fpass2 = 563;                    % Second Passband Frequency
fc20 = sqrt(Fpass1^2 + Fpass2^2); % Frequência central do filtro
Wn = [Fpass1 Fpass2]/(Fs/2);
[B20,A20] = butter(n/2, Wn);

% Canal 19
Fpass1 = 563;                    % First Passband Frequency
Fpass2 = 688;                    % Second Passband Frequency

```

```

fc19 = sqrt(Fpass1^2 + Fpass2^2); % Frequência central do filtro
Wn = [Fpass1 Fpass2]/(Fs/2);
[B19,A19] = butter(n/2, Wn);

% Canal 18
Fpass1 = 688; % First Passband Frequency
Fpass2 = 813; % Second Passband Frequency
fc18 = sqrt(Fpass1^2 + Fpass2^2); % Frequência central do filtro
Wn = [Fpass1 Fpass2]/(Fs/2);
[B18,A18] = butter(n/2, Wn);

% Canal 17
Fpass1 = 813; % First Passband Frequency
Fpass2 = 938; % Second Passband Frequency
fc17 = sqrt(Fpass1^2 + Fpass2^2); % Frequência central do filtro
Wn = [Fpass1 Fpass2]/(Fs/2);
[B17,A17] = butter(n/2, Wn);

% Canal 16
Fpass1 = 938; % First Passband Frequency
Fpass2 = 1063; % Second Passband Frequency
fc16 = sqrt(Fpass1^2 + Fpass2^2); % Frequência central do filtro
Wn = [Fpass1 Fpass2]/(Fs/2);
[B16,A16] = butter(n/2, Wn);

% Canal 15
Fpass1 = 1063; % First Passband Frequency
Fpass2 = 1188; % Second Passband Frequency
fc15 = sqrt(Fpass1^2 + Fpass2^2); % Frequência central do filtro
Wn = [Fpass1 Fpass2]/(Fs/2);
[B15,A15] = butter(n/2, Wn);

% Canal 14
Fpass1 = 1188; % First Passband Frequency
Fpass2 = 1438; % Second Passband Frequency
fc14 = sqrt(Fpass1^2 + Fpass2^2); % Frequência central do filtro
Wn = [Fpass1 Fpass2]/(Fs/2);
[B14,A14] = butter(n/2, Wn);

% Canal 13
Fpass1 = 1438; % First Passband Frequency
Fpass2 = 1688; % Second Passband Frequency
fc13 = sqrt(Fpass1^2 + Fpass2^2); % Frequência central do filtro
Wn = [Fpass1 Fpass2]/(Fs/2);
[B13,A13] = butter(n/2, Wn);

% Canal 12
Fpass1 = 1688; % First Passband Frequency
Fpass2 = 1938; % Second Passband Frequency
fc12 = sqrt(Fpass1^2 + Fpass2^2); % Frequência central do filtro
Wn = [Fpass1 Fpass2]/(Fs/2);
[B12,A12] = butter(n/2, Wn);

% Canal 11
Fpass1 = 1938; % First Passband Frequency
Fpass2 = 2188; % Second Passband Frequency
fc11 = sqrt(Fpass1^2 + Fpass2^2); % Frequência central do filtro
Wn = [Fpass1 Fpass2]/(Fs/2);
[B11,A11] = butter(n/2, Wn);

% Canal 10
Fpass1 = 2188; % First Passband Frequency
Fpass2 = 2563; % Second Passband Frequency
fc10 = sqrt(Fpass1^2 + Fpass2^2); % Frequência central do filtro

```

```

Wn = [Fpass1 Fpass2]/(Fs/2);
[B10,A10] = butter(n/2, Wn);

% Canal 9
Fpass1 = 2563; % First Passband Frequency
Fpass2 = 2938; % Second Passband Frequency
fc9 = sqrt(Fpass1^2 + Fpass2^2); % Frequência central do filtro
Wn = [Fpass1 Fpass2]/(Fs/2);
[B9,A9] = butter(n/2, Wn);

% Canal 8
Fpass1 = 2938; % First Passband Frequency
Fpass2 = 3438; % Second Passband Frequency
fc8 = sqrt(Fpass1^2 + Fpass2^2); % Frequência central do filtro
Wn = [Fpass1 Fpass2]/(Fs/2);
[B8,A8] = butter(n/2, Wn);

% Canal 7
Fpass1 = 3438; % First Passband Frequency
Fpass2 = 3938; % Second Passband Frequency
fc7 = sqrt(Fpass1^2 + Fpass2^2); % Frequência central do filtro
Wn = [Fpass1 Fpass2]/(Fs/2);
[B7,A7] = butter(n/2, Wn);

% Canal 6
Fpass1 = 3938; % First Passband Frequency
Fpass2 = 4563; % Second Passband Frequency
fc6 = sqrt(Fpass1^2 + Fpass2^2); % Frequência central do filtro
Wn = [Fpass1 Fpass2]/(Fs/2);
[B6,A6] = butter(n/2, Wn);

% Canal 5
Fpass1 = 4563; % First Passband Frequency
Fpass2 = 5313; % Second Passband Frequency
fc5 = sqrt(Fpass1^2 + Fpass2^2); % Frequência central do filtro
Wn = [Fpass1 Fpass2]/(Fs/2);
[B5,A5] = butter(n/2, Wn);

% Canal 4
Fpass1 = 5313; % First Passband Frequency
Fpass2 = 6063; % Second Passband Frequency
fc4 = sqrt(Fpass1^2 + Fpass2^2); % Frequência central do filtro
Wn = [Fpass1 Fpass2]/(Fs/2);
[B4,A4] = butter(n/2, Wn);

% Canal 3
Fpass1 = 6063; % First Passband Frequency
Fpass2 = 6938; % Second Passband Frequency
fc3 = sqrt(Fpass1^2 + Fpass2^2); % Frequência central do filtro
Wn = [Fpass1 Fpass2]/(Fs/2);
[B3,A3] = butter(n/2, Wn);

% Canal 2
Fpass1 = 6938; % First Passband Frequency
Fpass2 = 7938; % Second Passband Frequency
fc2 = sqrt(Fpass1^2 + Fpass2^2); % Frequência central do filtro
Wn = [Fpass1 Fpass2]/(Fs/2);
[B2,A2] = butter(n/2, Wn);

% Canal 1
Fpass1 = 7938; % First Passband Frequency
Fpass2 = 8938; % Second Passband Frequency
fc1 = sqrt(Fpass1^2 + Fpass2^2); % Frequência central do filtro
Wn = [Fpass1 Fpass2]/(Fs/2);

```

```

[B1,A1] = butter(n/2, Wn);

% Filtro passa-baixa
[B,A] = cheby1(5,0.5,100/Fs,'low') ;

c22 = get(handles.canal22,'Value');
c21 = get(handles.canal21,'Value');
c20 = get(handles.canal20,'Value');
c19 = get(handles.canal19,'Value');
c18 = get(handles.canal18,'Value');
c17 = get(handles.canal17,'Value');
c16 = get(handles.canal16,'Value');
c15 = get(handles.canal15,'Value');
c14 = get(handles.canal14,'Value');
c13 = get(handles.canal13,'Value');
c12 = get(handles.canal12,'Value');
c11 = get(handles.canal11,'Value');
c10 = get(handles.canal10,'Value');
c9 = get(handles.canal9,'Value');
c8 = get(handles.canal8,'Value');
c7 = get(handles.canal7,'Value');
c6 = get(handles.canal6,'Value');
c5 = get(handles.canal5,'Value');
c4 = get(handles.canal4,'Value');
c3 = get(handles.canal3,'Value');
c2 = get(handles.canal2,'Value');
c1 = get(handles.canal1,'Value');

if c22 == 1
    y22 = filter(B22,A22,x);
    ya22 = abs(y22);
    z22 = filter(B,A,ya22);
    u22 = z22' .*cos(2*pi*fc22*t);
else
    y22 = zeros(length(x),1);
    u22 = y22';
end

if c21 == 1
    y21 = filter(B21,A21,x);
    ya21 = abs(y21);
    z21 = filter(B,A,ya21);
    u21 = z21' .*cos(2*pi*fc21*t);
else
    y21 = zeros(length(x),1);
    u21 = y21';
end

if c20 == 1
    y20 = filter(B20,A20,x);
    ya20 = abs(y20);
    z20 = filter(B,A,ya20);
    u20 = z20' .*cos(2*pi*fc20*t);
else
    y20 = zeros(length(x),1);
    u20 = y20';
end

if c19 == 1
    y19 = filter(B19,A19,x);
    ya19 = abs(y19);
    z19 = filter(B,A,ya19);
    u19 = z19' .*cos(2*pi*fc19*t);
else

```



```

        y19 = zeros (length(x), 1);
        u19 = y19';
    end

    if c18 == 1
        y18 = filter (B18,A18,x);
        ya18 = abs (y18);
        z18 = filter (B,A,ya18);
        u18 = z18' .*cos (2*pi*fc18*t);
    else
        y18 = zeros (length(x), 1);
        u18 = y18';
    end

    if c17 == 1
        y17 = filter (B17,A17,x);
        ya17 = abs (y17);
        z17 = filter (B,A,ya17);
        u17 = z17' .*cos (2*pi*fc17*t);
    else
        y17 = zeros (length(x), 1);
        u17 = y17';
    end

    if c16 == 1
        y16 = filter (B16,A16,x);
        ya16 = abs (y16);
        z16 = filter (B,A,ya16);
        u16 = z16' .*cos (2*pi*fc16*t);
    else
        y16 = zeros (length(x), 1);
        u16 = y16';
    end

    if c15 == 1
        y15 = filter (B15,A15,x);
        ya15 = abs (y15);
        z15 = filter (B,A,ya15);
        u15 = z15' .*cos (2*pi*fc15*t);
    else
        y15 = zeros (length(x), 1);
        u15 = y15';
    end

    if c14 == 1
        y14 = filter (B14,A14,x);
        ya14 = abs (y14);
        z14 = filter (B,A,ya14);
        u14 = z14' .*cos (2*pi*fc14*t);
    else
        y14 = zeros (length(x), 1);
        u14 = y14';
    end

    if c13 == 1
        y13 = filter (B13,A13,x);
        ya13 = abs (y13);
        z13 = filter (B,A,ya13);
        u13 = z13' .*cos (2*pi*fc13*t);
    else
        y13 = zeros (length(x), 1);
        u13 = y13';
    end
end

```

```

if c12 == 1
    y12 = filter(B12,A12,x);
    ya12 = abs(y12);
    z12 = filter(B,A,ya12);
    u12 = z12' .*cos(2*pi*fc12*t);
else
    y12 = zeros(length(x),1);
    u12 = y12';
end

if c11 == 1
    y11 = filter(B11,A11,x);
    ya11 = abs(y11);
    z11 = filter(B,A,ya11);
    u11 = z11' .*cos(2*pi*fc11*t);
else
    y11 = zeros(length(x),1);
    u11 = y11';
end

if c10 == 1
    y10 = filter(B10,A10,x);
    ya10 = abs(y10);
    z10 = filter(B,A,ya10);
    u10 = z10' .*cos(2*pi*fc10*t);
else
    y10 = zeros(length(x),1);
    u10 = y10';
end

if c9 == 1
    y9 = filter(B9,A9,x);
    ya9 = abs(y9);
    z9 = filter(B,A,ya9);
    u9 = z9' .*cos(2*pi*fc9*t);
else
    y9 = zeros(length(x),1);
    u9 = y9';
end

if c8 == 1
    y8 = filter(B8,A8,x);
    ya8 = abs(y8);
    z8 = filter(B,A,ya8);
    u8 = z8' .*cos(2*pi*fc8*t);
else
    y8 = zeros(length(x),1);
    u8 = y8';
end

if c7 == 1
    y7 = filter(B7,A7,x);
    ya7 = abs(y7);
    z7 = filter(B,A,ya7);
    u7 = z7' .*cos(2*pi*fc7*t);
else
    y7 = zeros(length(x),1);
    u7 = y7';
end

if c6 == 1
    y6 = filter(B6,A6,x);
    ya6 = abs(y6);
    z6 = filter(B,A,ya6);

```

```

        u6 = z6' .* cos(2*pi*fc6*t);
    else
        y6 = zeros(length(x),1);
        u6 = y6';
    end

    if c5 == 1
        y5 = filter(B5,A5,x);
        ya5 = abs(y5);
        z5 = filter(B,A,ya5);
        u5 = z5' .* cos(2*pi*fc5*t);
    else
        y5 = zeros(length(x),1);
        u5 = y5';
    end

    if c4 == 1
        y4 = filter(B4,A4,x);
        ya4 = abs(y4);
        z4 = filter(B,A,ya4);
        u4 = z4' .* cos(2*pi*fc4*t);
    else
        y4 = zeros(length(x),1);
        u4 = y4';
    end

    if c3 == 1
        y3 = filter(B3,A3,x);
        ya3 = abs(y3);
        z3 = filter(B,A,ya3);
        u3 = z3' .* cos(2*pi*fc3*t);
    else
        y3 = zeros(length(x),1);
        u3 = y3';
    end

    if c2 == 1
        y2 = filter(B2,A2,x);
        ya2 = abs(y2);
        z2 = filter(B,A,ya2);
        u2 = z2' .* cos(2*pi*fc2*t);
    else
        y2 = zeros(length(x),1);
        u2 = y2';
    end

    if c1 == 1
        y1 = filter(B1,A1,x);
        ya1 = abs(y1);
        z1 = filter(B,A,ya1);
        u1 = z1' .* cos(2*pi*fc1*t);
    else
        y1 = zeros(length(x),1);
        u1 = y1';
    end

    y = y22 + y21 + y20 + y19 + y18 + y17 + y16 + y15 + y14 + y13 + y12
+ y11 + y10 + y9 + y8 + y7 + y6 + y5 + y4 + y3 + y2 + y1;

    u = u22 + u21 + u20 + u19 + u18 + u17 + u16 + u15 + u14 + u13 + u12
+ u11 + u10 + u9 + u8 + u7 + u6 + u5 + u4 + u3 + u2 + u1;

    sound(u,Fs);

```

```

wavwrite(u,Fs,nb,destino);

set(handles.pushbutton5,'Enable','on');

% hObject      handle to botao (see GCBO)
% eventdata    reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles      structure with handles and user data (see GUIDATA)

% --- Executes on button press in pushbutton2.
function pushbutton2_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject      handle to pushbutton2 (see GCBO)
% eventdata    reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles      structure with handles and user data (see GUIDATA)

% --- Executes on button press in pushbutton3.
function pushbutton3_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject      handle to pushbutton3 (see GCBO)
% eventdata    reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles      structure with handles and user data (see GUIDATA)
global fonte PathName

[fonte PathName] = uigetfile('*.wav','Selecione o arquivo WAV para
processar');
fonte
PathName
set(handles.text4,'String',[PathName fonte]);
set(handles.pushbutton4,'Enable','on');

% --- Executes on button press in pushbutton4.
function pushbutton4_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject      handle to pushbutton4 (see GCBO)
% eventdata    reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles      structure with handles and user data (see GUIDATA)
global fonte PathName
[x,Fs] = wavread([PathName fonte]);
sound(x,Fs);

% --- Executes on button press in pushbutton5.
function pushbutton5_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject      handle to pushbutton5 (see GCBO)
% eventdata    reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles      structure with handles and user data (see GUIDATA)
global destino PathName
[x,Fs] = wavread(destino);
sound(x,Fs);

```