

**UNIVERSIDADE FEDERAL DA PARAÍBA**  
**CENTRO DE CIÊNCIAS E TECNOLOGIA**  
**COORDENAÇÃO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA**

**Estudo de Sistemas de Estimulação  
Eletrotátil para Percepção de  
Informações Sonoras**

**Aléssio Trindade de Barros**

**Campina Grande - PB**

**1996**

**Aléssio Trindade de Barros**

# **Estudo de Sistemas de Estimulação Eletrotátil para Percepção de Informações Sonoras**

*Dissertação submetida ao corpo docente da Coordenação dos  
Cursos de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da  
Universidade Federal da Paraíba - Campus II, como parte  
dos requisitos necessários para obtenção do grau de Mestre  
em Engenharia Elétrica.*

**Gurdip Singh Deep, Ph.D**

Orientador

**Raimundo Carlos Silvério Freire, Dr. Ing**

Orientador

Campina Grande - Paraíba

1996



B277e Barros, Alessio Trindade de  
Estudo de sistemas de estimulacao eletrotatil para  
percepcao de informacoes sonoras / Alessio Trindade de  
Barros. - Campina Grande, 1996.  
126 f.

Dissertacao (Mestrado em Engenharia Eletrica) -  
Universidade Federal da Paraiba, Centro de Ciencias e  
Tecnologia.

1. Acustica - 2. Reabilitacao de Surdos 3. Estimulos  
Eletrocuteaneos 4. Auxilio Auditivo - 5. Dissertacao I.  
Deep, Gurdip Singh, Dr. II. Freire, Raimundo Carlos  
Silverio, Dr. III. Universidade Federal da Paraiba -  
Campina Grande (PB) IV. Titulo

CDU 612.85:364-786(043)

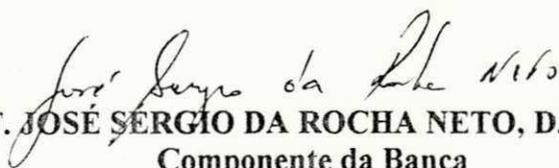
**ESTUDO DE SISTEMAS DE ESTIMULAÇÃO ELETROTÁTIL PARA PERCEPÇÃO  
DE INFORMAÇÕES SONORAS**

**ALÉSSIO TRINDADE DE BARROS**

Dissertação Aprovada em 26.06.1996



**PROF. GURDIP SINGH DEEP, Ph.D., UFPB**  
Orientador



**PROF. JOSÉ SÉRGIO DA ROCHA NETO, D.Sc., UFPB**  
Componente da Banca



**PROF. JOSÉ FELÍCIO DA SILVA, Dr., UFPB**  
Componente da Banca

CAMPINA GRANDE - PB  
Junho - 1996

*À Deus.*

*À minha mãe.*

*À Diva e à Cora.*

*Aos meus familiares.*

*À memória de meu inesquecível pai  
e de meu inseparável avô.*

# Agradecimentos

O autor agradece:

à Universidade Federal da Paraíba - Campus II, pela oportunidade oferecida;

ao Laboratório de Instrumentação Eletrônica, pela estrutura e apoio, desde os tempos de iniciação científica;

à Escola Técnica Federal da Paraíba, pelo apoio;

aos Professores Orientadores Gurdip Singh Deep e Raimundo Carlos Silvério Freire, pela especial colaboração, confiança e compreensão na orientação deste estudo;

ao professor Antonio Marcus Nogueira Lima, pelas sugestões oferecidas no decorrer deste trabalho;

a Evilacy, pela amizade e realizações conjuntas durante nossa estada em Campina Grande;

ao Baiano, Flavão, Leonardo, Stênio, Isabel, Carlinhos, Jonívio, Ilton, Cláudio, Rogério, João e Jefferson, por contribuir de alguma forma para a realização deste trabalho.

Finalmente, a todas as pessoas que contribuíram direta ou indiretamente para a realização do presente estudo.

## RESUMO

Realiza-se um estudo sobre a percepção de informações acústicas através da estimulação eletrocutânea. Inicialmente analisa-se a educação especial para surdos e o desenvolvimento de equipamentos para auxílio auditivo, através da utilização de estímulos eletrocutâneos. Expõe-se o estado-da-arte no desenvolvimento da estimulação eletrotátil como sentido alternativo, como também, as técnicas empregadas na área de processamento de voz para reabilitação de surdos, através de estímulos eletrotáteis. Após isto, desenvolve-se um estimulador eletrocutâneo para aplicação em pesquisas posteriores, utilizando-se estimulação eletrocutânea. O estimulador eletrocutâneo, de uso geral, é capaz de gerar sinais monofásicos ou bifásicos, tendo uma amplitude máxima de corrente de 5mA. Ao final, apresenta-se temas para realização de pesquisas subseqüentes, além de se propor sistemas para estimulação eletrocutânea aplicados ao auxílio auditivo.

# ÍNDICE

<b>Agradecimentos</b> .....	<b>iv</b>
<b>Resumo</b> .....	<b>v</b>
<b>Lista de Figuras</b> .....	<b>x</b>
<b>Lista de Tabelas</b> .....	<b>xii</b>
<b>Lista de Abreviaturas</b> .....	<b>xiii</b>
<b>Introdução</b> .....	<b>1</b>
<b>Capítulo 1</b>	
Educação para Deficientes Auditivos .....	<b>7</b>
1.1 Introdução .....	<b>7</b>
1.2 Comunicação .....	<b>8</b>
1.2.1 Linguagem .....	<b>9</b>
1.2.2 Voz, Fala e Audição .....	<b>10</b>
1.3 Deficientes Auditivos .....	<b>12</b>
1.3.1 Educação Especial - Deficientes Auditivos.....	<b>14</b>
1.3.2 Eletrônica Aplicada a Educação Auditiva.....	<b>16</b>

1.3.2.1	Panorama Histórico .....	16
1.3.2.2	Dispositivos para Educação e Auxílio Auditivo .....	19

## Capítulo 2

Estimulação Eletrocutânea .....	22
2.1 Introdução .....	22
2.2 A Pele .....	24
2.2.1 Eletrodos para Estimulação Eletrocutânea .....	25
2.3 Estudo dos Sentidos - Psicofísica .....	27
2.4 Sinal de Estimulação Eletrocutânea .....	30
2.5 Pesquisas Psicofísicas - Estimulação Eletrocutânea .....	33
2.5.1 Pulsos Monofásicos .....	34
2.5.1.1 Atributos de Intensidade de Estimulação .....	35
2.5.1.2 Atributos de Frequência de Estimulação .....	39
2.5.1.3 Dependência de Sensação de Intensidade em Função da Frequência do Sinal de Estimulação .....	41
2.5.2 Sinal de Estimulação Bifásico .....	44
2.7.3 Estimulação com Dois Eletrodos .....	46

## Capítulo 3

Processamento de Voz para Auxílio à Reabilitação Auditiva .....	50
3.1 Introdução .....	50
3.2 Características e Percepção do Sinal de Voz .....	51
3.2.1 A Produção da Fala .....	53
3.2.2 A Percepção da Fala .....	54

3.3 Processamento para Reconhecimento de Voz.....	54
3.3.1 Extração de Parâmetros de Voz.....	58
3.3.2 Processamento de Voz para Reabilitação Auditiva.....	61
3.3.2.1 Modulação do Sinal de Estimulação Eletrocutânea pelo Parâmetro de Voz.....	64

## Capítulo 4

Estimulador Eletrocutâneo.....	67
4.1 Introdução .....	67
4.2 Estimulador Eletrocutâneo .....	68
4.2.1 Características Operacionais do Estimulador Eletrocutâneo .....	70
4.2.2 Estimulador Eletrocutâneo - Circuitos .....	72
4.2.2.1 Fonte de Corrente.....	73
4.2.2.2 Fonte de Corrente Monofásica.....	74
4.2.2.3 Fonte de Corrente Bifásica.....	76
4.2.2.4 Estimulador Eletrocutâneo.....	76
4.2.3 Configuração do Estimulador .....	79
4.2.4 Testes Realizados .....	81
4.2.4.1 Ajuste para Operação do Estimulador.....	82
4.2.4.2 Operação no Modo Monofásico.....	83
4.2.4.3 Operação no Modo Bifásico .....	85

## Capítulo 5

Conclusão.....	87
5.1 Introdução .....	87

5.2 Propostas de Pesquisas.....	90
5.2.1 Pesquisa em Estimulação Eletrocutânea Aplicada na Recepção de Parâmetros Acústicos.....	92
5.4.2 Levantamento Geral dos Atributos da Estimulação Eletrocutânea como Sentido Secundário .....	93
5.4.3 Estímulos Monofásicos com Bursts .....	94
5.4.4 Estudo de Estímulos Senoidais .....	97
5.4.5 Estudo de Estímulos Bifásicos .....	98
5.4.6 Implementação de Vocoder com Divisão Espectral.....	99
5.3 Comentários Finais.....	101
<b>Bibliografia.....</b>	<b>102</b>
<b>Apêndice A - Classificação de Deficientes Auditivos .....</b>	<b>109</b>
<b>Apêndice B - Psicofísica.....</b>	<b>111</b>
<b>Apêndice C - Proposta de Vocoder Tátil para Auxílio Auditivo .....</b>	<b>116</b>
<b>Apêndice D - Estimulador Eletrocutâneo Linear.....</b>	<b>125</b>

# LISTA DE FIGURAS

<b>Título da Figura.....</b>	<b>página</b>
1.1 Diagrama de Blocos de Sistema para Auxílio Auditivo .....	17
1.2 Exemplo de Realimentação de Entonação para o Surdo.....	20
2.1 Eletrodo Concêntrico e seus Parâmetros .....	26
2.2 Pulsos Monofásicos e Pulsos Bifásicos.....	31
2.3 Pulso de Estimulação Monofásico.....	34
2.4 Sinais de Estimulação S1 e S2.....	37
2.5 Gráfico de JND(PW) x PW .....	39
2.6 Gráfico de JND(PR) x PR.....	41
2.7 Sinal de Estimulação Bifásico.....	45
2.8 Curva Típica de TPDT x frequência.....	48
3.1 Sistema de Comunicação Oral.....	52
3.2 Sistema Típico para Reconhecimento de Voz .....	56
3.3 Sistema para Reconhecimento de Voz.....	57
3.4 Exemplo de Extração de Parâmetros de Voz.....	59

3.5 Divisor Espectral.....	63
4.1 Módulo para Estimulação Eletrocutânea .....	69
4.2 Formatos de Entrada para o Estimulador Eletrocutâneo.....	71
4.3 Sinais de Saída para o Estimulador Eletrocutâneo .....	71
4.4 Diagrama de Blocos do Estimulador Eletrocutâneo .....	72
4.5 Espelho de Corrente .....	74
4.6 Fonte de Estimulação Monofásica Positiva .....	75
4.7 Fonte de Estimulação Monofásica Negativa .....	75
4.8 Estimulador Eletrocutâneo.....	78
4.9 Relação entre Corrente de Saída do Estimulador e Resistência de Carga para $V_{cc} = 15V$ .....	82
5.1 Pulso Monofásico Simples .....	94
5.2 Pulso Monofásico com “Bursts” .....	95
5.3 Vocoder Eletrotátil em Diagrama de Blocos .....	99

## LISTA DE TABELAS

<b>Título da Tabela.....</b>	<b>página</b>
Tabela 1 - Compensação de PW para o estímulo padrão de 10 pps.....	43
Tabela 2 - Configuração do Estimulador Eletrocutâneo .....	80
Tabela 3 - Corrente de Saída em Função da Resistência de Carga para o Modo Monofásico Positivo.....	84
Tabela 4 - Corrente de Saída em Função da Resistência de Carga para o Modo Monofásico Negativo .....	85
Tabela 5 - Corrente de Saída do Estimulador Bifásico em Função da Carga.....	86

## LISTA DE ABREVIATURAS

DA - Diâmetro do eletrodo ativo

DI - Diâmetro externo do dielétrico

DD - Diâmetro externo do eletrodo dispersivo

JND - Mínima variação entre parâmetros de estimulação que gera uma percepção diferenciada no sujeito sob estimulação.

PW - Largura de pulso monofásico

PWo - Largura de pulso inicial

DP - Desvio Padrão

pps - Pulsos por segundo

PR - Frequência de pulsos

W - Largura de pulso bifásico

PRR - Taxa de repetição de pulsos

D - Atraso anterior a inicialização do primeiro pulso

IPI - Distância entre as fases positivas e negativas de um pulso bifásico

I - Intensidade de corrente

NPB - Número de pulsos por "burst"

TPDT - Limiar de Discriminação entre dois pontos

MTPDT - Limiar mínimo de discriminação entre dois pontos

Fm - Frequência de ocorrência do MTPDT

SBW - Faixa de passagem de TPDT

# ***Introdução***

---

O ser humano vive em um processo de contínua interação entre os acontecimentos exteriores e sua vivência interior, que resulta nos seus atos cotidianos, e em uma escala maior, no desenvolvimento da sociedade. Tal processo permite a vida em comunidade e a consciência do mundo como ele é, sendo essencial para a existência do homem e de sua sociedade.

O deficiente sensorial tem uma percepção dos acontecimentos exteriores alterada com relação aos outros indivíduos, o que influi em sua capacidade de comunicação. Um ser humano com deficiência sensorial possui, então, dificuldades de desenvolvimento pessoal e de adaptação social, a depender do tipo e grau de sua deficiência [4].

Dentre as deficiências sensoriais, as da visão e audição são as que mais influem na capacidade de integração social de um indivíduo. A deficiência auditiva, especificamente, influi na capacidade de comunicação oral do indivíduo.

A comunicação oral se utiliza da linguagem, que é a transmissão de conceitos através da fala. Pelo sentido auditivo a voz é captada no meio acústico, e após um processamento mental, esta informação é decodificada em conceitos da linguagem [2].

Um defeito no canal de recepção sonora compromete a audição de um indivíduo, e conseqüentemente a qualidade de comunicação oral por ele praticada. Com essa deficiência de audição, o indivíduo não aprende a falar nem compreende a linguagem oral.

A captação da informação sonora pelos deficientes auditivos, é um problema cuja solução depende dos tipos de deficiências auditivas existentes. Cruickshank [8], classifica os indivíduos com perda auditiva de acordo com a influência que esta perda de audição tem sobre o desenvolvimento da fala e da linguagem. Segundo ele, existem deficientes com: ligeira perda auditiva, duros de ouvido, com surdês grave, e profundamente surdos (apêndice A).

Os indivíduos com ligeira perda de audição e os duros de ouvido, podem adequar-se à comunicação oral através de amplificadores de som. Os portadores de surdês grave percebem alguns sons, requerendo a utilização de amplificadores, chamados de “Hearing Aids”, e a participação em escolas de educação especial para surdos, afim de aprenderem a falar. Os profundamente surdos não escutam sons e precisam aprender a linguagem e a fala em uma escola especial para surdos.

A reabilitação do surdo passa pela recepção da informação sonora por um canal alternativo. Em alguns casos, é possível a colocação de um implante coclear [9]. Os canais alternativos existentes para a recepção de informações sonoras são o tato e a visão.

Através da visão é possível ao deficiente realizar a leitura labial, observando-se os movimentos articulatórios da boca do locutor. Além disso, pesquisas são realizadas no sentido de processar-se a informação acústica recebida, por meio de dispositivos eletrônicos, gerando-se imagens relacionadas à informação acústica captada [18, 19, 20,

22, 29, 28]. Neste caso, o deficiente vê em uma tela a codificação visual da informação acústica da fala.

Na educação de deficientes auditivos, o tato é utilizado, intuitivamente, como sensor das vibrações acústicas produzidas pela fala [4]. Como exemplos, em uma sala de educação especial para surdos, o deficiente é orientado para perceber, através do tato, a vibração de um alto-falante em funcionamento; em outros exercícios, é orientado para tomar consciência da vibração do ar próximo a boca de uma pessoa falando. Em Engenharia de Reabilitação, aproveita-se a percepção tátil no desenvolvimento de equipamentos cujo objetivo é a recepção da informação acústica e a transmissão, ao deficiente, de estímulos táteis modulados pela mesma. Tais estímulos podem ser de vibração [15, 30, 32, 33, 34, 35, 36, 38] ou elétricos [11, 16, 17, 15, 25, 26, 27].

O estímulo visual tem a desvantagem de impedir a observação de eventos paralelos. Por outro lado, os deficientes não estão familiarizados com os estímulos táteis. A grande vantagem de um receptor de informações sonoras que utiliza estímulos táteis é a possibilidade de observação de eventos paralelos. A estimulação por estímulos elétricos, ou eletrotáteis, permite, através da microeletrônica, a miniaturização do receptor, possibilitando, com mais simplicidade, o desenvolvimento de equipamentos portáteis.

Para utilização da estimulação eletrocutânea como sentido tátil é necessário o desenvolvimento de experimentos psicofísicos, visando-se determinar os estímulos táteis e seus parâmetros de variação. Apesar de não se ter uma completa definição da estimulação eletrocutânea como modalidade sensorial, a mesma já é utilizada no desenvolvimento de projetos para recepção de informações sonoras, óticas e proprioceptivas [29, 33, 34, 45, 48, 51].

No Brasil, pesquisas com ênfase em reabilitação visual e proprioceptiva, envolvendo a recepção de informações eletrotáteis foram realizadas na UNICAMP [45, 46, 50]. No decorrer deste trabalho não se encontrou relatos de grupos de pesquisa na área de recepção sonora por canais táteis.

Neste trabalho, se estuda a recepção de informações sonoras por estímulos eletrotáteis, pelos deficientes de audição. O tema surgiu da constatação de que, se é possível a uma máquina reconhecer voz, por que não poderia um ser humano, através do sentido eletrotátil, reconhecer também?

A idéia, que parecia até um pouco ingênua, começou a fundamentar-se a partir da leitura do trabalho “Sistema de Estimulação Tátil para Recepção de Informações Ópticas”[45], desenvolvido por pesquisadores da UNICAMP. Dai, decidiu-se iniciar no Laboratório de Instrumentação e Controle (LIEC), da UFPB, um conjunto de pesquisas em torno da recepção de informações sonoras por estimulação eletrotátil. Primariamente, optou-se por compreendê-lo nos seus limites teóricos.

Este trabalho teve os seguintes objetivos:

1. Realizar um levantamento do estado-da-arte no desenvolvimento da estimulação eletrocutânea como canal tátil alternativo para recepção de informações sonoras por deficientes de audição;
2. Construir um estimulador eletrocutâneo para ser utilizado em pesquisas de percepção de estímulos eletrocutâneos, de acordo com os fundamentos teóricos abordados nesta dissertação.

A seguir descreve-se a organização desta dissertação.

No primeiro capítulo expõe-se a situação do deficiente auditivo nato, quanto a sua integração social entre pessoas que não possuem deficiência auditiva, ressaltando-se a necessidade de uma educação que lhe ensine a fala, e o raciocínio baseado na linguagem dos ouvintes normais. É feita uma descrição dos métodos utilizados na educação especial para deficientes auditivos. Mostra-se que este tipo de educação baseia-se nos sentidos do tato e da visão para educação do deficiente quanto a habilidade de falar, compreender a fala, a importância da linguagem e do som no cotidiano da sociedade. Constata-se ao fim que a aplicação da eletrônica neste contexto auxilia no desenvolvimento de técnicas mais eficazes de educação especial, além de possibilitar novas formas de reabilitar o indivíduo deficiente.

No segundo capítulo aborda-se a estimulação eletrocutânea como meio de transmissão da informação sonora para o deficiente auditivo. Descreve-se as qualidades sensoriais da estimulação eletrocutânea e seus limiares, baseados na psicofísica. Com base em resultados experimentais relatados na literatura, são descritos os sinais de estimulação eletrocutânea utilizados, bem como seus parâmetros e limiares.

No terceiro capítulo descreve-se os métodos de processamento de voz existentes, e as técnicas utilizadas para extração de parâmetros de voz aplicadas ao auxílio a reabilitação de deficientes auditivos. Ao final, analisa-se as possibilidades de modulação do sinal de estimulação monofásico a partir dos parâmetros extraídos da voz.

No quarto capítulo relata-se o desenvolvimento de um estimulador eletrocutâneo. O mesmo é capaz de realizar estimulação monofásica ou bifásica, além de fornecer uma intensidade de corrente máxima de 5mA.

No quinto capítulo são apresentadas as conclusões e discussões finais.

# Capítulo 1

## *Educação para Deficientes Auditivos*

### **1.1 Introdução**

Os deficientes da audição possuem dificuldade de comunicar-se oralmente com a mesma eficiência dos indivíduos com audição normal.

A diminuição da capacidade de comunicação oral afeta a integração social do indivíduo. Quanto maior for sua deficiência, maior será a dificuldade de adaptação social e desenvolvimento pessoal. Existem então, formas de educação específicas para deficientes de audição, visando proporcionar aos mesmos, uma integração social normal.

Os indivíduos que necessitam de educação especial são os portadores de surdês grave e os profundamente surdos[8] (apêndice A). Aqueles que apresentam tais deficiências desde o nascimento possuem maiores dificuldades de integração social.

A educação especial visa proporcionar ao surdo a capacidade de falar, compreender a linguagem e perceber a fala expressa por outras pessoas. Existem diversas técnicas para realizar este tipo de educação [4]. Como auxílio a utilização de tais técnicas, instrumentos eletrônicos são desenvolvidos, visando completar, por um sentido alternativo, o elo sonoro que não existe satisfatoriamente, em função da deficiência auditiva. Assim, a eletrônica pode ser aplicada no desenvolvimento de aparelhos, tanto no auxílio à educação especial de surdos, como no auxílio ao entendimento da fala por deficientes auditivos.

## **1.2 Comunicação**

Os homens reúnem-se em sociedade, na qual cada indivíduo possui seus próprios interesses, que devem ser associados aos de outras pessoas, juntamente com as leis, os costumes e tradições estabelecidas, em um processo de ajustamento social [1]. A aglutinação de tais informações possui como etapa essencial a comunicação, que é um fator fundamental na integração e progresso de uma sociedade. A comunicação configura-se como forma de expressão dos interesses individuais e coletivos, sendo essencial para a formação do senso comum e a satisfação dos anseios individuais.

O homem comunica-se com o mundo exterior através da emissão de estímulos que tornam-se perceptíveis a outros seres humanos. Tal percepção se dá no correto funcionamento dos sentidos, na atividade mental normal e na codificação apropriada dos

estímulos emitidos, de acordo com os costumes dos seres humanos. Se um destes elos encontra-se defeituoso, há uma perda da capacidade de comunicação.

### 1.2.1 Linguagem

A linguagem é o fenômeno da comunicação entre os homens [3]. É a transmissão dos conceitos através de elementos simbólicos e convencionados. A voz, a fala, a escrita, a audição e os gestos são exemplos de tais elementos.

Desde o nascimento o homem encontra-se envolto em sons, e naturalmente aprende a decodificá-los atribuindo-lhes um significado. Também apreende intuitivamente aspectos gramaticais da linguagem, coordenando palavras para formar frases que expressam seus anseios. De tanto escutar, aprende a coordenar seus órgãos fonatórios de modo a reproduzir os sons, aprendendo a falar.

A linguagem possibilita a organização, desenvolvimento e comunicação do pensamento, além de ser um permanente estímulo para que se formem conceitos, permitindo ao indivíduo a plena expansão de suas tendências [4]. Embora haja muitas formas de linguagem - como a escrita, por gestos, ou por sinais previamente combinados - a linguagem falada é o código mais usado na vida diária.

A linguagem falada está profundamente arraigada nas estruturas de raciocínio do ser humano. A estrutura do pensamento termina por ser desenvolvida em função de

estruturas da linguagem. O pensamento e as idéias humanas parecem surgir, mentalmente, expressos em palavras e frases [2]. É o momento em que o homem toma consciência do que sente, e está apto a expressá-lo. Por outro lado, a linguagem humana está relacionada com a audição. É através da audição que os homens identificam os sons, discriminam, memorizam e elaboram conceitos que são verbalmente transmitidos. A fala, normalmente, é um condicionamento de voz que o indivíduo adquire imitando as impressões acústicas codificadas e recebidas pela audição.

O deficiente auditivo de nascença, surdo ou profundamente surdo, não passa naturalmente pelos processos acima descritos. É claro que desenvolve uma linguagem, possuindo, além de uma maneira de expressar seus interesses e pensamentos, formas peculiares de raciocínio. O problema é que estas formas de raciocínio e comunicação, desenvolvidas naturalmente e tão óbvias para o deficiente, são obscuras para o ser humano com audição normal. Este fato leva o deficiente auditivo, em função de não possuir a linguagem falada, a ter dificuldades de integração social.

### **1.2.2 Voz, Fala e Audição**

O som é a manifestação acústica percebida pelo sentido auditivo. Por isto é um fator primordial para a comunicação oral. Escutar e reproduzir sons, dentro de um código de sinais, resulta, para o ser humano, no ato de transmissão dos conteúdos da mente.

A voz, a fala e a audição são elementos fundamentais da linguagem [5]. A voz é a produção, que o ser humano faz, de sons, através das cordas vocais. É o elemento sonoro da comunicação. Assim, apresenta características acústicas, tais como: a intensidade, que é a força ou volume em que o som é produzido; a altura, que determina o tom grave ou agudo do som, isto é, relaciona-se com sua frequência; e o timbre, que, definido pelos componentes harmônicos do espectro do som é o que, como exemplo, caracteriza e diferencia sons de instrumentos distintos. É a detecção e análise de tais características acústicas que permitem o reconhecimento da informação contida na voz.

A fala é a produção dos fonemas<sup>1</sup> com articulação na palavra. Articulação é o contato que os órgãos fonatórios tem, ora em uma região, ora em outra região bucal, resultando em sons diferentes que se combinam, formando a comunicação verbal [3]. De fato, a fala diferencia-se da voz e da linguagem. A voz é simplesmente a sonoridade. A fala é a voz articulada; e a linguagem oral é a transmissão de conceitos através de voz e fala. Como exemplos: o cachorro tem voz; o papagaio tem voz e fala; e o homem, exclusivamente, é capaz de transformar a realidade em palavras e elaborar conceitos numa vivência interior.

A voz é controlada pela audição do locutor. Através dela o indivíduo determina a intensidade, a altura, o timbre e a duração de sua voz. A audição implica na aptidão para escutar, e é um elemento essencial para o aprendizado da fala. Daí ser o deficiente auditivo, surdo ou profundamente surdo, inapto naturalmente tanto ao reconhecimento como a produção da fala.

---

<sup>1</sup> Fonemas são todos os sons capazes de estabelecer distinção significativa entre duas palavras de uma língua, sem apresentar, no entanto, significação própria[6].

### **1.3 Deficientes Auditivos**

A comunicação falada, através da linguagem, é de fundamental importância no desenvolvimento do ser humano. A presença da linguagem e do estímulo sonoro envolvendo um indivíduo, desde o seu nascimento, faz com que o mesmo apreenda os conceitos da linguagem e da comunicação naturalmente. A partir daí tais conceitos estarão presentes em sua vivência interior, na forma de encadear os próprios pensamentos [4].

O indivíduo com uma audição permanentemente comprometida, sofre desvantagens que produzem um impacto em seu desenvolvimento e ajustamento social. Os distúrbios auditivos influem de maneira drástica, não só no desenvolvimento, mas também por toda a vida, no uso das habilidades de comunicação pela linguagem. Daí, como a linguagem é necessária à comunicação social e a aprendizagem acadêmica, torna-se evidente que o dano causado por um distúrbio da audição representa muito mais do que a simples redução ou perda do sentido auditivo. Esta deficiência tornará o indivíduo uma pessoa difícil de integrar-se socialmente, a menos que lhe seja providenciada uma educação especial [8].

O caso mais crítico de deficiência auditiva é o nascimento de uma criança com surdes grave ou profundamente surda. O processo de educação especial deve começar desde cedo. Tal educação deve ter uma componente normal, baseada numa sala de aula comum, e uma especial, que deve proporcionar ao deficiente um entendimento do mundo sonoro, da fala e da linguagem.

A dificuldade de comunicação entre deficientes auditivos e indivíduos com audição normal não se encontra apenas no problema dos deficientes compreenderem a linguagem oral normal, mas também na dificuldade do indivíduo sem deficiência auditiva entender o tipo de comunicação do deficiente. Assim, a inexistência de uma linguagem em comum termina por segregar a minoria deficiente.

A linguagem dos gestos, por exemplo, é um meio de comunicação eficiente entre deficientes auditivos e outros indivíduos dispostos a aprendê-la [7]. Tais indivíduos encontram-se em geral nos grupos intimamente ligados aos deficientes, quais sejam: familiares, amigos e profissionais da área. Aquele que não trava contato rotineiro com deficientes de audição, não se dispõe, e nem mesmo possui a prática diária, para desenvolver a linguagem dos gestos. Por exemplo, o que se pode dizer sobre a qualidade de comunicação entre um cobrador de ônibus e um deficiente auditivo que deseja alguma informação? Em geral, tem-se um total desencontro, desfavorecendo o deficiente.

A educação especial consiste em proporcionar ao deficiente auditivo a aptidão para desenvolver e utilizar a linguagem. É possível ensiná-lo a comunicar-se oralmente utilizando outros sentidos, bem como sua audição residual<sup>2</sup> [8]. Os métodos utilizados pela educação especial são descritos na próxima seção.

---

<sup>2</sup> Audição residual: o deficiente auditivo, em alguns casos possui resíduos de audição em algumas faixas de frequência, que apesar de não permitir a discriminação auditiva, possibilita a percepção de ruídos.

### 1.3.1 Educação Especial - Deficientes Auditivos

A educação especial visa suprir as necessidades dos deficientes auditivos quanto a articulação da palavra, compreensão da linguagem e entendimento da fala. Para satisfazer tal propósito, procura fornecer estímulos alternativos aos deficientes, de forma que indiquem a presença do mundo sonoro.

A metodologia para educação especial de deficientes auditivos possui cinco etapas fundamentais que são: preparação para a fala, ensino da fala, treinamento auditivo, leitura da fala, e aquisição e consciência da linguagem[4]. Estas etapas possuem os objetivos resumidos citados a seguir.

*Preparação para a fala* ⇒ prepara a musculatura para a fala, controlando a saliva e dosando a saída e entrada do ar. São executados exercícios que intervêm na formação da palavra, utilizando a língua, lábios, mandíbula, palato e técnicas respiratórias.

*Ensino da fala* ⇒ Através da utilização de outros sentidos, como visão e tato, ou do aproveitamento da audição residual, quando o indivíduo não é absolutamente surdo, é dado um treinamento no sentido do indivíduo ser capaz de reproduzir sons.

*Treinamento Auditivo* ⇒ Dá ao deficiente o conhecimento da existência dos som. Objetiva-se que identifique e localize som e

silêncio, além de sons de duração, frequência e ritmos diferentes. A realimentação se dá principalmente observando-se, através dos sentidos do tato e da visão, a vibração acústica presente no ambiente.

*Leitura da fala* ⇒ Tem o objetivo de dotar o deficiente da capacidade de interpretar os movimentos articulatórios das palavras faladas pelo locutor.

*Aquisição e Consciência da Linguagem* ⇒ Tem o objetivo de dar, ampliar e corrigir o vocabulário, dando ao deficiente a compreensão exata do significado das palavras. O deficiente, assim, passa a organizar o pensamento de maneira correta e clara, estabelecendo a conexão entre a linguagem e as atividades que visam a cultura geral.

Os procedimentos acima descritos visam fornecer ao deficiente um conhecimento e uma forma de ação aprendidas naturalmente pelos indivíduos normais, por meio da audição. No caso dos indivíduos sem deficiência auditiva, desde o nascimento, escutam os sons, que por sua vez os estimulam, através da imitação, a utilizar seus próprios órgãos fonatórios. Este processo de realimentação está presente na educação especial para deficientes auditivos, sendo que os canais utilizados são os sentidos do tato e da visão. Desta forma o deficiente não ouve a pessoa falar, mas vê seus órgãos fonatórios movimentarem-se; não ouve a voz, mas sente sua vibração.

O desenvolvimento tecnológico nas áreas de tratamento de voz e imagem pode permitir a criação de um excelente elo de realimentação nos procedimentos de ensino da

educação especial para deficientes auditivos. Não por acaso, encontram-se na literatura, diversos trabalhos neste sentido[13, 14, 16, 17, 18, 19, 21, 24, 25, 41, 42, 43, 44, 49].

Na próxima seção analisa-se vários aspectos da aplicação da eletrônica como auxílio a educação especial e ao reconhecimento de voz para deficientes auditivos.

### **1.3.2 Eletrônica Aplicada à Educação Auditiva**

#### *1.3.2.1 Panorâma Histórico*

O primeiro dispositivo, de fato, para auxílio a deficientes auditivos foi provavelmente um amplificador juntamente com um fone de ouvido [15]. Os mesmos podiam ser utilizados por pessoas moderadamente surdas, e também pelos que possuíam audição residual. Esta prática, porém, nem sempre mostrou bons resultados, pois observou-se que, em geral, adicionada a perda de audibilidade, associa-se uma perda da capacidade de discriminação, que dificulta a análise e processamento do sinal de voz recebido. Assim, apesar dos amplificadores transmitirem informação acústica para os deficientes, os mesmos não conseguem decodificar esta informação.

Por volta de 1920, através do pioneirismo da Companhia Telefônica Bell, desenvolveu-se pesquisas para a recepção de informação sonora por meio de estímulos táteis[10, 11, 12, 14]. No caso, se fez uso de estimuladores vibro táteis. Tais sistemas

consistiam basicamente de um microfone, acompanhado de um amplificador e um vibrador eletromecânico. O processo desenvolvido encontra-se representado na Figura 1.1:

Neste sistema, a voz é convertida em sinal elétrico e este sinal faz vibrar um elemento, em contato com a pele. O indivíduo percebe a vibração sonora por meio de estímulos vibro táteis. A faixa de frequência perceptível para a vibração tátil, no entanto, não é a mesma faixa de frequências da voz, sendo inclusive, bem menor. Por exemplo, o sistema formado pelo microfone, amplificador e elemento vibratório, excursionava nas frequências de saída entre 100 e 800 Hz, cuja vibração podia ser percebida pelo tato. A transmissão completa do sinal de voz (300 a 3400 Hz) era impossibilitada, a menos que sofresse um processamento anterior.



Figura 1.1 - Diagrama de Blocos de Sistema para Auxílio Auditivo

O desenvolvimento de protótipos para auxílio auditivo prosseguiu. Na década 40, existiram pesquisas envolvendo a transmissão da informação acústica por meios visuais. Também por este período, com o advento de tecnologias desenvolvidas no decorrer da segunda guerra mundial, passou-se a realizar um processamento de voz, utilizando a técnica dos “vocoders”. Buscava-se adequar o espectro de voz ao espectro do sentido alternativo utilizado.

As pesquisas para transmissão de informação acústica por meios visuais, iniciaram-se por volta de 1947, em laboratórios da companhia Bell. A partir daí, diversos estudos evoluíram nesta área [18, 19, 20, 22, 23]. Atualmente, encontra-se trabalhos de psicologia avaliando a influência destes sistemas no auxílio a educação auditiva [42, 43].

Nas décadas 60 e 70 houve uma tendência para o desenvolvimento de estimuladores táteis através de vibrações mecânicas. Rothenberg(1979) [16] apresentou um detetor de som para surdos, consistindo basicamente de dois microfones, cada um, alimentando um estimulador eletromecânico. Entre o microfone e o estimulador não existe processamento espectral algum. Os microfones são dispostos um em cada lado da cabeça do indivíduo. O autor relata a satisfação dos surdos em perceber sons triviais da vida humana, como o tilintar dos sinos de uma igreja. Outros trabalhos seguiram-se a este, envolvendo o desenvolvimento de estimuladores com processamento espectral [11, 16, 17, 21] e a análise da sensibilidade do tato aos estímulos vibratórios [23, 25, 26, 27].

As perspectivas da estimulação eletrocutânea, com o desenvolvimento crescente da microeletrônica e das técnicas digitais de processamento são muito boas. Este fato levou, a partir da década 70 ao desenvolvimento de estimuladores eletrocutâneos para transmissão de informações aos deficientes sensoriais. O esforço de pesquisas para este tipo de estimulação também ocorreu na área de reabilitação visual. Pode-se encontrar, então, na literatura, pesquisas visando determinar os parâmetros de sensação e percepção do sentido eletro tátil [29, 31, 32, 33, 34, 35, 37, 46, 48], e o desenvolvimento paralelo de sistemas para estimulação eletrocutânea [45, 48].

### *1.3.2.2 Dispositivos Para Educação e Auxílio Auditivo*

Os dispositivos para auxílio auditivo se subdividem em dois tipos: educativos e para o entendimento da fala.

Os dispositivos aplicados em etapas educativas são aqueles utilizados apenas no processo de aprendizagem da fala. São aparelhos que podem realizar o processamento em tempo real, ou não; que não precisam ser portáteis; e que possuem a capacidade de fornecer uma realimentação ao usuário no que se refere as ações por ele praticadas no meio acústico. Dispositivos como este podem se enquadrar nas atividades de ensino da fala, treinamento auditivo, leitura da fala e aquisição e consciência da linguagem. Pode-se encontrar na literatura dispositivos: que detectam e informam a entonação da voz; os que informam sobre o movimento labial e aqueles que transmitem diversas características do espectro da voz para o usuário.

Um dos problemas da produção da fala pelos deficientes auditivos está na sua entonação incorreta. A fala soa estranha e é muitas vezes de difícil entendimento, apesar dos fonemas serem articulados corretamente. Para educar a fala dos deficientes na entonação correta, existem dispositivos que extraem o tom da voz e o transmite ao indivíduo via um sentido alternativo. Em um processo de aprendizagem, o deficiente sente sua entonação, podendo compará-la com a entonação correta. Na literatura, existem trabalhos que tratam desta questão [11, 16, 17]. O diagrama genérico de um dispositivo deste tipo encontra-se na Figura 1.2.

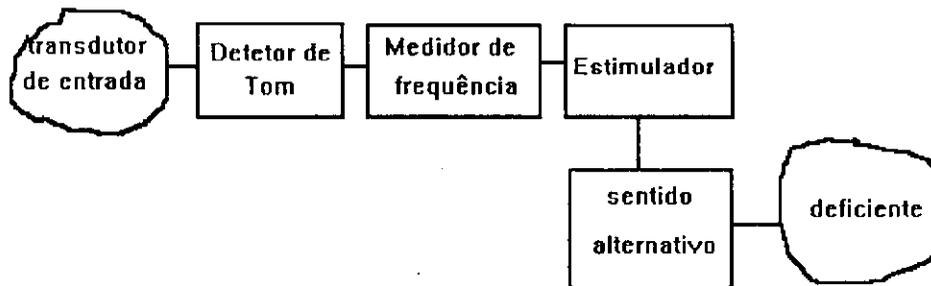


Figura 1.2 - Exemplo de realimentação de entonação para o surdo

Os sistemas para auxílio auditivo que trazem informação do movimento labial são muito úteis no ensino da leitura labial, principalmente como realimentação dos movimentos articulatórios da fala do deficiente, o que lhe permitirá um melhor aprendizado da maneira de falar. Tais informações, em geral, são transmitidas pela visão[19, 20, 28].

Com o objetivo de transmitir ao deficiente informações gerais sobre o mundo acústico, permitindo ao indivíduo detectar sons e fala, a informação acústica deve ser transmitida por um sentido alternativo, quer seja o tato ou a visão. Um dispositivo como este pode ser adaptado a rotina do indivíduo, como elemento portátil, auxiliando na leitura labial e na atenção a ruídos, e proporcionando o entendimento da fala. Tais dispositivos diferenciam-se dos educativos em função da necessidade de portabilidade e processamento on-line da informação acústica. O sentido mais apropriado para ser utilizado neste contexto é o tato, por permitir a atenção a eventos paralelos. Encontra-se, na literatura

pesquisada, dispositivos com estas características, utilizando-se estimulação vibro tátil [11, 21, 52]. Nesta dissertação, em particular, analisa-se a estimulação eletrocutânea como sentido secundário, aplicada ao desenvolvimento de sistemas para auxílio ao entendimento da fala.

# ***Capítulo 2***

---

## ***Estimulação Eletrocutânea***

### ***2.1 Introdução***

A estimulação eletrocutânea pode funcionar como um canal alternativo ao sentido da audição. Este seria um meio de transmitir-se informações sonoras para os deficientes auditivos. Na verdade, existem outros canais alternativos, passíveis de aproveitamento, tais como a visão e a estimulação vibro tátil.

Tendo-se a visão como canal alternativo, pode-se gerar imagens que representem os parâmetros característicos da voz. Assim, um indivíduo treinado pode, através da observação visual de tais imagens, compreender as informações contidas no meio acústico. Uma desvantagem observada com relação ao tato, é que, no momento em que a visão estiver sendo usada como canal alternativo, impossibilita-se sua utilização em outras funções, tais como a atenção a gestos e eventos paralelos, inibindo inclusive a capacidade

de mobilidade. Por outro lado, a vantagem maior deste processo, reside no fato de o deficiente estar trabalhando um sentido com o qual está plenamente familiarizado.

Quando se estimula o tato através de vibrações mecânicas, visando-se a transmissão de informações acústicas, faz-se uso da estimulação vibro tátil como canal alternativo ao sentido auditivo. Uma vantagem que este processo apresenta é a possibilidade de utilizar-se o tato em eventos paralelos, ou seja, quando houver estimulação, não se perde a capacidade de realização de outras funções, mantendo-se a capacidade de mobilidade e atenção a outros eventos. A desvantagem reside no tamanho de um módulo de estimulação vibro tátil, já que, por utilizar elementos mecânicos para transmitir a vibração, sua miniaturização é de difícil implementação.

A estimulação eletrocutânea [29] consiste na aplicação de estímulos elétricos na pele do indivíduo. Na variação do sinal de estimulação, portanto, se transmite a informação acústica. Como o sistema de estimulação vibro tátil, este processo de estimulação também permite a capacidade de mobilidade. Entretanto tem as vantagens da possibilidade de miniaturização do sistema de estimulação, e da realização de um melhor contato físico entre o estimulador e a pele. A desvantagem que o mesmo apresenta é a pequena familiarização que as pessoas tem com este tipo de estimulação, refletindo-se numa dificuldade de aprendizagem e percepção dos estímulos eletrocutâneos. Além disso, é necessário o desenvolvimento de estudos psicofísicos a fim de delimitar os atributos da estimulação eletrocutânea, isto é, os parâmetros perceptíveis, suas faixas de variação e a natureza das sensações associadas aos mesmos.

Neste capítulo analisa-se a estimulação eletrocutânea. Aborda-se a configuração de eletrodos e os estímulos eletrocutâneos comumente empregados. Trata-se ainda, da

necessidade de se realizar um estudo psicofísico abrangente sobre a estimulação eletrocutânea, e descreve-se experiências neste sentido, obtidas na literatura, juntamente com os resultados relatados.

## **2.2 A Pele**

A pele exerce uma variedade de funções no corpo humano [30]. Por exemplo, constitui-se uma barreira contra ferimentos; é impermeável à água, prevenindo a perda de líquidos pelo corpo; é servida de vasos sanguíneos, participando da regulação da temperatura do corpo; e por fim, possui múltiplos receptores sensoriais, mantendo o sistema nervoso em contato com o meio ambiente. A pele é constituída de duas camadas distintas - uma externa, não vascularizada, e outra subjacente, ricamente provida de vasos sanguíneos, denominada derme. Em termos de estimulação eletrocutânea para transmissão de informações pelo canal tátil, a camada exterior - a epiderme, desempenha o papel mais importante na interface entre a pele e o eletrodo para estimulação eletrocutânea. Esta camada consiste de cinco subcamadas internas, que são constantemente renovadas. As células formam-se constantemente na subcamada mais profunda. Daí, são continuamente empurradas para as camadas superiores. Ao atingirem a superfície do corpo, tornam-se desidratadas e semelhantes a escamas. A camada mais externa de células está morta, e as células se desprendem continuamente, dando condições para que novas células se formem abaixo [30]. Como o tecido epitelial resultante, desidratado, exibe uma resistência elétrica alta, há a necessidade de, ao realizar-se uma estimulação eletrocutânea, umedecer-se o

tecido, pois o mesmo, quando hidratado, oferece uma menor resistência a corrente elétrica [29].

A pele varia suas características, dependendo da sua localização no corpo. Por exemplo, as superfícies da palma da mão e planta do pé são significativamente mais espessas que as outras. É observado que tal espessura corresponde, a uma maior resistência elétrica do tecido que forma a superfície da pele [29]. Estas superfícies exibem uma grande faixa de passagem a estímulos vibratórios, útil na discriminação da textura. Contudo, embora superiores em resolução ponto-a-ponto, quando comparados ao tronco, possuem uma área consideravelmente menor.

Em termos de estimulação eletrocutânea, existem estudos que procuram determinar os parâmetros psicofísicos e suas faixas de percepção para diversas partes do corpo.

### **2.2.1 Eletrodos para Estimulação Eletrocutânea**

A escolha de materiais para eletrodos de estimulação deve levar em consideração as reações químicas que ocorrem na interface entre o eletrodo e a pele. Se uma corrente de estimulação causar oxidação no material do eletrodo, o mesmo deteriora-se, limitando seu tempo de vida e aumentando a concentração de íons de material do eletrodo na vizinhança do mesmo, o que pode ser tóxico para o usuário. Os melhores eletrodos para estimulação eletrocutânea são construídos a partir de metais nobres (ou aço inoxidável) os quais

permitem reações químicas mínimas [53]. A configuração de eletrodos concêntrica é utilizada por aumentar a discriminação entre pontos adjacentes e limitar a fuga de correntes. A Figura 2.1 representa um eletrodo concêntrico, com seus parâmetros associados.

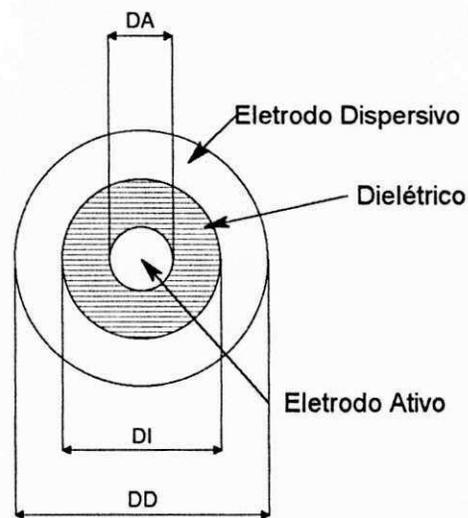


Figura 2.1 - eletrodo concêntrico e seus parâmetros

Em eletrodos para estimulação eletrocutânea, as correntes circulam através de um eletrodo central ativo e retornam através de um eletrodo dispersivo. As dimensões típicas de um eletrodo concêntrico são: 2-10mm para DA, 1-4mm para DI-DA, e 4-100mm para DD - DI [31].

A resistência da superfície da pele é alta devido a desidratação do tecido epitelial. Quando umedecida, é menor que  $10K\Omega$  [29].

### **2.3 Estudo dos Sentidos - Psicofísica**

Para a utilização da estimulação eletrocutânea como sentido alternativo a audição, é fundamental se compreender a maneira como a mesma deve ser realizada. Neste sentido, é preciso definir-se o tipo de estímulo adequado, sua faixa de variação e a percepção associada ao mesmo. Também deve-se compreender os procedimentos adotados para o estudo e análise dos sentidos humanos, que estão compreendidos no ramo da fisiologia dos sentidos.

A fisiologia geral dos órgãos dos sentidos agrupa os princípios que regem todas as percepções sensoriais, através do estudo das funções dos nossos órgãos sensoriais e das estruturas correspondentes do sistema nervoso central. Não há uma abordagem apenas no que se refere às reações físico-químicas que se processam nestas estruturas (fisiologia objetiva dos sentidos), mas ocupa-se também das condições e das normas que regem as sensações e percepções sensoriais (fisiologia subjetiva dos sentidos) [47].

A fisiologia sensorial subjetiva baseia-se nas afirmações do ser humano com referência aos fenômenos que ocorrem no mundo externo: o pesquisador lhes oferece estímulos sensoriais específicos e registra as suas sensações verbais. A psicofísica é um ramo da psicologia que estuda a resposta do ser humano a estímulos sensoriais aplicados

[36]. Seus métodos de pesquisa, juntamente com conceitos básicos são abordados no apêndice B.

No contexto da estimulação eletrocutânea utiliza-se a pele em uma atividade sensorial secundária, capaz de fornecer ao indivíduo informações externas por meio da variação de estímulos elétricos apropriados. Para tal, é preciso realizar-se pesquisas psicofísicas no sentido de definir-se os atributos sensoriais da pele para este tipo de estimulação.

Em um estudo psicofísico, é importante ressaltar-se a diferença entre sensação e percepção, pois tais fatores subjetivos devem ser devidamente considerados. Assim, sensação é o que nossos sentidos sentem quando estimulados. Já a percepção é o resultado de nosso processamento mental ao estímulo percebido. A percepção varia com o estado emocional do indivíduo, sua experiência anterior, sua idade, etc.

Os atributos básicos abordados em um estudo da estimulação eletrocutânea são os seguintes:

#### **1) Atributos de intensidade de estimulação:**

*limiar absoluto* ⇒ é o nível de intensidade de corrente de estimulação na qual o indivíduo, estimulado por um sinal

eletrocutâneo, começa a ter percepção de intensidade de estimulação;

*limiar de dor* ⇒ é o nível de corrente do sinal de estimulação eletrocutânea em que o indivíduo começa a sentir dor;

*limiar diferença* ⇒ é a diferença de intensidade de corrente do pulso de estimulação eletrocutânea em que se percebe dois níveis de intensidade de estimulação distintos.

## 2) Atributos de frequência de estimulação

*limiar absoluto* ⇒ é a frequência do sinal de estimulação eletrocutânea, na qual o indivíduo estimulado começa a ter percepção vibratória;

*limiar terminal* ⇒ é a faixa de frequências do sinal de estimulação em que o indivíduo não mais possui percepção de vibração;

*limiar diferença* ⇒ é a variação de frequência de um sinal de estimulação eletro tátil em que se percebe dois níveis de percepção vibratória distintos.

### 3) Atributo de separação entre dois pontos de estimulação

*limiar de diferença entre dois pontos* ⇒ é a variação da distância entre dois pontos na qual começa a se perceber a estimulação eletrocutânea ocorrendo em dois pontos distintos da pele. Este limiar pode variar com os parâmetros de estimulação, a localização corporal e os indivíduos sob estimulação.

## 2.4 Sinal de Estimulação Eletrocutânea

Na recepção de informações através da estimulação eletrocutânea, a energia que estimula o tato, obviamente, é a elétrica. Como ponto inicial para que se compreenda e utilize a estimulação eletro tátil nesta aplicação, tem-se que conhecer o conjunto de sinais elétricos capazes de estimular o tato, compreendendo-se todas as variáveis pertinentes ao processo.

A definição do sinal de estimulação, os parâmetros de interesse, juntamente com suas faixas de variação, pertence aos domínios da psicofísica, no contexto do jargão de limiares observado na seção anterior.

Os sinais de estimulação eletrocutânea tradicionalmente utilizados , obtidos a partir da literatura, possuem o formato de trem de pulsos e subdividem-se em monofásicos e bifásicos[ 15, 29, 31, 33]. Estes sinais são mostrados na Figura 2.2.

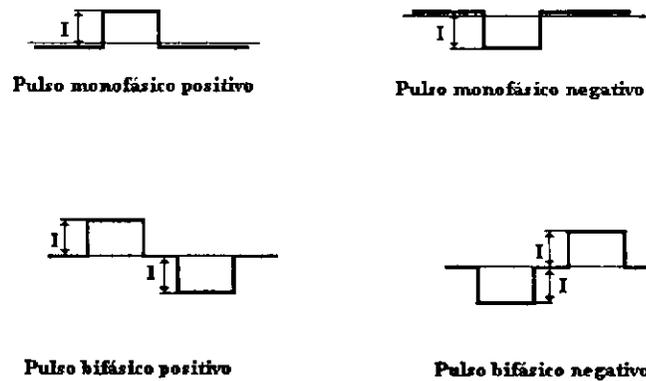


Figura 2.2 - pulsos monofásicos e pulsos bifásicos

Os pulsos monofásicos causam incômodo ao ser humano por transportar cargas elétricas, na forma de íons, sempre em um mesmo sentido, ou seja, com valor médio diferente de zero. Na prática, contudo, se faz um acoplamento capacitivo entre estimulador e eletrodo, eliminando-se o valor médio do sinal de estimulação. Os pulsos bifásicos , por possuírem nível DC zero, não causam o incômodo descrito acima.

Entretanto os mesmos contém um maior número de parâmetros do que os pulsos monofásicos [29].

Visando-se definir os atributos sensoriais do tato, quando utilizado como sentido secundário, através da estimulação eletrocutânea, pesquisadores tem estudado a sensação eletrocutânea estimulada por trem de pulsos, de modo a se identificar os parâmetros relevantes e sua faixa de variação perceptível.

A variação dos parâmetros do sinal pulsante, nas formas da Figura 2, implica em uma alteração da percepção eletrocutânea no ser humano, e o que pergunta-se é: Qual a faixa de variação perceptível para tais parâmetros? Tais parâmetros constituem-se canais de informação independentes entre si? O nível de percepção sensorial associado a variação dos parâmetros do pulso de estimulação eletrocutânea, é homogêneo para os seres humanos? Como variam tais características com as diversas localizações corporais? Existe alguma lei geral que especifique o comportamento do tato como sentido secundário para estimulação eletrocutânea? Apenas com a solução de questões como estas é que será possível o desenvolvimento de instrumentos de uso geral que utilizem estimulação eletrocutânea.

Vários métodos para graduar a sensibilidade psicofísica foram introduzidos para permitir uma estimação da magnitude sensorial [32, 33, 35]. O critério geral, válido para cada sentido, é o de comparar estímulos e sensações, colocando-os em uma escala. O sentido cutâneo, contudo, inclui sensações de variadas diferenças introspectivas, a depender da maneira como é estimulado. Considerando-se que o mesmo, como sentido secundário para estimulação eletrocutânea, não foi exaustivamente estudado, ainda não existe uma metodologia uniforme para o seu estudo.

Nas seções seguintes descreve-se o resultado de pesquisas envolvendo a definição de faixas de variação para os parâmetros de estimulação eletrocutânea, considerando-se pulsos monofásicos, bifásicos e a utilização de mais de um eletrodo para estimulação.

## **2.5 Pesquisas Psicofísicas - Estimulação Eletrocutânea**

Conforme se observou no capítulo 1, existe desde os anos 70, um elevado interesse em desenvolver-se a estimulação eletrocutânea como sentido tátil secundário.

Na prática, observou-se a necessidade de otimização do processo de estimulação, de maneira que uma maior quantidade de informação possa ser transmitida, agradavelmente, a um indivíduo. Deve-se ressaltar: é desejável que a comunicação por via eletrocutânea ocorra independentemente do usuário, ou seja, que os atributos sensoriais definidos sejam compatíveis para toda população.

Não existe na literatura um estudo completo que especifique os atributos sensoriais da estimulação eletro tátil. Tal estudo deveria levar em consideração: a segmentação do grupo sob teste em relação a sexo e idade; as diferentes respostas ao estímulo entre diversas localizações corporais; a faixa de variação de percepção para os estímulos, variando em frequência, intensidade e separação entre pontos de estimulação; a independência entre os parâmetros com relação a percepção sensorial; a influência do

aprendizado na alteração dos níveis de percepção; e um estudo da capacidade do canal para transmissão de informação.

### 2.5.1 Pulsos Monofásicos

Um pulso monofásico, cujo formato encontra-se exposto na Figura 2.3, possui três parâmetros fundamentais, que são: amplitude, frequência e largura de pulso. Quando este tipo de sinal é utilizado como estímulo eletrocutâneo, associa-se ao mesmo duas sensações distintas: as sensações de intensidade e vibração. Neste processo, a depender dos valores dos parâmetros amplitude, frequência e largura de pulso utilizados, pode-se ter sensações compreendidas entre a falta de sensação e a presença de sensações incômodas, como a dor.

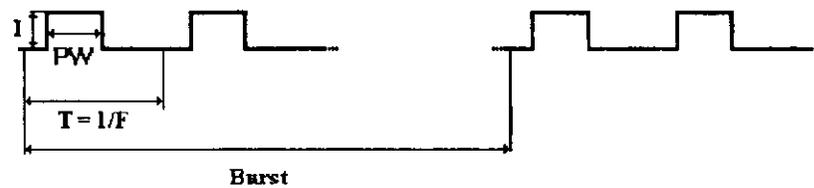


Figura 2.3 - pulso de estimulação monofásico

### *2.5.1.1 Atributos de Intensidade de Estimulação*

A sensação de intensidade está primariamente relacionada a energia transmitida pelo estímulo, isto é, a quantidade de carga deslocada, que por sua vez, está associada a amplitude do sinal e sua largura de pulso.

Inicialmente, para se conhecer a faixa de variação destes parâmetros, é necessário determinar-se os limiares de sensação e dor para a intensidade de estimulação. Depois disto, para se ter um conhecimento do que poderia chamar-se “resolução” do estímulo, obtém-se, na faixa de variação perceptível, os limiares de diferença, que em termos de psicofísica, é definido pelo termo JND (Just Noticeable Difference), e é a diferença de intensidade de corrente ou largura de pulso em que se percebe dois níveis de percepção de intensidade distintos.

O fato de se ter dois parâmetros relacionados a mesma sensação dificulta a obtenção dos limiares. Neste caso, é preciso manter-se uma das variáveis constantes, ou tratar com uma função de duas variáveis. Nos trabalhos encontrados na literatura técnica, constata-se a opção de ajustar-se a intensidade de corrente para um valor confortável ao usuário, e daí, levantar-se testes psicofísicos com relação ao parâmetro largura de pulso.

Quanto aos limiares de sensação de intensidade associados a largura de pulso, é relatado que indivíduos estimulados por sinais com pulsos de largura maior que 1000  $\mu\text{s}$ , podem ter sensações incômodas [33]. O limiar de sensação encontra-se na faixa de 10 a 50  $\mu\text{s}$  [33, 35].

Szeto et alli (1979)[33] descreveu a participação de um grupo de pessoas em um experimento para determinação de uma função psicométrica da estimulação eletrocutânea. A sensação de intensidade foi estudada através da variação sistemática da largura de pulsos aplicados. Em termos práticos, a amplitude do sinal foi ajustada pelo indivíduo sob testes, em um patamar em que o mesmo considerou como confortável. A metodologia de testes utilizada foi a aplicação alternada de dois estímulos eletrocutâneos no antebraço esquerdo dos indivíduos, através de um eletrodo de estimulação concêntrico. A função psicofísica foi inspecionada através do procedimento de <sup>1</sup>Weber, que trata da medição do limiar de diferença necessário para que uma nova sensação seja percebida (<sup>2</sup>JND - Just Noticeable Difference). Considerou-se dois sinais - S<sub>1</sub> e S<sub>2</sub> -, aplicados alternadamente no mesmo eletrodo e controlados, quanto a largura de pulsos, pelo sujeito sob testes. A cada valor nominal de largura de pulsos (PW), três medidas ascendentes e descendentes de JND foram realizadas.

Na comparação ascendente, o indivíduo sob testes varia a largura de pulso dos sinais S1 e S2 simetricamente. No princípio os sinais possuem a mesma largura de pulsos (PW<sub>0</sub> = PW<sub>1</sub> - largura de pulso inicial), e percebe-se a mesma sensação de intensidade para ambos os sinais. O indivíduo sob testes, então, varia a largura dos pulsos, aumentando a largura em S1 e diminuindo em S2, simetricamente, conforme se vê na Figura 2.4. Este processo estaciona no momento em que o indivíduo perceber sensações de intensidade distintas. O valor de <sup>2</sup>JND será calculado, para cada valor de largura de pulso inicial.

---

<sup>1</sup>Weber foi um dos precursores da psicofísica, que estabeleceu uma lei que dizia: "quanto maior for um estímulo (I), maior será o incremento ( $\Delta I$ ) necessário para o mesmo ser sentido, e a relação entre incremento e estímulo permanece constante (K) ( $\Delta I/I = K$ )."

<sup>2</sup>JND = ( $\Delta I/I$ ) \* 100

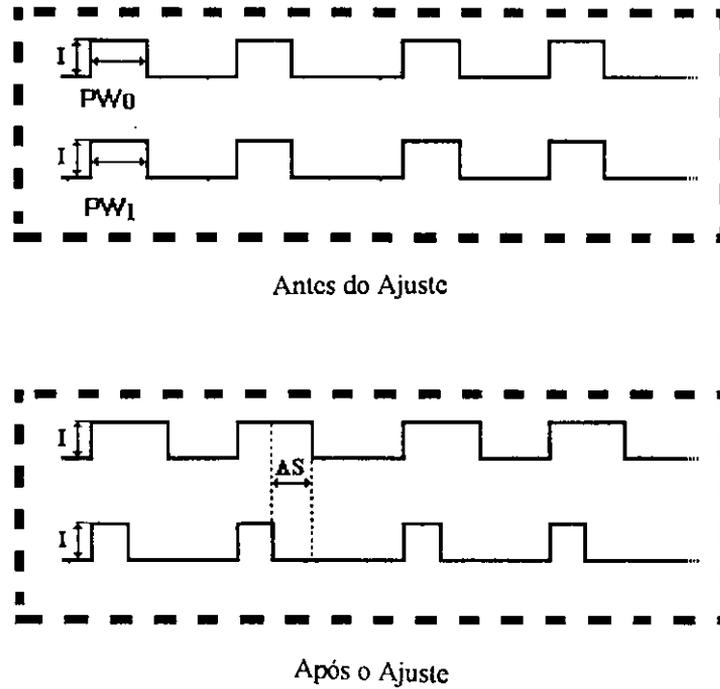


Figura 2.4 - Sinais de Estimulação S1 e S2

Na comparação descendente, os sinais S1 e S2 são ajustados em larguras de pulso distintas e claramente percebidas como sensações de intensidade diferentes pelo indivíduo sob testes. A partir daí, a largura de pulso destes sinais é reajustada no sentido de atingir-se a percepção de duas sensações táteis idênticas, quando se calcula, da mesma forma que na comparação ascendente, o valor de JND para  $PW_0$ .

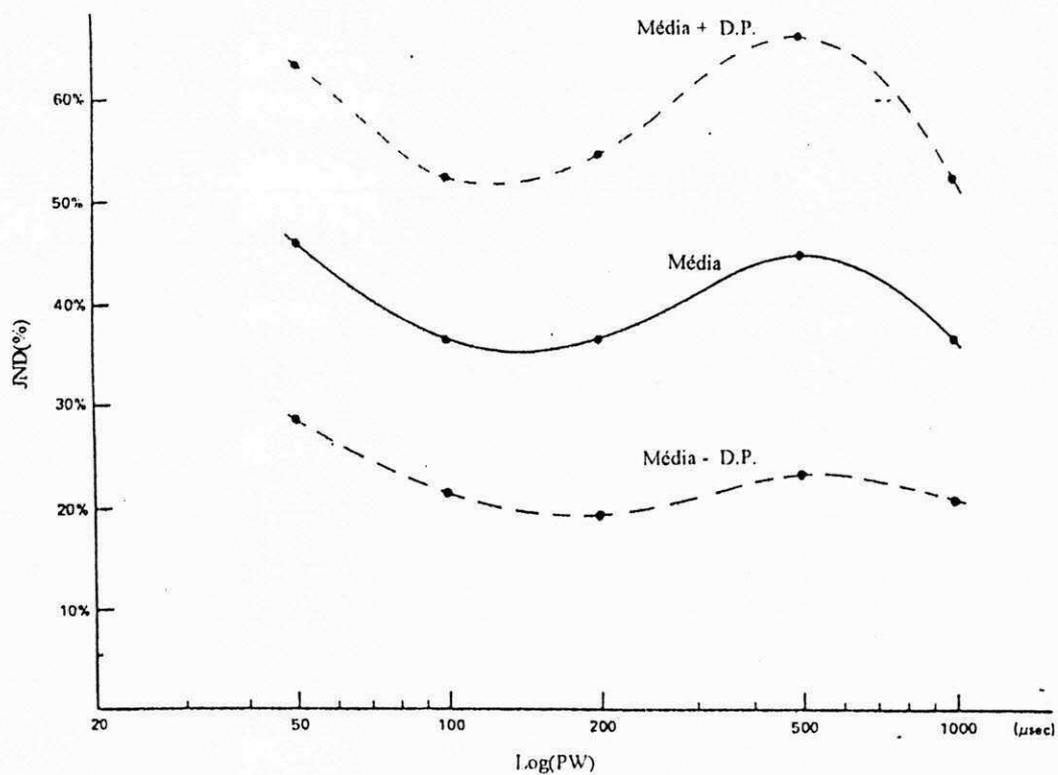
Na realização dos testes, 5 valores nominais foram selecionados para a largura de pulsos inicial: 50, 100, 200, 500 e 1000  $\mu$ s. A frequência de S1 e S2 foi ajustada em 15pps e a corrente de pico ajustada, pelo indivíduo sob testes, em um valor entre 2,5mA e 6,5 mA. Para cada sujeito sob testes foi levantada uma curva de JND em função da largura de pulso inicial ( $PW_0 = PW_1$ ). Obteve-se, então, a curva de JND média, em função das curvas obtidas para cada indivíduo. O gráfico da Figura 2.5 expressa os resultados obtidos com esse experimento.

Tem-se uma curva média de variação de JND em função da largura de pulso do estímulo; e a informação do grau de dispersão dos resultados em torno da média, representado pelas curvas “Média + <sup>3</sup>D.P.” e “Média - <sup>3</sup>D.P. ”. Neste caso, quanto menor for a dispersão dos resultados em torno da média, representada pelo desvio-padrão, maior será a homogeneidade das sensações observadas entre os indivíduos que foram estimulados. Além disso, para cada valor de largura de pulso, o respectivo JND médio representa a sensibilidade do indivíduo à variação da largura de pulso, e quanto menor for o JND, maior será esta sensibilidade.

Os resultados mostrados na Figura 2.5, então, expressam a existência de uma região de menor sensibilidade em torno de 50  $\mu$ s e 500  $\mu$ s, sendo que a dispersão dos resultados em torno da média é maior em torno de 500  $\mu$ s. Entre 100  $\mu$ s e 200  $\mu$ s há uma região de maior sensibilidade. Observou-se que pulsos com largura maiores que 1000  $\mu$ s podem gerar sensações incômodas em alguns indivíduos.

---

<sup>3</sup>D.P. - Desvio Padrão

Figura 2.5 - Gráfico de  $JND(PW) \times PW$ 

### 2.5.1.2 Atributos de Frequência de Estimulação

A sensação de vibração, percebida por um indivíduo sob estimulação eletrocutânea, através de um sinal monofásico, está relacionada a frequência do sinal de estimulação.

No jargão da psicofísica, a sensação de frequência é representada por três parâmetros: o limiar absoluto, que é a frequência na qual o indivíduo estimulado começa a ter percepção vibratória; o limiar terminal, representando a frequência em que o indivíduo deixa de perceber a sensação de vibração; e o limiar diferença, que é uma medida da variação de frequência em que se percebe dois níveis de vibração distintos.

Trabalhos encontrados na literatura determinam a faixa de variação útil de frequências para estimulação eletrocutânea[29, 33, 48]. Esta faixa encontra-se entre 1 e 100 pps (pulsos por segundo) ou 2 e 100 pps, o que implica em um limiar absoluto em torno de 1 pps e um limiar terminal em 100 pps.

Szeto et alli [33] estudou os limiares diferença, de forma semelhante a abordagem dos limiares diferença da sensação de intensidade. Um procedimento experimental idêntico àquele expresso na seção 2.5.1.1 foi realizado na medição de JND da frequência<sup>4</sup> PR). A largura do pulso foi mantida em 200  $\mu$ s e a amplitude do pulso ajustada entre 2,5 e 6,5 mA de pico. Sete valores nominais para a frequência de pulsos foram examinados(1, 2, 5, 10, 20, 50, 100 pps - pulsos por segundo). O resultado obtido neste experimento é mostrado no gráfico da Figura 2.6.

Nesta Figura, observa-se que para PR(frequência), a região de menor variação em torno da média está em 20 pps, o que significa dizer que as pessoas tem um percepção mais homogênea em torno desta frequência. Além disto, este é o ponto de maior sensibilidade média para variação em PR.

---

<sup>4</sup>PR - "Pulse Rate" - frequência de pulsos.

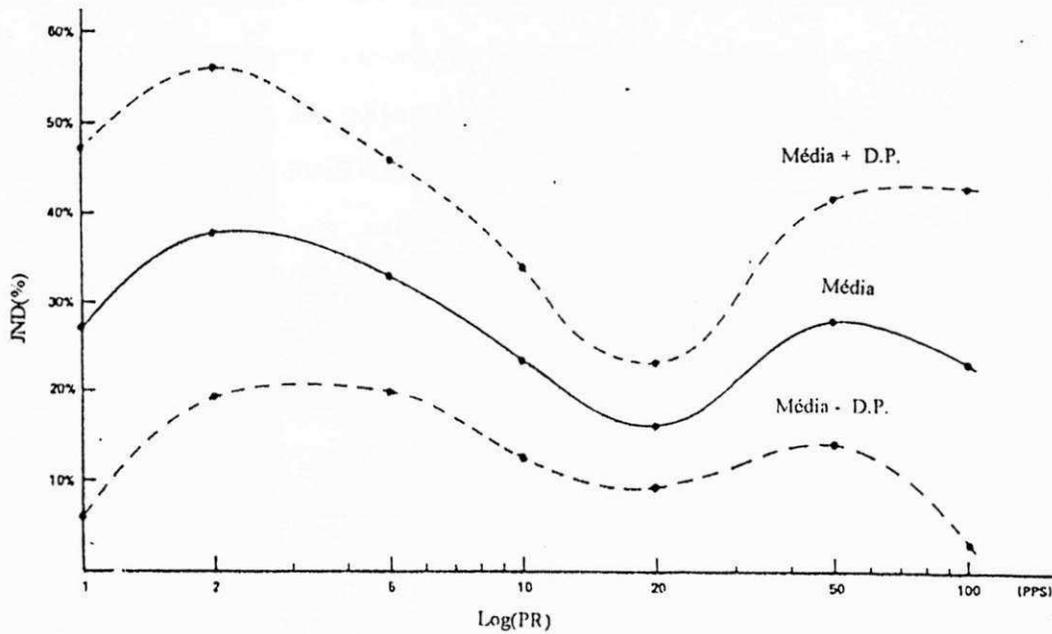


Figura 2.6 - gráfico de JND(PR)xPR

### 2.5.1.3 Dependência da Sensação de Intensidade em Função da Frequência do Sinal de Estimulação

Dando sequência a análise dos parâmetros de estimulação eletro tátil, para o sinal de estimulação monofásico, Szeto (1985) [34] observou que o parâmetro frequência de um sinal de estimulação eletrocutânea, e a sensação de intensidade percebida não eram

independentes. Tal característica foi claramente constatada na experiência de Prior [33]. Este pesquisador codificou as informações de aperto e grau de abertura de mão em um braço artificial, utilizando um único eletrodo. As variações de frequência informavam ao usuário da prótese, sobre o estado de abertura da mão, e variações de intensidade, via modulação da largura de pulsos do sinal de estimulação, informavam sobre a força aplicada. Foi obtido sucesso apenas parcial neste experimento, pois variações de PR implicavam, também, em variações na sensação de intensidade percebida. No procedimento experimental, um grupo de indivíduos participou de um estudo para detectar a relação entre PR e PW, de forma a manter, na ocorrência de variações de PR, a sensação de intensidade percebida constante.

Dois sinais: um sinal padrão ( $S_1$ ) e um sinal para comparação ( $S_2$ ), foram aplicados alternadamente no antebraço esquerdo de voluntários, via um eletrodo de estimulação bipolar concêntrico. O estímulo padrão possui frequência e largura de pulso constantes no decorrer do experimento (PR=10 pps e PW= 200  $\mu$ s). O segundo estimulador ( $S_2$ ) é ajustado em uma das cinco frequências de teste (5, 10, 20, 50, 100 pps), estando a intensidade de corrente de ambos os estimuladores no mesmo nível. O ajuste de PW (largura de pulso) de  $S_2$  é feito até que se obtenha a percepção, de que os dois pulsos ( $S_1$  e  $S_2$ ), tem o mesmo nível de intensidade. São realizados ajustes de largura de pulso para cada uma das frequências permitidas para  $S_2$  (5, 10, 20, 50 ou 100 pps).

Para realização de medidas de PW descendentes, o PW do sinal de comparação ( $S_2$ ) foi inicialmente ajustado para produzir uma sensação tátil bem mais forte que aquela produzida pelo estímulo padrão. O sujeito em testes reduz o parâmetro PW de  $S_2$  até que as magnitudes de intensidade de  $S_1$  e  $S_2$  tornem-se iguais. No que tange as medidas

ascendentes, o PW de  $S_2$  é ajustado próximo de zero. O sujeito em testes, então, aumenta lentamente o PW de  $S_2$  até que a intensidade do mesmo seja igual a de  $S_1$ .

A Tabela 1 mostra a compensação de PW para igualar-se sensações de intensidade entre o estímulo padrão (10 pps e 200  $\mu$ s) com o estímulo de comparação, para diversas frequências (5, 10, 20, 50 e 100 pps).

Usuário	Frequência do Estímulo para Comparação				
	5 pps	10 pps	20 pps	50 pps	100 pps
1	247	244	217	181	178
2	295	168	107	116	103
3	429	311	245	134	133
4	283	218	151	89	87
5	273	227	263	207	186
6	481	264	173	91	91
7	525	210	167	80	51
8	407	251	188	153	88
9	374	174	135	96	98
10	325	208	186	137	95
Média <sup>5</sup> $\pm$ DP	319 $\pm$ 82	200 $\pm$ 38	160 $\pm$ 42	112 $\pm$ 37	97 $\pm$ 37

Tabela 1 - compensação de PW para o estímulo padrão de 10 pps

<sup>5</sup>Média e desvio padrão normalizados com relação ao sinal padrão.

De acordo com os dados da Tabela 1, a variação da frequência altera, além da sensação de vibração, a de intensidade. Por exemplo, o usuário 1 na Tabela 1, quando estimulado pelo estímulo padrão (10 pps, 200  $\mu$ s) e por um estímulo com 50 pps alternadamente, percebe a mesma sensação de intensidade apenas quando o segundo sinal tem largura de pulso de 181  $\mu$ s. Esta característica de variação se repetiu, de acordo com a Tabela 1, com todos os usuários do estimulador.

### 2.5.2 Sinal de Estimulação Bifásico

O sinal de estimulação bifásico possui o formato mostrado na Figura 2.7. Este sinal é formado por um “burst” com frequência “F”. O “burst” é formado por um conjunto de pulsos, que possuem características bifásicas. Os parâmetros associados ao “burst” são: a largura do pulso (W); a taxa de repetição de pulsos (PRR); o atraso anterior a inicialização do primeiro pulso (D); a distância entre as fases positivas e negativas de um pulso bifásico (IPI); a intensidade de corrente (I); e o número de pulsos por “burst” (NPB).

A fim de utilizar-se este sinal em estimulação eletro tátil, é preciso que se conheça a influência da variação destes parâmetros na percepção dos estímulos eletrocutâneos. É necessário verificar a independência ou não, entre parâmetros e levantar a faixa de variação dos mesmos.

Os sinais bifásicos possuem uma faixa de variação da frequência similar a faixa dos pulsos monofásicos abordados na seção anterior. Em vez de um pulso, tem-se nos sinais bifásicos um “burst” formado por um conjunto de pulsos.

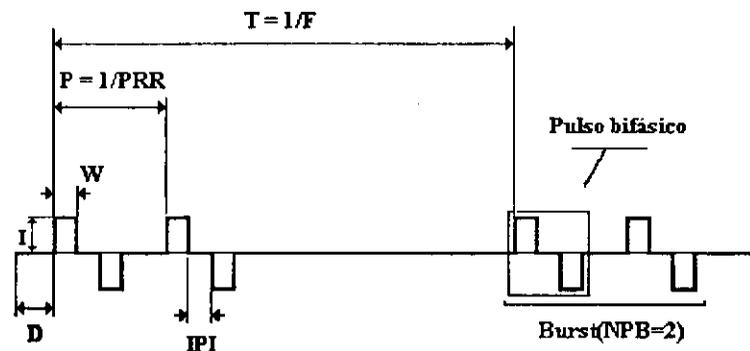


Figura 2.7 - sinal de estimulação bifásico

Na literatura, existem poucas pesquisas e sistemas aplicados utilizando estimulação bifásica. Em 1990, foram realizadas pesquisas envolvendo este tipo de estímulo [31, 35]. Kaczmarek et alli (1992) [35] obteve alguns resultados com relação a percepção de intensidade obtida com relação a cada parâmetro do sinal bifásico. Estes resultados encontram-se expostos abaixo.

*NPB (número de pulsos por “burst”) ⇒ Não existe sensação incômoda para NPB maior que 2, porém, em termos de percepção*

de intensidade de estimulação, esta é maximizada em  $NPB=6$ . Há um declínio de percepção para  $NPB$  maior que 10.

*PRR (taxa de repetição de pulsos)* ⇒ Observa-se que frequências altas (maiores que 800 Hz) geram sensações incômodas. A faixa de  $PRR$  entre 200 e 800 Hz é aceitável.

*W (largura de pulso)* ⇒ São observadas sensações incômodas para  $W > 500 \mu s$ . A faixa excludente é considerada aceitável, sem maiores variações na intensidade de percepção.

*IPI (distância entre fases positivas e negativas de um pulso bifásico)* ⇒ Este parâmetro é considerado irrelevante com relação aos estímulos percebidos.

### 2.5.3 Estimulação com dois eletrodos

Novos fatores para estimulação eletrocutânea devem ser abordados quando da análise de mais de um ponto de estimulação.

O primeiro deles é a especificação do limiar de diferença entre dois pontos, que é a distância entre os pontos na qual começa-se a perceber a estimulação eletro tátil ocorrendo em dois pontos distintos da pele. No esforço de otimização dos displays eletro

táteis busca-se a elaboração de dispositivos cada vez menores, de forma que possam ser facilmente inseridos no cotidiano do indivíduo deficiente. Uma maior distância entre eletrodos implica em dispositivos maiores, e no objetivo de atingir-se cada vez mais a miniaturização, busca-se a mínima distância entre os eletrodos de modo que não haja influência entre eles.

A mínima distância entre eletrodos pode variar com diversos fatores, tais como a localização corporal, lateralidade do corpo, sexo, tipo de deficiência que possui e os parâmetros de estimulação eletro tátil.

Solomonow et alli (1978) [32] e Solomonow et alli (1977) [37] obtiveram o limiar entre dois pontos de estimulação (<sup>6</sup> TPDT) com relação a diversas variantes, tais como a frequência, localização corporal, lateralidade do corpo e largura de pulso.

Nestes experimentos dois sinais típicos alimentam dois eletrodos. Os parâmetros são variados ordenadamente, e a distância entre os eletrodos também. O objetivo é obter-se o limiar entre dois pontos, ou seja, a mínima distância entre os eletrodos em que se começa a distinguir dois estímulos distintos. Um resultado típico deste experimento encontra-se representado na Figura 2.8.

Em geral, a característica de variação de TPDT tem o formato em V do gráfico mostrado na Figura 2.8. As seguintes definições estão relacionadas com este gráfico,

- <sup>7</sup>MTPDT- TPDT mínimo na faixa de frequências entre 0 e 100 pps.

---

<sup>6</sup> TPDT é a sigla de "Two Point Discrimination Threshold" - Limiar de Discriminação entre Dois Pontos.

- $F_m$  - Frequência em que ocorre o MTPDT.
- SBW - Faixa de passagem, medida como a região em que o TPDT é menor que  $MTPDT + 1mm$

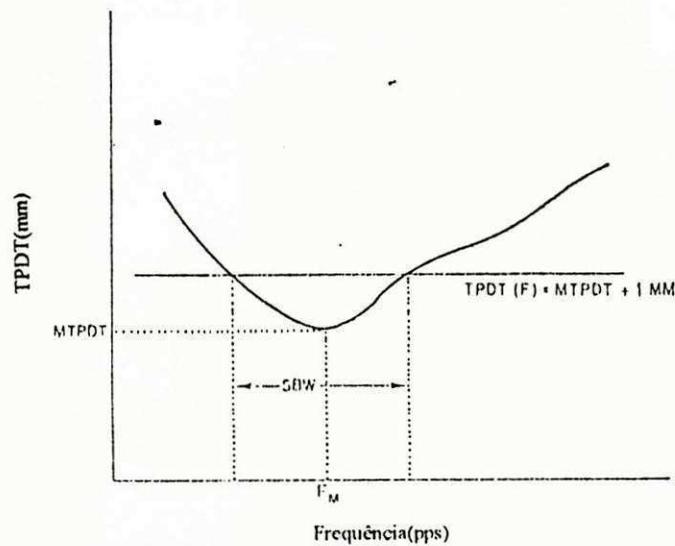


Figura 2.8 - Curva típica de TPDTx frequência

Concluiu-se com este experimento que o TPDT varia com a largura de pulso, o deslocamento de fase, a localização corporal, a frequência de estimulação e a lateralidade do corpo. Além disso, a TPDT varia entre indivíduos. Observou-se que a frequência na

<sup>7</sup> MTPDT é a sigla de "Minimum Two Point Discrimination Threshold" - Limiar Mínimo de Discriminação entre Dois Pontos.

qual ocorre o MTPDT(Fm) é constante e independente das variáveis de estimulação. Contudo, esta frequência varia de pessoa para pessoa. Os resultados quantitativos do experimento são relatados nos artigos respectivos [32, 37].

# **Capítulo 3**

---

## *Processamento de Voz para Auxílio à Reabilitação Auditiva*

### **3.1 Introdução**

A voz consiste na produção de som através das cordas vocais, apresentando características acústicas como a intensidade, a altura e o timbre. A detecção e análise dos parâmetros acústicos da voz permite o reconhecimento da informação contida na mesma.

Existem diversas técnicas para extração dos parâmetros acústicos da voz, como as técnicas de extração de parâmetros temporais e espectrais [39]. Extraídos os parâmetros da voz, estes são analisados através de um processamento linguístico, com a finalidade de obter-se uma representação fonética da fala, valendo-se de regras de organização linguística particulares do idioma e do vocabulário em questão.

No reconhecimento de voz natural, realizado pela audição humana, a extração de parâmetros é realizada pelos órgãos sensoriais da audição, e o processamento linguístico é realizado através de processos mentais, que associam o som percebido com o conhecimento anterior da língua, formando palavras e significados. Esta complexidade associativa, característica do cérebro, torna o reconhecimento da voz uma tarefa de difícil realização pelas máquinas.

Quanto ao reconhecimento de voz realizado em equipamentos para auxílio auditivo, o processamento acústico é mais simples, pois a etapa de análise linguística pode ser efetuada pelo próprio deficiente.

Neste capítulo, caracteriza-se a produção da voz, relatando-se o estágio de desenvolvimento do reconhecimento de voz para máquinas, e os métodos de extração de parâmetros de voz. Discute-se as técnicas mais apropriadas ao processamento de voz para estímulo tátil aplicadas ao auxílio auditivo, analisando-se, quanto as características dos parâmetros extraídos da voz, a forma de modulação ideal para os pulsos de estimulação eletrocutânea monofásicos.

### **3.2 Características e Percepção do Sinal de Voz**

A comunicação oral entre as pessoas parece ser um processo simples. Não é necessário, para compreender, “pensar” na construção sintática ou nas características sonoras do que ouvimos, nem tampouco refletir sobre a forma de atuar para falar [5]. No

entanto, o processo de comunicação é complexo, e pode ser representado, simplificadaamente, através da Figura 3.1.

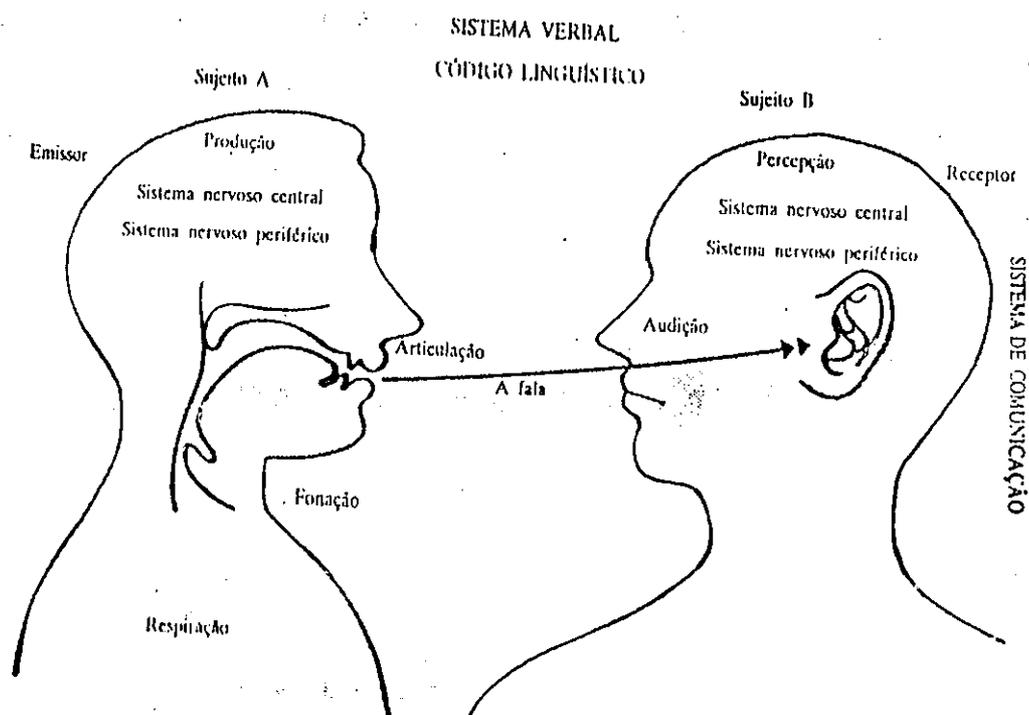


Figura 3.1 - Sistema de Comunicação Oral

Quando o locutor deseja transmitir alguma mensagem, as palavras são organizadas e selecionadas segundo a gramática de sua língua. Esta primeira etapa de transformação se

passa no nível linguístico da produção da fala. Em seguida, o cérebro comanda o envio de estímulos nervosos para a realização do movimento coordenado dos músculos - a atividade neuromuscular-, correspondente ao nível fisiológico da cadeia da fala, que resulta na produção de ondas de pressão sonora que se propagam pelo ar até o ouvinte. A voz - nível acústico do processo de comunicação -, é então captada pelo sistema auditivo, transformada novamente em impulsos nervosos e, finalmente, a mensagem é recuperada no cérebro do ouvinte, através de uma complexa cadeia associativa, cujo funcionamento é ainda pouco compreendido.

### **3.2.1 A produção da fala**

A produção da voz, passa por três etapas fundamentais, que são: a respiração, a fonação e a articulação [5]. A respiração é a fonte de energia acústica para a fonação; essa energia traduz-se em pressão do ar com determinado volume e velocidade. A fonação delimita a maneira pela qual o aparelho fonador é excitado. O som assim originado passa pelo trato vocal, que atua como um filtro acústico, definido por movimentos articulatorios (articulação), e que muda as características acústicas do som que vai passando. As três fases - respiração, fonação e articulação - são independentes e permitem caracterizar a produção e a acústica da fala.

### **3.2.2 A Percepção da Fala**

O ouvido pode ser dividido em três partes com funções específicas para a audição [5]. O ouvido externo acusticamente funciona como um filtro que capta e seleciona as vibrações sonoras que lhe chegam. O ouvido médio equivale a um transformador mecânico das ondas acústicas que lhe chegam pelo ouvido externo e, finalmente, o ouvido interno é um transformador da energia mecânica em padrões de excitação nervosa.

O processo de decodificação da fala é dividido em audição e percepção. A audição está relacionada com processos físicos bem conhecidos, responsáveis pela transformação das ondas sonoras em disparos neurais. A percepção diz respeito às formas utilizadas pelo cérebro para a associação dos impulsos neurais originários do sistema auditivo, e é estudada com a realização de testes psicoacústicos. Nestes testes são avaliados os efeitos perceptuais de estímulos sonoros aplicados ao ouvido humano.

### **3.3 *Processamento para Reconhecimento de Voz***

A construção de máquinas capazes de realizar alguma forma de reconhecimento de voz têm encontrado obstáculos na inexistência de um modelo de reconhecimento de voz padronizado. Este fato se deve à ignorância do homem no que diz respeito ao seu próprio sistema de percepção e reconhecimento de voz.

Nos sistemas de reconhecimento de voz são procuradas invariâncias no sinal acústico que possibilitem a discriminação de palavras, sílabas, fonemas, ou quaisquer outras unidades que se queira reconhecer [38]. As dificuldades na determinação de invariâncias decorrem da constatação de que as características acústicas das diversas mensagens conduzidas pela voz não estão agrupadas em conjuntos facilmente identificáveis. De fato, o descobrimento de correlatos acústicos associados aos fenômenos perceptuais da fala requer a realização de experimentos com a participação de especialistas de várias áreas.

A multidimensionalidade e a simultaneidade dos efeitos acústicos e articulatórios que ocorrem na produção da fala, assim como o desconhecimento das maneiras utilizadas pelo homem para decodificá-la, são fatores que tornam a busca e a compreensão dos parâmetros associados às diversas mensagens presentes no sinal de voz uma tarefa extremamente complexa.

Na Figura 3.2 retrata-se um sistema que emprega métodos tradicionais de reconhecimento de voz. É um exemplo da aplicação das técnicas de reconhecimento de padrões: é extraído um conjunto de características acústicas para cada palavra a ser reconhecida e gerado o conjunto de padrões de referência; isto é feito durante a fase de treinamento. Quando o sistema é colocado no modo de operação ou reconhecimento, os padrões obtidos para a palavra de teste são comparados com os padrões de referência de todas as outras palavras, escolhendo-se como resposta o padrão que mais se assemelha ao de entrada.

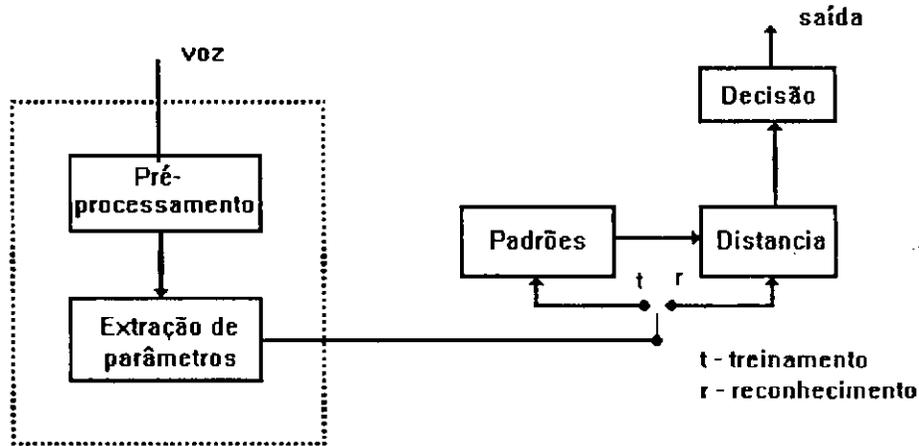


Figura 3.2 - Sistema Típico para reconhecimento de Voz

Dentre os parâmetros de uso mais comum na análise de voz, podem ser citados [39]: os parâmetros de natureza temporal, como medidas do número de cruzamentos por zero; e parâmetros espectrais, obtidos, por exemplo, a partir da aplicação da transformada discreta de fourier ou de técnicas de predição linear;

Um marco na evolução dos sistema de reconhecimento de voz foi representado pelo projeto ARPA (Advanced Research Projects Agency of the Department of Defense) [38], durante o qual, houve a aproximação de engenheiros e linguistas, recorrendo-se a uma série de trabalhos feitos nas décadas anteriores em torno de teorias e modelos de produção e percepção da fala. A Figura 3.3 é uma representação sucinta dos princípios

utilizados nos sistemas do projeto ARPA, destacando-se a introdução da análise linguística como módulo de um sistema para reconhecimento de voz.

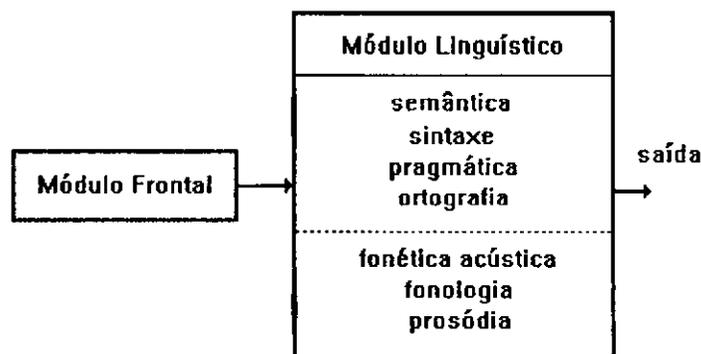


Figura 3.3 - Sistema para Reconhecimento de Voz

O módulo frontal é responsável pela extração de parâmetros da voz, quer sejam de natureza temporal ou espectral. Pode-se dizer que é o processamento de baixo nível que se faz do sinal de voz, quando através da extração de parâmetros deste sinal, o mesmo é classificado segundo sua entonação, o tipo de fonte que o gerou e a distribuição espectral de seus formantes.

A parte inferior do módulo linguístico é responsável pela análise dos parâmetros extraídos no módulo frontal, com a finalidade de obter alguma forma de representação fonética da fala, valendo-se de diversos tipos de regras, como: regras fonológicas para modelar as transformações da escrita em fala. Como exemplo, o /s/ no final de palavra seguido por vogal, normalmente é transformado em /z/; e regras fonotáticas representando

as restrições do idioma à ocorrência de determinadas combinações fonéticas. Na língua portuguesa por exemplo, não existe a sequência /ft/ no início de palavras. Também são extraídas informações prosódicas, isto é, dados relativos à entonação e acentuação de frases e palavras.

A parte superior realiza a interpretação dos dados. A representação fonética obtida em outros módulos é analisada, criando-se hipóteses sobre as possíveis sequências de palavras que a teria produzido. Para tal, são utilizadas regras e estratégias particulares do idioma e do vocabulário, através do conhecimento linguístico.

Os resultados desta experiência não determinaram um sistema viável para reconhecimento de voz, porém sua contribuição foi imensa, na medida em que houve uma conscientização da importância da pesquisa conjunta dos fenômenos da fala e da linguagem, assim como da necessidade de um ferramental matemático poderoso para processar grande quantidade de informação.

### **3.3.1 Extração de Parâmetros de voz - Módulo Frontal**

O reconhecimento de voz envolve a detecção de palavras ou frases pronunciadas. As palavras são compostas por fonemas, que compreendem o alfabeto fonético de uma língua. Os fonemas se subdividem quanto a fonte que o gerou, podendo esta fonte classificar-se como laríngea, fricativa, oclusiva, ou ainda, uma combinação destas.

A informação sobre quais fontes geradoras estão presentes em um sinal acústico pode ser obtida através da análise da forma de onda do sinal. Já por meio de análise espectral pode-se extrair a entonação (frequência fundamental) e os formantes do sinal acústico. Os formantes caracterizam a função de transferência do trato vocal. Como exemplo, as vogais possuem excitação laríngea e a configuração do trato vocal determina o espectro de frequências do sinal acústico, caracterizado pelos formantes, que especificam a vogal pronunciada.

Um exemplo de extração de parâmetros de voz pode ser representado pela Figura 3.4.

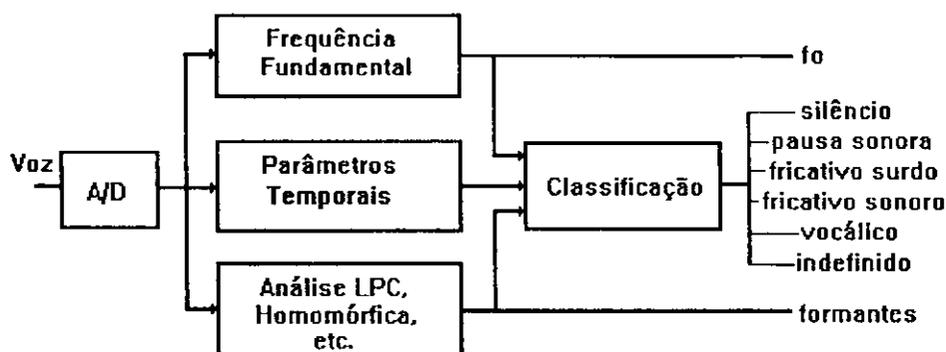


Figura 3.4 - Exemplo de Extração de Parâmetros de Voz

Há uma conversão A/D e três processamentos paralelos, que informam ao modo de classificação sobre características da forma de onda e espectro do sinal acústico do sinal digitalizado. A partir daí, classifica-se o segmento acústico em silêncio, vogal, fricativo, indefinido, etc. Esta informação, a frequência fundamental e os formantes, são

enviados ao módulo de processamento linguístico, que por meio das regras da língua em questão, processa segmentos de voz, reconhecendo sons e palavras.

As informações acústicas mantêm-se estacionárias por um período de, ao menos 10 ms, que é determinado pela própria inércia dos órgãos articulatórios da fala. Assim, um segmento para extração de parâmetros acústicos da voz nunca deve ser maior que 10 ms, a menos que haja sobreposição entre segmentos vizinhos.

Os parâmetros temporais são obtidos com base na forma de onda do sinal acústico, e auxiliam na classificação dos fonemas quanto a excitação que os gerou, isto é, se foi sonora, oclusiva, fricativa, ou uma excitação mista. Como exemplo, um segmento de voz vocálico apresenta uma alta energia, comparando-se a um fricativo. Assim, a medida da energia do sinal é um parâmetro temporal que auxilia na detecção da voz. Existem outros parâmetros temporais que também permitem classificar os fonemas quanto à excitação que os gerou, tais como o número de cruzamentos por zero, o número de picos do sinal, a diferença entre número de picos positivos e negativos, etc...[38, 39].

Além dos parâmetros temporais, a extração de parâmetros espectrais é de fundamental importância para a caracterização dos sinais de voz. Os parâmetros espectrais permitem a estimação da resposta em frequência do trato vocal, através da extração dos formantes. Existem várias técnicas para realizar esta tarefa, como a predição linear, a transformada rápida de fourier, e o processamento homomórfico [39].

### 3.3.2 Processamento de Voz para Reabilitação Auditiva

O reconhecimento de voz engloba a extração de parâmetros acústicos, e o posterior processamento linguístico dos mesmos, dentro de um quadro multidisciplinar que envolve, além de um processamento matemático complexo para extração de parâmetros espectrais, a análise de características linguísticas, que definem na etapa final, o fonema ou palavra pronunciada. Esta complexidade, principalmente na etapa associativa do processo, torna o reconhecimento de voz uma tarefa de difícil realização para máquinas.

No que se refere ao processamento de voz para deficientes, existem particularidades que possibilitam um processamento acústico menos rígido que aquele realizado para máquinas. Isto se dá pela possibilidade do processamento linguístico ser efetuado pelo próprio deficiente auditivo, através de seu processador natural - o cérebro. No desenvolvimento de próteses para auxílio auditivo, utiliza-se a capacidade de associação e criação do cérebro humano, a fim de minimizar a complexidade do circuito de captação sonora e processamento acústico.

A presença do cérebro na etapa de reconhecimento de voz torna incerto a forma de extração de parâmetros de voz a ser realizada, pois é desejável o desenvolvimento de um sistema que permita ao surdo compreender a fala, utilizando a forma de extração mais simplificada possível. Outro fator que influencia esta escolha é o tempo de aprendizagem dos surdos na recepção de informações acústicas por via eletro tátil, o que também vai depender da forma de extração de parâmetros adotada.

Na literatura, a forma mais simples de extração de parâmetros encontrada é a conversão direta do sinal acústico em vibração [51]. Segundo os surdos que utilizaram um sistema deste tipo, o mesmo foi de grande utilidade, pois permitia sentir a presença de sinais, alarmes e ruídos importantes na vida diária, como barulhos de carros, portas abrindo, elevadores, etc. No entanto, não foi possível reconhecer voz.

Encontram-se pesquisas em torno da utilização de divisores espectrais como módulo para extração de parâmetros acústicos [21, 52]. Este é a técnica mais simples para extração de parâmetros de voz. Utilizando-se a mesma, remete-se ao deficiente auditivo todo o processo de aprendizado e identificação das palavras ou sons detectados. Além disso, supre-se através deste processamento, a menor capacidade de transmissão de informação por via eletro tátil (em relação ao canal auditivo), pois se utiliza um “display” de eletrodos contendo um eletrodo para cada canal do divisor espectral.

O método de divisão espectral em frequência é o mais adotado em pesquisas de estimulação eletrocutânea com base nos seguintes pontos:

1. Técnica de simples implementação;
2. Toda a etapa de processamento linguístico é deixada a cargo do deficiente;
3. Pela maior facilidade na compreensão do processamento linguístico pelo deficiente, já que pouco processamento de voz é realizado na extração dos parâmetros, isto é, tem-se uma relação intuitiva forte entre os parâmetros obtidos e a característica do som.
4. Segue-se uma linha corrente com o desenvolvimento de pesquisas anteriores.

Um divisor espectral típico subdivide-se conforme mostra a Figura 3.5.

As frequências em que os filtros estão centrados são escolhidas experimentalmente, mas com base inicial em uma subdivisão logarítmica. Em geral, na literatura encontram-se trabalhos utilizando 8 canais de estimulação vibro tátil.

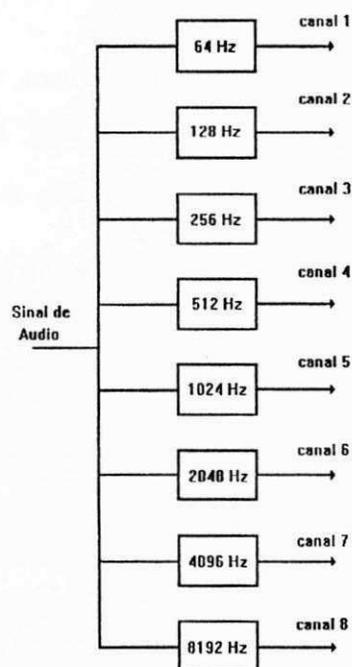


Figura 3.5 - Divisor Espectral

Não se encontrou referências de sistemas de reconhecimento de voz para auxílio auditivo utilizando estimulação eletrocutânea. Em função disso, também não se encontrou

referências quanto aos parâmetros típicos do sinal de estimulação aplicados na recepção de informações auditivas.

### ***3.3.2.1 Modulação do Sinal de Estimulação Eletrocutânea pelo Parâmetro de Voz***

A informação parametrizada de voz deve modular o sinal de estimulação eletrocutânea de acordo com a faixa de variação dos parâmetros perceptíveis característicos dos pulsos de estimulação eletrocutânea.

Um sistema de auxílio a reabilitação auditiva por estímulos táteis, utilizando divisão espectral, possui um “array” de múltiplos eletrodos para estimulação, o que implica, também, na observação da influência entre dois ou mais eletrodos, no que se refere aos parâmetros de percepção aos estímulos eletro táteis. Supõe-se, no entanto, que este aspecto tem importância acentuada apenas quando se deseja minimizar o tamanho do “display” de eletrodos, aproximando-se ao máximo os eletrodos utilizados. Em uma pesquisa para implementação de um sistema deste tipo, então, pode-se abordar outros aspectos, preliminares a otimização da mínima distância entre os eletrodos, tais como o tipo de sinal de estimulação adotado, e a forma de modulá-lo.

Quanto ao sinal de estimulação eletrocutânea, pode-se utilizar estímulos monofásicos ou bifásicos. No caso, a estimulação monofásica, além de possuir um menor número de parâmetros, encontra-se analisada em um maior número de pesquisas na literatura. Quanto à estimulação bifásica, encontrou-se poucas pesquisas psicofísicas sobre seus limiares de sensação. No estado de pesquisas atual, opta-se então, pela utilização de

pulsos monofásicos no desenvolvimento de um vocoder para percepção sonora através da estimulação eletrocutânea.

O pulso monofásico possui dois atributos sensoriais: frequência e intensidade. Neste caso, qual destes atributos deve ser modulado pelo parâmetro acústico captado? No que se refere ao sistema para codificação da voz por divisão espectral, este parâmetro acústico será uma tensão DC que será tanto maior quanto maior for a energia captada na faixa de frequências do canal considerado.

Considerando-se a possibilidade de modular-se a frequência do estímulo monofásico, um detalhe a ser considerado é que a informação acústica da voz varia em um período de 10 ms (100 Hz) - característica da própria inércia de nosso movimento articulatorio. Esta frequência coincide com a frequência máxima perceptível do sinal de estimulação eletrocutânea (limiar terminal), observado na Figura 2.6. Ora, um dos requisitos para uma boa modulação é que a frequência do sinal modulante seja bem menor que a frequência da portadora, o que não ocorre neste contexto. Em termos práticos, no caso da estimulação eletrocutânea, é preciso que o sinal modulado estimule por alguns ciclos um indivíduo, para que este possa perceber a variação de parâmetros de estimulação. Não encontrou-se na literatura técnica alguma abordagem para este problema. Não há, na literatura pesquisada, estudos psicofísicos que determinem uma quantidade de ciclos, ou duração mínima, necessária para haver percepção da variação dos parâmetros do sinal de estimulação eletrocutânea. Assim, este detalhe ainda deve ser melhor estudado em pesquisas psicofísicas posteriores. Para finalizar esta análise, observa-se que, mesmo que se comprove que o sinal de estimulação possui um limiar terminal do atributo frequência muito baixo para ser modulado pelo sinal de voz, ainda é possível executar este tipo de modulação. Neste caso, utiliza-se um sistema que contenha um

buffer para os parâmetros de voz captados, de forma a armazenar estes parâmetros enquanto o sistema modula um sinal de estimulação em frequência, por um período maior que 10 ms. Este “buffer” deve ser esvaziado nos períodos de silêncio, o que ocorre naturalmente na pausa entre palavras.

No capítulo 2 encontra-se relatos de pesquisas que abordam a definição dos atributos de intensidade do pulso de estimulação monofásico. Nestes relatos, determinam-se os limiares de sensação e terminal para a sensação de intensidade, em função da largura de pulso do sinal de estimulação. Determina-se estes limiares entre 50 e 500  $\mu$ s, respectivamente. Assim, um sinal quadrado teria uma frequência de 1 kHz para um pulso de 500  $\mu$ s. Mantendo-se esta frequência constante e alterando-se a largura do pulso, altera-se a sensação de intensidade percebida. Neste caso, a frequência do sinal de estimulação é bem maior que 100 Hz, - a frequência de alteração dos parâmetros acústicos da voz. Neste caso, é viável modular-se o sinal de estimulação através do parâmetro largura de pulso. Encontra-se no apêndice C, a proposta de um codificador de voz por divisão espectral, analógico, utilizando estimulação eletrocutânea.

Observa-se que os estudos de percepção de estimulação eletrocutânea encontrados na literatura foram desenvolvidos visando-se a implementação de equipamentos específicos. Daí, as pesquisas psicofísicas realizadas enfocaram situações específicas. Como não se encontrou nenhuma aplicação de percepção de voz por estimulação eletrocutânea, existem dúvidas com relação aos limiares de estimulação a ser considerados, o que implica na necessidade de realizar-se pesquisas psicofísicas para estimulação eletrocutânea envolvendo outras situações, que ainda não foram pesquisadas, ou não estão claramente abordadas nos trabalhos encontrados na literatura. Estas pesquisas encontram-se especificadas no capítulo 5.

# **Capítulo 4**

---

## *Estimulador Eletrocutâneo*

### **4.1 Introdução**

A estimulação eletrocutânea, abordada como uma modalidade sensorial alternativa, necessita de um procedimento experimental baseado na psicofísica, para que se determine seus atributos sensoriais.

As pesquisas neste campo se desenvolveram, basicamente, a partir de 1970, e ainda são poucas. No Brasil, encontram-se relatos de pesquisas nesta área na <sup>1</sup>UNICAMP [45, 46, 50].

Neste trabalho realiza-se um levantamento dos fundamentos teóricos para o desenvolvimento de pesquisas na área de estimulação eletrocutânea aplicada à recepção de informações acústicas por surdos, buscando-se a criação de condições básicas para o

---

<sup>1</sup>UNICAMP - Universidade de Campinas

desenvolvimento de equipamentos nesta área. De acordo com este intuito, foi desenvolvido um módulo de estimulação eletrocutânea, para ser utilizado como ferramenta básica na realização de experimentos psicofísicos em trabalhos posteriores.

Optou-se por um instrumento básico, de propósito geral, para ser utilizado em aplicações diversas. Este instrumento deve ser capaz de fornecer pulsos monofásicos ou bifásicos compatíveis com aqueles observados na literatura, e suportar variações nos parâmetros do sinal pulsante de estimulação.

O módulo de estimulação eletrocutânea desenvolvido pode fornecer sinais monofásico positivo, monofásico negativo ou bifásico, configurados por meio de chaves. Na sua entrada deve-se aplicar uma tensão pulsante, que é convertido em pulsos de corrente, mantendo-se o mesmo formato do sinal de entrada (Figura 4.1). A amplitude da corrente é controlada pelo usuário, podendo-se fornecer uma intensidade de corrente máxima de 5 mA. No decorrer deste capítulo, encontra-se a descrição do desenvolvimento deste estimulador eletrocutâneo.

## **4.2 Estimulador Eletrocutâneo**

O estimulador eletrocutâneo permite a aplicação dos sinais de corrente requeridos para transmissão de informações por via eletrocutânea. Na Figura 4.1, representa-se um sistema deste tipo.

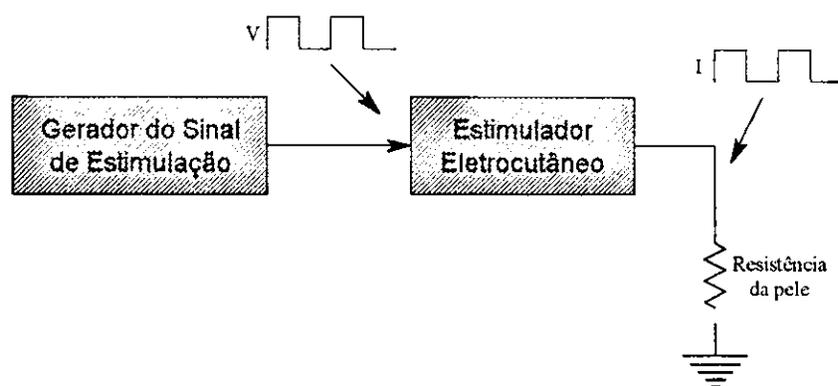


Figura 4.1 - Módulo para Estimulação Eletrocutânea

O gerador de sinal de estimulação eletrocutânea fornece um sinal de tensão, cujo formato é estabelecido de acordo com os parâmetros de estimulação eletrocutânea utilizados. Por exemplo, em um circuito para transmissão da entonação da voz, utilizado em educação especial, o gerador no diagrama de blocos da Figura 4.1 estaria representando os circuitos de detecção de voz, extração da entonação instantânea e modulação de um sinal para estimulação eletrocutânea. Este sistema possui aplicação na área de treinamento da fala para indivíduos surdos.

O estimulador eletrocutâneo tem a função de transformar o sinal de tensão modulado na saída do gerador em um trem de pulsos de corrente. Este tipo de configuração de saída é necessária em função da intensidade de corrente associar-se à sensação de intensidade de estimulação, além da resistência da pele humana ser submetida a variações diversas, quer seja em função do grau de hidratação da mesma, do estado

emocional do indivíduo, ou em razão de condições subjetivas, que variam de pessoa para pessoa. A forma adotada para manter a corrente de estimulação controlada, é a utilização de fontes de corrente no estágio de saída do estimulador eletrocutâneo.

Neste trabalho, o bloco “estimulador eletrocutâneo” da Figura 4.1 foi desenvolvido, com o objetivo de ser utilizado posteriormente em aplicações genéricas, com os sinais de estimulação eletrocutânea presentes na literatura. Desta forma, o gerador de estimulação eletrocutânea pode ser um gerador de sinais quadrados simples, ou um projeto específico, como por exemplo, um gerador de sinais bifásicos controlado por computador. Neste sentido, as características operacionais do estimulador eletrocutâneo desenvolvido são especificadas, para que se utilizem geradores de estimulação compatíveis com o mesmo.

#### **4.2.1 Características Operacionais do Estimulador Eletrocutâneo**

As características de operação do estimulador eletrocutâneo são: as formas de onda do sinal de tensão de entrada, do sinal de corrente de saída, a alimentação requerida, e a faixa de intensidade de corrente de saída.

As características dos sinais de entrada e saída são mostradas nas Figuras 3.2 e 3.3, respectivamente. O estimulador suporta sinais de entrada simétricos ou assimétricos, gerando pulsos de corrente monofásicos ou bifásicos, de acordo com sua configuração,

que é definida pelo estado de um grupo de chaves no circuito do estimulador. Para uma carga máxima de  $10\text{ K}\Omega$ , fornece uma intensidade de corrente na faixa de 0 a  $\pm 5\text{ mA}$ .

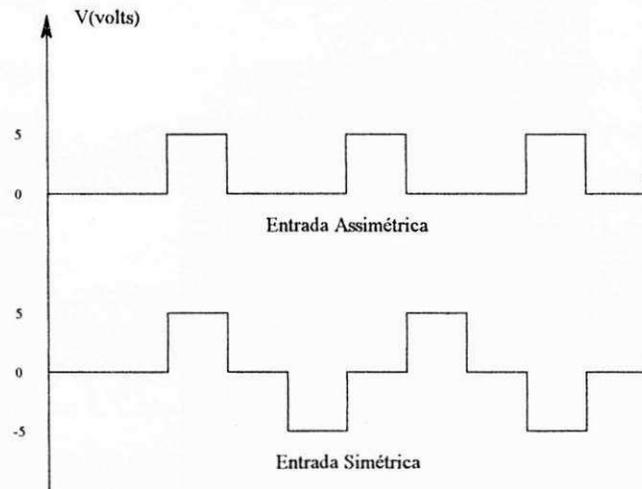


Figura 4.2 - Formatos de Entrada para o Estimulador Eletrocutâneo

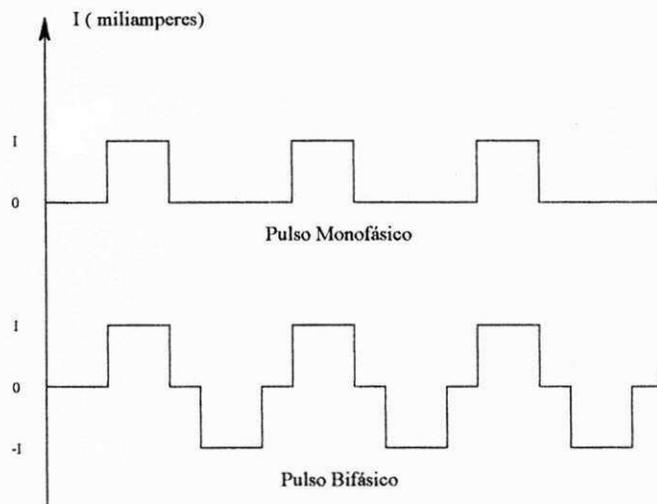


Figura 4.3 - Sinais de Saída para o Estimulador Eletrocutâneo

Quanto à alimentação, o módulo desenvolvido necessita de alimentação simétrica de  $\pm 60V$  e  $\pm 5 V$ . A alimentação de  $\pm 60V$  é necessária para que o estimulador possa alimentar uma carga de  $10 k\Omega$  com uma corrente de até  $5 mA$ .

#### 4.2.2 Estimulador Eletrocutâneo- Circuitos

O estimulador eletrocutâneo está representado pelo diagrama de blocos da Figura 4.4.

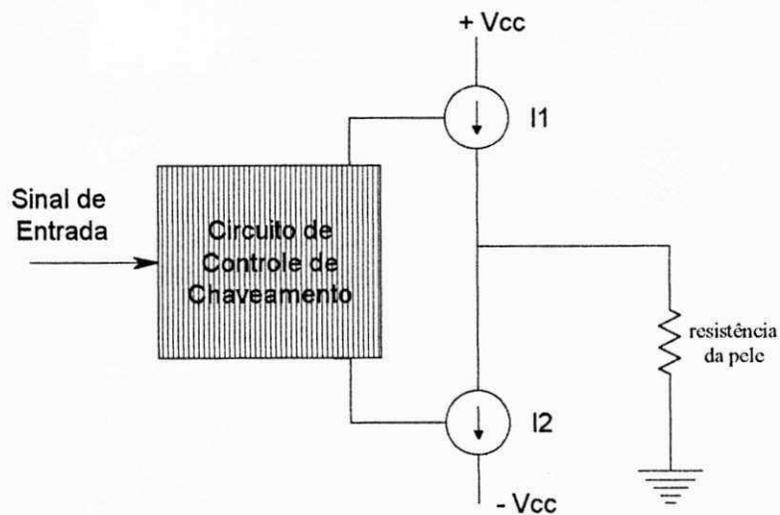


Figura 4.4 - Diagrama de Blocos do Estimulador Eletrocutâneo

As fontes de corrente I1 e I2 são responsáveis pela geração das correntes de estimulação. A fonte de corrente I1 gera a fase positiva, e I2 é responsável pela fase negativa. Assim, na geração de sinais monofásicos positivos, I2 está desativado. Da mesma forma, na geração de sinais monofásicos negativos, I1 está desativada. Por outro lado, na ocorrência de sinais bifásicos, I1 e I2 são desativados alternadamente, de acordo com a forma de onda do sinal bifásico em questão.

O sinal de entrada, proveniente de um modulador de sinais de estimulação eletrocutânea ativa um circuito para chaveamento das fontes de corrente I1 e I2, e controle de intensidade de corrente destas fontes. Quando uma fonte estiver ativa, a outra estará desativada.

#### ***4.2.2.1 Fonte de Corrente***

Devido à necessidade de uma tensão de  $\pm 50$  V para fornecimento das correntes de estimulação eletrocutânea, é mais prático desenvolver-se as fontes de correntes com transistores, ao invés de amplificadores operacionais. As fontes de corrente implementadas basearam-se no circuito “espelho de corrente” dado pela Figura 4.5.

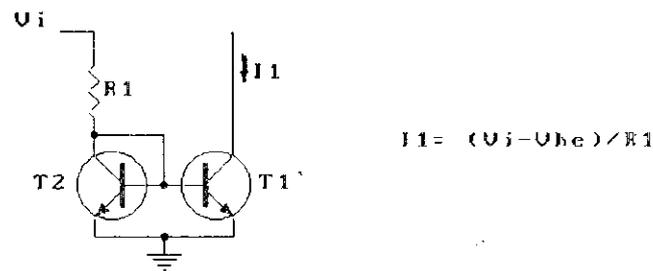


Figura 4.5 - Espelho de Corrente

A corrente  $I1$  sobre o resistor é dada pela fórmula na Figura 4.5. Como as junções base-emissor dos transistores estão em paralelo, possuem o mesmo  $V_{be}$ . Neste caso, se os transistores tiverem as mesmas características semicondutoras, as correntes em seus coletores serão idênticas [40].

#### 4.2.2.2 Fontes de Corrente Monofásica

No circuito da Figura 4.6 tem-se dois espelhos de corrente acoplados de tal forma que o primeiro, formado por T1 e T2 é controlador (driver) do segundo, formado por T3 e T4. A tensão  $V_i$  varia entre 0 e 5V. Para  $V_i = 0V$ ,  $I = 0$  e as duas fontes de corrente estão no corte. Para  $V_i = 5V$ ,  $I = (5 - V_{be})/R_1$ . Se os transistores forem iguais, esta corrente será igual a  $I_2$ . Tem-se, neste caso, um sinal de saída monofásico positivo.

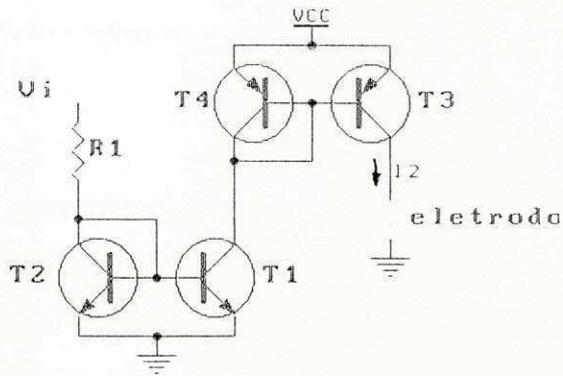


Figura 4.6 - Fonte de Estimulação Monofásica Positiva

Um sinal de estimulação eletrotátil monofásico negativo pode ser gerado através do circuito da Figura 4.7, cujo funcionamento é idêntico ao da Figura 4.6, invertendo-se apenas todos os sentidos da corrente.

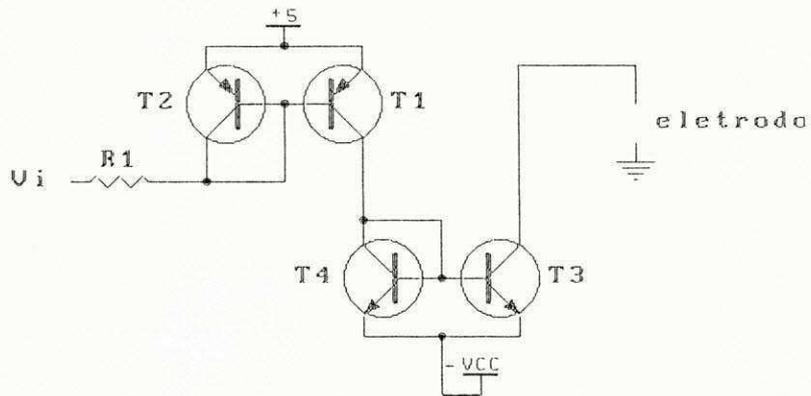


Figura 4.7 - Fonte de Estimulação Monofásica Negativa

#### **4.2.2.3 Fonte de corrente bifásica**

Uma fonte de corrente bifásica pode ser obtida através da utilização de uma fonte monofásica positiva e uma monofásica negativa, de forma que, quando uma estiver em operação a outra esteja no corte. O circuito da fonte de corrente bifásica, juntamente com o circuito completo do estimulador eletrocutâneo é mostrado na Figura 4.8.

#### **4.2.2.4 Estimulador Eletrocutâneo**

O estimulador eletrocutâneo é formado por duas fontes de corrente monofásicas: uma fonte monofásica positiva e outra monofásica negativa. Os espelhos de corrente formados pelos transistores T3 e T4 e T7 e T8, no circuito da Figura 4.8, são representados pelas fontes de corrente I1 e I2 na Figura 4.4.

O circuito de controle e chaveamento no diagrama de blocos da Figura 4.4 é formado pelos espelhos de corrente compostos pelos transistores T1 e T2, e T5 e T6, conforme se vê na Figura 4.8. As chaves CH1, CH2, F1 e F2, na Figura 4.8, são responsáveis pela configuração do estimulador eletrocutâneo quanto ao sinal de entrada (simétrico ou assimétrico), e quanto ao sinal de saída (monofásico positivo, monofásico negativo ou bifásico). As chaves F1 e F2 definem o tipo do sinal de entrada, e as chaves CH1 e CH2 determinam o sinal de saída. A Tabela 2 determina a configuração do estimulador eletrocutâneo, a depender do estado de cada chave. Estas chaves são acionadas manualmente.

O funcionamento deste circuito não difere daquele relatado para as fontes monofásicas. Como exemplo, observe-se o caso em que o estimulador estiver configurado para o modo de entrada simétrico (F1 aberta e F2 fechada) e saída bifásica (CH1 e CH2 fechados). Assim, na entrada não inversora de CI3, deve ser aplicado um sinal quadrado simétrico (+5V/-5V). Como CI3 funciona como um “buffer”, o sinal de entrada aparecerá no pino 1 de CI3. Quando o sinal de entrada for positivo, o espelho de corrente formado pelos transistores T1 e T2 será ativado, e aquele formado por T5 e T6 estará no corte. A corrente de coletor de T2 polarizará o espelho de corrente formado por T3 e T4, que conduzirá, alimentando a carga com esta corrente. Por outro lado, quando o pulso de tensão no pino 1 de CI3 for negativo, a fonte de corrente monofásica negativa conduzirá, ficando a fonte monofásica positiva cortada. Neste exemplo o sinal de saída será bifásico, com a mesma frequência e largura de pulso do sinal aplicado na entrada do estimulador eletrocutâneo.

Em função dos transistores utilizados na implementação do estimulador eletrocutâneo serem discretos, suas características de trabalho são diferentes. Assim, a equação de corrente fornece apenas uma aproximação das correntes nos coletores destes transistores. No caso específico da estimulação eletrocutânea, entretanto, não há necessidade de cálculo preciso da intensidade de corrente de estimulação, pois o usuário, por meio do potenciômetro P2, ajusta a mesma qualitativamente, graduando o nível de intensidade de estimulação no qual se sinta mais confortável.

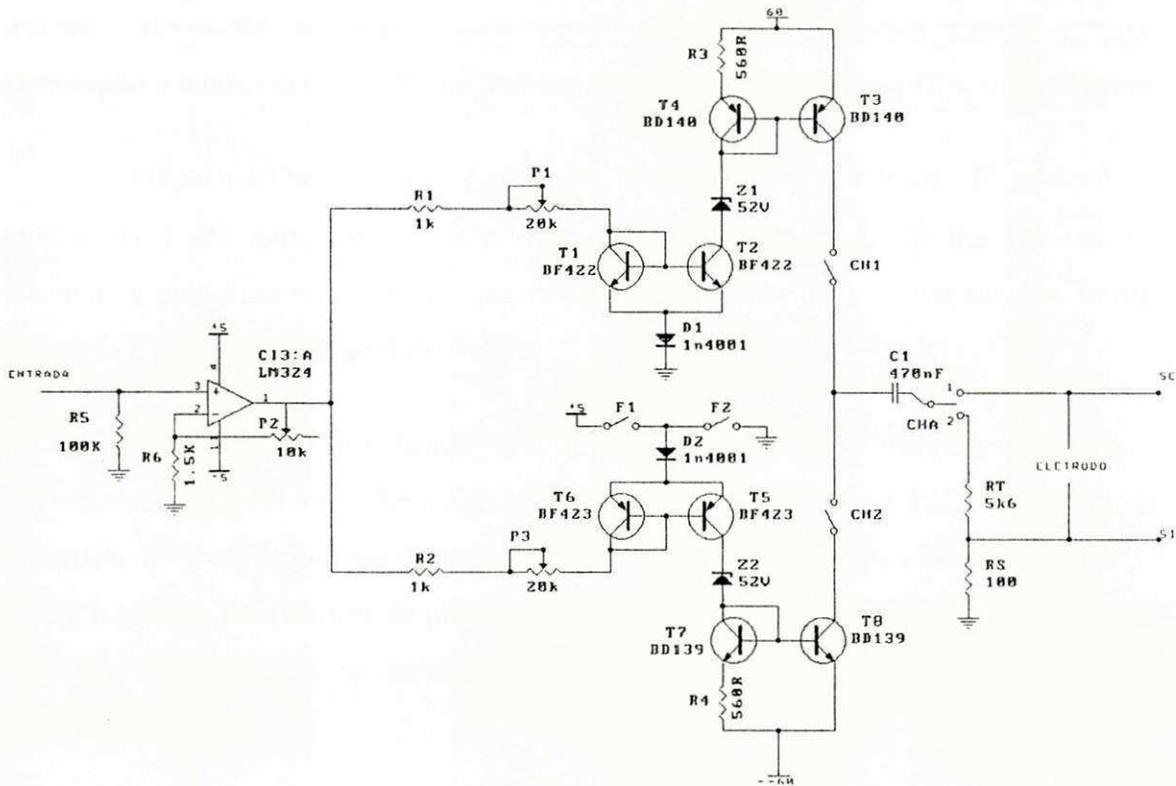


Figura 4.8 - Estimulador Eletrocutâneo

Os resistores R1 e R2 e os potenciômetros P1 e P3 determinam o ponto de operação do estimulador eletrocutâneo. Estes potenciômetros devem ser ajustados para que se obtenha um pico de corrente de  $\pm 5$  mA na saída do estimulador, quando o potenciômetro P2 estiver na posição de máxima resistência.

Os diodos zener Z1 e Z2 limitam a tensão entre coletor e emissor ( $V_{ce}$ ) de T2 e T5. Foi observado que, na ausência destes componentes, a corrente de saída do estimulador torna-se instável, devido a problemas de aquecimento em T1, T2, T5 e T6. Os

resistorer R3 e R4 determinam uma menor corrente de operação para o circuito, diminuindo o consumo de potência e, conseqüentemente o aquecimento dos componentes.

Considerando-se um sinal de entrada assimétrico (F1 fechada, F2 aberta), os diodos D1 e D2 impedem a superposição de funcionamento das fontes monofásicas positivas e monofásicas negativas, que poderia ocorrer devido a alterações nos valores alto (5V) e baixo (0V) do sinal de entrada.

A chave CHA no ligada em 1, permite que seja realizada estimulação eletrocutânea. Quando esta chave liga-se em 2, o estimulador está no modo de calibração. O resistor RT é utilizado para calibração do estimulador, através dos potenciômetros P1 e P3. Já o resistor RS (resistor de precisão) possui uma pequena resistência, tendo a função de retirar uma amostra da tensão de estimulação para determinação da corrente de estimulação.

As saídas SO e S1 são pontos de aquisição de dados em um processo de estimulação eletrocutânea, permitindo a medição da corrente de estimulação e da resistência sob estimulação. Estes são dados importantes na realização de pesquisas em estimulação eletrocutânea.

#### **4.2.3 Configuração do Estimulador**

O estimulador desenvolvido pode fornecer sinais de estimulação nos modos monofásico ou bifásico. Além disto, o sinal de entrada, proveniente de um gerador de

estimulação eletrocutânea pode ser simétrico ou assimétrico, de acordo com os níveis de tensões mostrados na Figura 4.2. A configuração do modo de trabalho do estimulador eletrocutâneo é dada pela combinação de um conjunto de chaves, conforme mostrado na Tabela 2.

Configuração	CH1	CH2	F1	F2
Monofásico positivo/simétrico	F	A	A	F
Monofásico negativo/simétrico	A	F	A	F
Monofásico positivo/assimétrico	F	A	F	A
Monofásico negativo/assimétrico	A	F	F	A
Bifásico /simétrico	F	F	A	F
Bifásico /assimétrico	F	F	F	A

*A - Chave aberta*

*F - Chave fechada*

Tabela 2 - Configuração do Estimulador Eletrocutâneo

Assim, com o auxílio deste conversor é possível realizar-se, em trabalhos subsequentes, pesquisas psicofísicas para avaliação da percepção dos atributos sensoriais de frequência e intensidade, tanto para sinais bifásicos como para sinais monofásicos.

#### 4.2.4 Testes Realizados

Testes foram realizados no que diz respeito ao correto funcionamento do circuito do estimulador eletrocutâneo. Simulou-se a resistência de carga de um indivíduo, na faixa de 0,68 a 10 K $\Omega$ . Esta é a faixa de resistências encontrada para pessoas com a pele hidratada [29]. Buscou-se determinar a estabilidade do circuito com relação ao aquecimento dos componentes, já que esta foi a maior dificuldade observada no desenvolvimento do estimulador. Este fato se deve a configuração das fontes de corrente implementadas ser dependente da temperatura.

Por exemplo, o circuito da Figura 4.8, só que implementado com transistores BC546 (NPN) e BC556 (PNP), com  $V_{cc} = 15V$  e sem os resistores R3 e R4, apresentou uma instabilidade na corrente de saída com relação a variação da resistência de carga, conforme se vê na Figura 4.9.

Neste caso, ajustou-se, para uma carga de 13K $\Omega$ , uma corrente de 1,15 mA. Para esta resistência de carga, T3 está saturado ( $V_{ce}=0$ ), dissipando-se uma potência mínima. Pela lei de Ohm, com a diminuição da resistência de carga e a manutenção da intensidade de corrente constante, há uma diminuição da queda de tensão sobre esta resistência, e um aumento da tensão entre coletor e emissor de T3 ( $V_{ce}$ ). Assim, a potência dissipada em T3 será maior, havendo um maior aquecimento deste componente. A alteração da corrente de saída, observada na Figura 4.9 deve-se ao aquecimento dos transistores, o que não é aceitável para uma fonte de corrente.

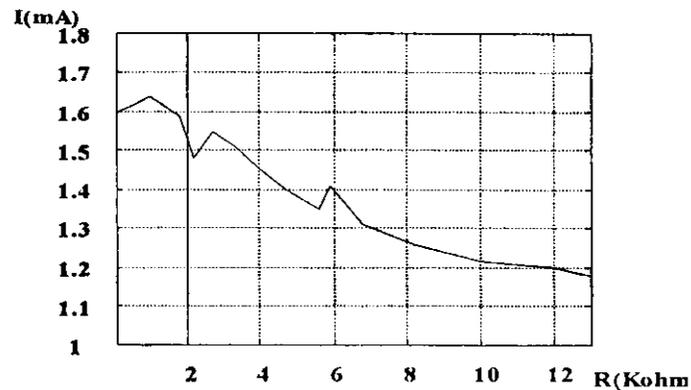


Figura 4.9 - Relação entre Corrente de Saída do Estimulador e Resistência de Carga para  $V_{cc}=15V$

Para resolver o problema da sensibilidade do circuito a variações de temperatura, utilizou-se transistores de maior potência na etapa de saída (BD139 e BD140), além dos diodos zener Z1 e Z2, e dos resistores R3 e R4, que tem a função de diminuir as correntes e as tensões entre coletor e emissor dos transistores do circuito, excetuando-se os transistores T3 e T8, que estão na saída do estimulador. O resultado foi um circuito estável com relação a temperatura, conforme se descreve nas seções seguintes.

#### 4.2.4.1 Ajuste para Operação do Estimulador

Os testes foram realizados com o auxílio dos seguintes equipamentos:

- Duas fontes DC variáveis(0 - 60V) - CCSON DC REGULATED POWER SUPPLY
- Um Gerador de Funções - 2MHz FUNCTION GENERATOR TR - 0458/D

- Um Osciloscópio Analógico - MINIPA 20 Mhz MO -1221S

Ajustou-se o estimulador para operação na faixa de 5mA para os modos monofásico positivo, monofásico negativo e bifásico. Para o ajuste, executou-se o seguinte procedimento (de acordo com circuito da Figura 4.8):

1. Coloca-se P2 na posição de máxima resistência;
2. Coloca-se CHA na posição 2 e injeta-se um sinal quadrado simétrico na entrada do estimulador;
3. Monitorando-se a saída S1, ajusta-se o sinal de saída para um pico de 0,5V (5mA), através dos potenciômetros P1 e P3, sendo P1 responsável pelo ajuste do pulso positivo e P3 pelo ajuste do pulso do sinal em S1;

Assim, ajustado o estimulador para funcionamento na máxima corrente de operação, P2 tem a função de possibilitar a variação da corrente de estimulação para valores menores que a máxima corrente, sob controle do usuário.

#### ***4.2.4.2 Operação no Modo Monofásico***

Com CH1 fechada e CH2 aberta, alimentou-se o circuito com um sinal quadrado simétrico, configurando-se o estimulador no modo monofásico positivo. Ajustou-se a saída para corrente máxima de 5 mA. Logo após, manteve-se a chave CHA na posição 1,

e passou-se a variar a resistência de carga, utilizando-se resistores <sup>2</sup> comerciais. Levantou-se os dados da variação da corrente de saída em função da resistência de carga, através da medição das tensões no ponto S1. Observou-se um comportamento estável da corrente de saída, conforme mostra-se na Tabela 3.

Resistência de Carga(Ohms)	Amplitude de Corrente(mA)
10k	4,90
8,2k	4,94
6,8k	5,10
5,6k	5,09
4,7k	5,11
3,9k	5,13
3,3k	5,17
2,7k	5,20
2,2k	5,22
1,8k	5,20
1,5k	5,17
1,0k	5,20
0,68k	5,23

Tabela 3 - Corrente de Saída em Função da Resistência de Carga para Modo Monofásico Positivo

Para o modo monofásico negativo, configurou-se o estimulador com CH1 fechada e CH2 aberta, realizando-se os testes de modo idêntico ao da situação anterior. O resultado obtido demonstrou o mesmo comportamento de estabilidade da corrente de saída observado na situação anterior, o que é visto na Tabela 4.

<sup>2</sup> Resistores utilizados: 680  $\Omega$ ; 1k $\Omega$ ; 1,5k $\Omega$ ; 1,8k $\Omega$ ; 2,2k $\Omega$ ; 2,7k $\Omega$ ; 3,3k $\Omega$ ; 3,9k $\Omega$ ; 4,7k $\Omega$ ; 5,6k $\Omega$ ; 6,8k $\Omega$ ; 8,2k $\Omega$ ; 10k $\Omega$ .

---

Resistência de Carga(Ohms)	Amplitude de Corrente(mA)
10k	4,80
8,2k	4,90
6,8k	5,00
5,6k	5,00
4,7k	4,94
3,9k	4,91
3,3k	5,00
2,7k	4,92
2,2k	4,92
1,8k	5,05
1,0k	5,00
0,68k	5,06

Tabela 4 - Corrente de Saída em Função da Resistência de Carga para Modo Monofásico Negativo

#### 4.2.4.3 Operação no Modo Bifásico

Para operação no modo bifásico CH1 e CH2 foram fechadas. O circuito foi alimentado por um sinal simétrico. Os testes foram realizados com a chave CHA na posição 1, simulando-se a resistência de carga de um indivíduo, na faixa de 0,68 a 10k $\Omega$ .

Observou-se que o estimulador eletrocutâneo no modo bifásico é capaz de fornecer um pulso de corrente com amplitude de  $\pm 5\text{mA}$  na faixa de 0,68 a 8,2k $\Omega$  como resistência de carga. Para resistências maiores, a fase monofásica negativa sofre uma distorção. Assim, a máxima amplitude de corrente de estimulação fornecida pelo

estimulador bifásico é de 4 mA, para cargas na faixa de 0,68 a 10 k $\Omega$ . A Tabela 5 mostra o comportamento para corrente de saída com a amplitude de corrente de saída na faixa de 4 mA.

Resistência de Carga(Ohms)	Amplitude de Corrente(mA)
10k	3,90/-3,95
8,2k	3,94/-4,00
6,8k	4,00/-4,05
5,6k	4,00/-4,00
4,7k	4,00/-4,00
3,9k	3,94/-4,00
3,3k	4,00/-4,00
2,7k	4,00/-4,05
2,2k	4,00/-4,00
1,8k	4,05/-4,05
1,5k	4,05/-4,10
1,0k	4,00/-4,05
0,68k	4,10/-4,10

Tabela 5 - Corrente de Saída do Estimulador Bifásico em Função da Carga

# **Capítulo 5**

---

## *Conclusão*

### **5.1 Introdução**

Foi realizado um estudo sobre a percepção de informações acústicas através da estimulação eletrocutânea.

Inicialmente estudou-se o problema de desenvolvimento intelectual e integração social dos surdos. O aprendizado da comunicação oral, em pessoas com audição normal, ocorre gradativamente, através de um processo de realimentação, quando aprende-se a falar imitando-se o que se escuta. O processo de aprendizagem da comunicação oral pelos surdos, entretanto, não pode ocorrer naturalmente, e daí é necessária uma educação especial. Na educação especial para deficientes auditivos, utiliza-se outros sentidos como alternativos à audição. Através do tato e da visão se procura dotar o surdo de compreensão acerca da importância da linguagem oral, dos meios utilizados para efetivá-la, e da necessidade de aprendê-la. A metodologia de educação especial para surdos é pautada pelo ensino da leitura labial, a compreensão das estruturas da linguagem oral, sua importância, e o aprendizado da fala.

Dispositivos eletrônicos podem ser aplicados na educação e reabilitação de deficientes auditivos. Pode-se desenvolver aparelhos para codificação de parâmetros de voz e realimentação dos mesmos para o deficiente, através de um sentido alternativo à audição. É possível desenvolver-se dispositivos para auxílio a educação, e por outro lado, sensores portáteis para auxílio ao entendimento da fala.

O enfoque deste trabalho é voltado para estimulação eletrocutânea como sentido alternativo ao auditivo. Este tipo de estimulação ainda não é totalmente estudado, principalmente nos seus aspectos psicofísicos. Os estímulos padrões utilizados são denominados monofásicos e bifásicos, e tem o formato de um trem de pulsos. Os atributos de percepção que os caracterizam são a intensidade e a vibração. A intensidade associa-se a amplitude e largura do pulso, e a vibração está associada a característica de frequência. No entanto é observado que variações em frequência também influenciam a percepção de intensidade.

Tendo-se como base a literatura pesquisada, notou-se que os experimentos psicofísicos realizados, e as discussões contidas nos trabalhos, necessitam de uma maior fundamentação quanto aos métodos da psicofísica e as teorias da percepção. Os resultados experimentais estão mais avançados para os pulsos monofásicos que para os bifásicos. A razão é que os pulsos monofásicos são mais simples, pois tem menos parâmetros que os bifásicos. Não há, entretanto, uma definição sobre qual formato do pulso permite uma melhor qualidade de percepção. Os experimentos psicofísicos foram realizados com pequenas amostras, e ainda assim não selecionados de acordo com critérios estatísticos para amostragem populacional. Este é um fator que diminui o grau de confiabilidade dos resultados obtidos.

Outros fatores que devem ser melhor abordados são: a possibilidade de danos físicos causados pela rotina da estimulação; e o efeito da aprendizagem na alteração dos limiares obtidos para o sinal de estimulação eletrocutânea.

A fim de transmitir-se informações acústicas por este canal, é necessário modular-se o sinal de estimulação eletrocutânea com os parâmetros acústicos da voz. A modulação do sinal de estimulação eletrocutânea se dá com base nos atributos sensoriais para este tipo de estimulação, tais como os limiares de sensação e discriminação, obtidos a partir de experimentos psicofísicos.

O sinal acústico deve ser convertido para a forma de estimulação do sentido alternativo empregado. No caso da estimulação eletro tátil, não encontrou-se na literatura pesquisada sistemas para a recepção de informações acústicas baseado em tais estímulos. Logo, não há um exemplo de extração de parâmetros aplicado a este caso. São encontrados, entretanto, empregando estímulos vibro táteis, sistemas para recepção de informação acústica.

O processamento para reconhecimento de voz aplicado a reabilitação de surdos, através de estímulos táteis, é bastante simplificado com relação aquele que é utilizado em máquinas. Isto ocorre porque o deficiente é capaz de diferenciar ambiguidades, em função do contexto em que ocorrem e da sua aprendizagem em situações anteriores.

Nos sistemas observados na literatura, os parâmetros acústicos são extraídos com base em um vocoder com divisão espectral. A saída de cada canal do divisor espectral alimenta um elemento vibro tátil. A vantagem deste tipo de extração de parâmetros está em sua simplicidade, e as pesquisas demonstraram a aquisição de um vocabulário- por

parte de pessoas artificialmente ensurdecidas-, através deste tipo de extração de parâmetros e estimulação tátil.

Desenvolveu-se um estimulador eletrocutâneo de uso geral, apropriado para em trabalhos posteriores, realizar-se levantamentos psicofísicos com estimulação eletrocutânea e, ser utilizado como etapa final no desenvolvimento de sistemas de recepção de voz por estimulação eletro tátil. Este instrumento deve ser capaz de fornecer pulsos monofásicos ou bifásicos compatíveis com aqueles observados na literatura, e suportar variações nos parâmetros do sinal pulsante de estimulação.

O módulo de estimulação eletrocutânea desenvolvido pode fornecer sinais monofásico positivo, monofásico negativo ou bifásico, configurados por meio de chaves. Na sua entrada deve-se aplicar um sinal pulsante, que é convertido em um sinal pulsante de corrente, mantendo-se o mesmo formato do sinal de entrada. A amplitude da corrente é controlada pelo usuário, podendo-se fornecer uma intensidade de corrente máxima de 5 mA para pulsos monofásicos e 4 mA para pulsos bifásicos.

## **5.2 Propostas de Pesquisas**

Os resultados relatados nesta dissertação mostram que pouco se tem conhecimento acumulado nas áreas de estimulação eletrocutânea para percepção acústica e técnicas de processamento de voz para recepção da voz via estímulos eletro táteis. De fato, na literatura pesquisada não se encontrou estudos nessas duas áreas, mas sim em assuntos

semelhantes, como a recepção de informações acústicas por estimulação vibro tátil, e pesquisas psicofísicas em estimulação eletrocutânea direcionadas para outros tópicos, como a recepção de informações proprioceptivas.

O estudo das pesquisas encontradas em estimulação eletrocutânea e em sistemas de percepção de voz por estimulação vibro tátil, determinaram referências básicas para realização de pesquisas na área abordada nesta dissertação, tais como a natureza dos estímulos básicos de estimulação eletrocutânea e seus limiares. Quanto ao processamento de voz, a utilização de divisão espectral para extração de parâmetros de voz.

Ainda quanto aos estímulos fundamentais utilizados para estimulação eletrocutânea, não fica claro a razão da escolha de pulsos retangulares, em detrimento de outras formas de onda, como senoidais ou triangulares. Supõe-se neste trabalho que isto se deve aos seguintes pontos: a simplicidade da relação entre parâmetro e sensação, a facilidade de controle dos parâmetros frequência e largura de pulso destes sinais, e a uma possível maior largura de faixa para a percepção de intensidade nos pulsos retangulares. Contudo, não se encontrou pesquisas, na literatura, esclarecendo estas questões.

Ao se unir os resultados da literatura quanto a estimulação eletrocutânea, e os parâmetros de voz, em um processo de modulação do sinal de estimulação eletrocutânea pela voz, surgem questões cujas respostas não estão claras na literatura pesquisada. Além disso, se observa que as pesquisas em estimulação eletrocutânea estão bastante direcionadas para as características de projeto em que estão sendo aplicadas. Não ficou claro, nestas pesquisas, a tentativa de desenvolver-se a estimulação eletrocutânea como um sentido, da forma geral que a psicofísica define os atributos dos outros sentidos humanos.

A partir destas questões, se propõe uma série de pesquisas visando-se o desenvolvimento da estimulação eletrocutânea como sentido alternativo à audição.

### **5.2.1 Pesquisa em Estimulação Eletrocutânea Aplicada na Recepção de Parâmetros Acústicos**

Conforme se observou na seção 3.3.2.1 existem problemas em se modular um pulso de estimulação em frequência, pelos parâmetros de voz. Isto ocorre porque a taxa de variação dos parâmetros de voz situa-se na mesma faixa de frequências do sinal perceptível de estimulação eletrocutânea.

É sugerida a modulação por largura de pulsos, com a largura de pulso variando de 50 a 500  $\mu$ s (Figura 2.5), em um sinal pulsante com frequência na faixa de 1 kHz. Neste caso, apenas a sensação de intensidade é percebida, já que a frequência situa-se fora da faixa perceptível (Figura 2.6). O problema é que os resultados psicofísicos para a sensação de intensidade, em função da largura de pulso, foram obtidos com o sinal de estimulação em uma faixa de frequências específica, entre 10 e 100 Hz. Além disso, foi observado a dependência entre a frequência e sensação de intensidade (Tabela 1). Perde-se a clareza, então, sobre a alteração que os dados da Figura 2.5 podem sofrer, com o sinal em uma faixa de frequências tão distinta.

Estes problemas, citados nos dois parágrafos anteriores, podem ser analisados em uma pesquisa de estimulação eletrocutânea, contendo os seguintes objetivos:

- Medição da duração do estímulo necessária para que o mesmo seja percebido, ou seja, a quantidade de ciclos de um sinal pulsante em função da frequência do sinal, de forma que seja percebida alterações nos parâmetros do sinal de estimulação eletrocutânea.
- Levantamento dos limiares de sensação, dor e limiar-diferença para a sensação de intensidade em função da largura de pulso, considerando-se um sinal de estimulação monofásico cuja frequência varie de 1 kHz a 2 kHz.

### **5.2.2 Levantamento Geral dos Atributos da Estimulação Eletrocutânea como Sentido Secundário**

O trabalho anterior é direcionado para a estimulação eletrocutânea aplicada a recepção de informação sonora. Neste caso, as medidas psicofísicas estão direcionadas apenas a uma faixa de parâmetros do sinal de estimulação. Se propõe nesta subseção a realização de uma pesquisa mais detalhada da percepção de estimulação eletrocutânea. Neste trabalho, buscam-se os seguintes resultados finais:

- Curva padrão dos limiares de sensação e dor para largura de pulso em função da frequência;
- Curva dos limiares-diferença para os atributos de frequência e largura de pulso, considerando-se, também, a variação da largura de pulsos em função da frequência de estimulação;

- Avaliação da variação do limiar de sensação e limiar terminal da frequência em função da largura de pulso;
- Avaliação da influência da variação da amplitude do pulso de estimulação eletrocutânea nos limiares de vibração e intensidade, dentro da faixa das amplitudes consideradas confortáveis pelo indivíduo sob testes.
- Desenvolvimento de uma metodologia para avaliar se um indivíduo possui sensibilidade eletrotátil ou pode ser considerado deficiente para este tipo de estimulação, e classificação dos graus de deficiência existentes

### 5.2.3 Estímulos Monofásicos com “burst”

Os estímulos monofásicos considerados nas subseções anteriores tem o formato básico da Figura 5.1, contendo os parâmetros largura de pulso (PW) e frequência (PR).

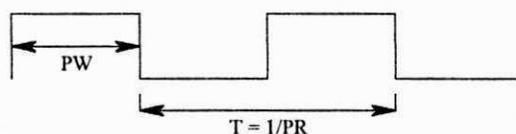


Figura 5.1 - Pulso Monofásico Simples

Em trabalhos psicofísicos para estimulação eletrocutânea com sinais bifásicos utilizou-se o conceito de burst, conforme se vê na Figura 2.7. A configuração de um sinal com “burst” pode também ser aplicada aos sinais monofásicos. Um estímulo monofásico deste tipo encontra-se representado na Figura 5.2.

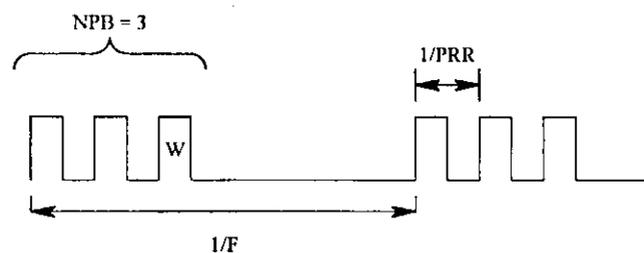


Figura 5.2 - Pulso Monofásico com “Bursts”

Este sinal possui quatro parâmetros e o indivíduo estimulado percebe duas qualidades sensoriais, que são a intensidade e a vibração. Os parâmetros PRR e F devem influenciar a percepção de vibração. O parâmetro W influencia a percepção de intensidade, e quanto ao parâmetro NPB, este pode influenciar a percepção de vibração, e deve relacionar-se também com a percepção de intensidade.

A vantagem de utilização deste sinal encontra-se, primeiro, na possibilidade de ocorrência de percepção mais forte das sensações de intensidade ou vibração, pelo indivíduo estimulado. E depois, na possibilidade de uma faixa maior de variação dos parâmetros do sinal de estimulação.

Propõe-se, então, um estudo psicofísico para este formato de sinal de estimulação eletrocutânea. Neste ponto, vê-se que a maior utilização do sinal monofásico simples se dá pela facilidade de obter-se resultados psicofísicos para este sinal. Cita-se a seguir os objetivos gerais do estudo proposto.

- Definir, em função da frequência de variação dos parâmetros acústicos da voz, as faixas de variação dos parâmetros do sinal de estimulação eletrocutânea, ideais para aplicação na recepção de informações acústicas, considerando-se o estímulo monofásico com burst.
- Na faixa de frequências consideradas úteis para aplicação em voz, levantar o limiar de sensação e limiar terminal para frequência, considerando a variação dos parâmetros F e PRR, mantendo-se os demais parâmetros em um ponto que possibilite a maior faixa de percepção dos parâmetros F e PRR (gradiente de percepção vibratória).
- Levantar os limiares de sensação e dor para a largura de pulso, mantendo-se os outros parâmetros fixos. Avaliar a influência do parâmetro NPB na sensação de intensidade.
- Levantar as curvas dos limiares-diferença para os parâmetros, associados a qualidade sensorial que influenciam.
- Comparar os resultados obtidos com o dos pulsos monofásicos simples.
- Planejar, se for considerada positiva a utilização de pulsos monofásicos com burst em sistemas de estimulação eletrocutânea, o levantamento geral dos atributos de estimulação eletrocutânea com esse formato.

#### 5.2.4 Estudo de Estímulos Senoidais

Na literatura para estimulação eletrocutânea, as pesquisas da psicofísica baseiam-se em um sinal pulsante, um trem-de-pulsos, monofásico ou bifásico, como estímulo eletro tátil. Não encontrando-se, nestas referências, a razão para a utilização de tais estímulos.

Propõe-se nesta subseção a realização de uma pesquisa acerca da estimulação eletro tátil por estímulos senoidais e a avaliação da percepção aos mesmos. O objetivo final do trabalho seria:

- Determinar a possibilidade de tons senoidais serem estímulos eletro táteis;
- Determinar-se os limiares de percepção de intensidade e vibração para tais estímulos;
- Representar, através de técnicas de análise espectral, tons pulsantes em representação de fourier e estimar, através dos limiares de percepção dos estímulos senoidais, os limiares de percepção dos estímulos pulsantes presentes na literatura. Concluindo pela validação ou não de tais resultados, através da comparação com resultados clássicos da literatura.
- Determinar a viabilidade de utilização de tais estímulos, ou dos resultados teóricos obtidos em estimuladores eletrocutâneos para recepção de sinais sonoros.

O estimulador eletrocutâneo desenvolvido neste trabalho, não possui comportamento linear, não sendo habilitado para ser utilizado com estímulos senoidais. Apresenta-se, então, no apêndice D, a configuração de um circuito para estimulação eletrocutâneo linear, que pode ser desenvolvido para utilização com estímulos senoidais.

### 5.2.5 Estudo de Estímulos Bifásicos

O sinal bifásico mais simples a ser considerado é aquele que não possui burst, similar ao pulso monofásico simples. O outro estímulo considerado, então, é o bifásico com burst, na forma da Figura 2.7. Nesta subseção propõe-se dois trabalhos:

- Levantar especificamente na faixa útil para voz, os limiares de percepção dos parâmetros do estímulo bifásico simples;
- Fazer este levantamento para o estímulo bifásico com burst.

Deve-se comparar os resultados obtidos com aqueles dos pulsos monofásicos. Outra questão a ser considerada, nesta comparação, é a avaliação dos possíveis danos físicos que estes estímulos podem acarretar no indivíduo sob testes, avaliando-se a diferença entre os dois tipos de estímulo, com relação a este aspecto.

### 5.2.6 Implementação de Vocoder com Divisão Espectral

O vocoder com divisão espectral é utilizado em sistemas de estimulação vibro tátil para percepção de informação acústica, e indivíduos testando sistemas deste tipo conseguiram ter aprendido de palavras. Propõe-se, então, a utilização de um sistema semelhante, só que utilizando-se estimulação eletrocutânea. No apêndice C desta dissertação, encontra-se especificações preliminares de projeto para um vocoder com estimulação eletrocutânea. Aquele é um circuito analógico para funcionamento em tempo real. Neste trabalho se propõe um vocoder utilizando filtragem digital para funcionamento off-line. Em diagrama de blocos, o sistema é mostrado na Figura 5.3.

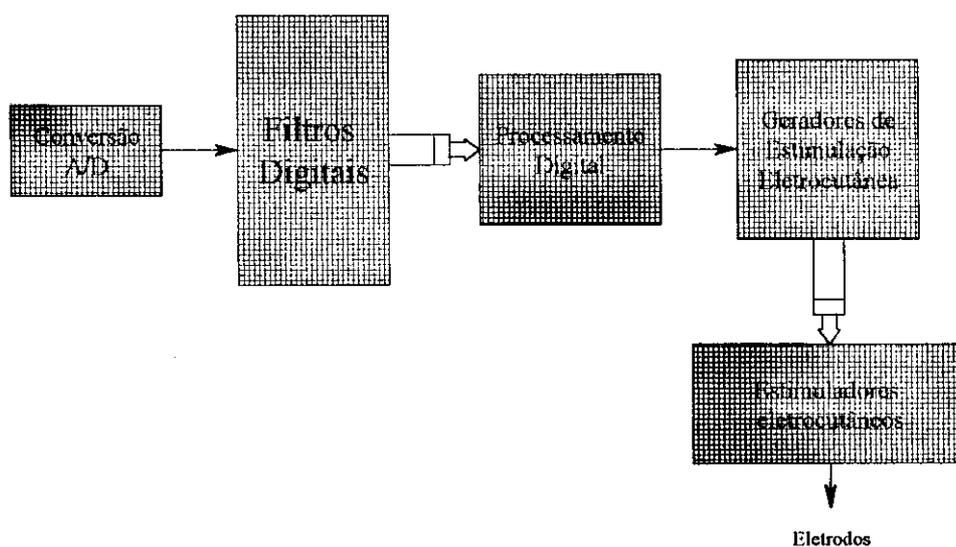


Figura 5.3 - Vocoder Eletro tátil em Diagrama de Blocos

A voz é captada e passa por um conjunto de filtros digitais, centrados inicialmente nas frequências mostradas na Figura 3.5. As saídas de cada filtro são processadas para detectar-se a intensidade de um parâmetro acústico, que a priori é o valor de pico do sinal captado pelo filtro. Cada canal vai dar origem a um parâmetro, após a etapa de processamento. Estes parâmetros vão alimentar o gerador de sinal de estimulação eletrocutânea, que fornecerá em suas saídas 8 sinais de estimulação eletrocutânea, já devidamente modulados. Estes sinais alimentarão 8 estimuladores<sup>1</sup> eletrocutâneos, que por sua vez estimulam o indivíduo sob testes.

A realização do gerador de sinais de estimulação eletrocutânea depende da realização da pesquisa relatada na seção 5.2.1, que vai definir os atributos psicofísicos do sinal de estimulação eletrocutânea a ser utilizado.

Os aspectos gerais para a realização deste projeto são detalhados nos tópicos a seguir:

- Como o processamento é off-line, pode-se bascar o projeto em um microcomputador comum;
- O gerador do sinal de estimulação pode ser uma placa compatível com o slot do PC, ou pode-se interligar o PC, via porta serial, por um circuito microcontrolado, aproveitando-se os temporizadores do microcontrolador para gerar os sinais de estimulação eletrocutânea;
- O parâmetro detectado na saída do filtro pode ser o valor de pico do sinal, ou outro parâmetro temporal, como a energia do sinal, ou ainda, pode considerar-se mais de um parâmetro na

---

<sup>1</sup>O Estimulador Eletrocutâneo foi desenvolvido no capítulo 4 desta dissertação.

definição do sinal de controle do gerador de sinal de estimulação. Este processo será definido com os testes de entendimento da voz e aprendizado realizados com o vocoder.

- As frequências centrais dos canais podem ser ajustadas com a realização de testes de aprendizado do vocoder.

### **5.3 Comentários Finais**

Neste trabalho buscou-se atingir dois objetivos. O primeiro foi a realização de um levantamento bibliográfico que pudesse fornecer, ao grupo de pesquisa que o realizou e a comunidade científica que nos circunda, uma noção das potencialidades desta área, no que se refere a viabilidade de se implementar a transmissão de informações auditivas por meios eletrocutâneos. O segundo objetivo foi a implementação de protótipos básicos de dispositivos nesta área, a fim de que houvesse uma continuidade de trabalhos, em sucessão a este.

Com o desenvolvimento do estimulador eletrocutâneo, satisfiz-se o segundo objetivo. Quanto ao primeiro deles, a revisão bibliográfica realizada e a apresentação dos conceitos da estimulação eletrocutânea e do processamento de voz para auxílio a deficientes auditivos, apresentados nesta dissertação, possibilitam a continuidade das pesquisas em engenharia de reabilitação para surdos.

# ***Bibliografia***

---

- [1] *Enciclopédia Barsa*.1995
- [2] Brooks, William D.. *Speech Communication*. Segunda edição, 1974
- [3] Amorim, Antonio. *Fonoaudiologia Geral*. 1ª edição. 1972
- [4] Noronha, Maria Helena e Rodrigues, Maria Helena. *O deficiente da Audição e a Educação Especial*. José Olympio. 1ª edição. 1974
- [5] Martins, Maria Raquel. *Ouvir Falar*. Editora Caminho. Lisboa. 1988
- [6] Cunha, C. Ferreira. *Gramática da Língua Portuguesa*. MEC. 1972
- [7] Trindade, Maria da. *Ensino para Deficientes de Audiocomunicação e Rumos Atuais*. Revista Brasileira de Estudos Pedagógicos. v.58 jul/set 1972 p.93-99
- [8] Cruickshank, William M. e Johnson, G. Orville; *A Educação da Criança e do Jovem Excepcional*. Ed. Globo; 1 ed. Volume II, 1975.
- [9] White, Mark, Ochs, Marleen e Merzenich, Michael. *Speech Recognition in Analog Multichannel Cochlear Protheses: Initial Experiments in Controlling Classifications*. IEEE Transactions on Biomedical Engineering. Vol. 37 outubro,1990. p. 1002-1009.

- 
- [10] Kirk, Samuel A. e Lord, Francis E. *Exceptional Children: Educational Resources and Perspectives*. Houghton Mifflin Company. 1974.
- [11] Boothroyd, A. *Wearable Tactile Intonation Display for the Deaf*. IEEE Transactions on Acoustic and Speech and Signal Processing. v.33 .1 fev 1985 p.111-117
- [12] Gault, R. H. *Touch as a substitute for Hearing in the Interpretation and Control of Speech*. Archives of Otolaryngology. v 3. 1926. p 121-135
- [13] Gault R. H. e Crane G. W. *Tactual Patterns for Certain Vowel Qualities Instrumentally Communicated from a Speaker to a Subject's fingers*. Journal of Genectics Psychology. v1 p 353-359. 1928
- [14] Gault R. H. *Progress in Experiments on Tactual Interpretations of Oral Speech*. J. Abn Soc Psychol. v19 p155-159. 1924
- [15] Pickett, J.M. *Some Aplications of Speech Analysis to Communication Aids for the Deaf*. IEEE Transations on Audio and Electroacoustics. v.AU-17 n.4 dez 1969 p.283-289
- [16] Rothenberg, Martin e Molitor, R. *Encoding Voice Fundamental Frequency in Vibrotactile Frequency*. Journal of Acoustic Society of America. out 1979 p1029-1038
- [17] Willemain, T.R.; Lee, F.F. *Tactile Pitch Displays for the Deaf*. IEEE Transactions on Audio and Electroacoustics v.20 n.1 mar 1972 p.9-16
-

- [18] Potter, R., Kopp, G. e Green, H.. *Visible Speech*. New York. Van Nostrand. 1947
- [19] Watanabe, A., Ueda, Y. e Shigenaga, A. *Color Display System for Connected Speech to be used for the Hearing Impaired*. IEEE Transactions on Acoustic, Speech and Signal Processing. v33 fev 1985. p164-173
- [20] Fletcher, S.G. *Seeing Speech in Real Time*. IEEE spectrum v.19 n.4 abril 1982 p.42-45
- [21] Brooks, P.L.; Frost, B.J. *Evaluation of a Tactile Vocoder for Word Recognition*. Journal of Acoustic Society of America. v.74 n.1 jul 1983 p.34-39
- [22] Erber, N.P. *Visual Perception of Speech by Deaf Children: Recent Developments and Continuing Needs*. Journal of Speech Hearing Disables. v39 p178-185. 1974
- [23] Goldstein, M. H. e Stark, R. E. *Modification of Vocalizations of Preschool Deaf Children by Vibrotactile and Visual Displays*. Journal of Acoustic Society of America. v59 p1477-1481. 1976
- [24] Picket, J.M. e Picket P.H. *Communication of Speech Sounds by a Tactual Vocoder*. Journal of Speech Hearing Disorder v6 p207-222, 1963
- [25] Yeni-komshian, G.H. e Goldstein, M. H. *Identification of Speech Sounds Displayed on a Vibrotactile Vocoder*. Journal of Acoustic Society of America v62 p194-198. 1977

- [26] Rothenberg, M., Verrilo, T., Zahorian, S., Brachman, M. e Bolanowski, S. *Vibrotactile Frequency for Encoding a Speech Parameter*. Journal of Acoustical Society of America. v62 p1003-1012. 1977
- [27] Franzen, O e Nordmark, J. *Vibrotactile Frequency Discrimination*. Perception and Psychophysics. v17 p480-484. 1975
- [28] Goldberg, Aaron. *A visual Feature Indicator for the Severely Hard of Hearing*. IEEE Transactions on Audio and Electroacoustics. v20. março. 1972
- [29] Szeto, A. e Saunders, F. *Electrocutaneous Stimulation for Sensory Communication in Rehabilitation Engineering*. F.A. IEEE Transactions on Biomedical Engineering. v.29 n.4 abril 1982 p.300-308
- [30] Esbérard, Charles. *Neurofisiologia*. Editora Campus. R. de Janeiro. 1980
- [31] Kaczmarek, K. A. Kramer, K., Webster, G. e Radwin, R. *A 16-Channel 8-Parameter Waveform Electrotactile Stimulation System*. IEEE Transactions on Biomedical Engineering v.38 n.10 out 1991 p.933-943
- [32] Solomonow, M.; Raplee, L. e Lyman. *Electrotactile Two Point Discrimination a a Function of Frequency, Pulse Width and Pulse Time Delay*. Annals of Biomedical Engineering. n.6 1978 p.117-125
- [33] Szeto, A.Y.J.; Lyman, J.; Prior, R.E *Electrocutaneous Pulse Rate and Pulse Width Psychometric Functions for Sensory Communications*. Human Factors, 1979, 21(2) p.241-249s

- [34]- Szeto, A. Y. *J. Relationship Between Pulse Rate and Pulse Width for a Constant-Intensity Level of Electrocutaneous Stimulation*. Annals of Biomedical Engineering v.13 1985 p.373-383
- [35] Kaczmarek, K., Webster, G. e Radwin, R. *Maximal Dynamic Range Electrotactile Stimulation Waveforms*. IEEE Transactions on Biomedical and Engineering. v.39 n.7 jul 1992 p.701-715
- [36] Geldard, Frank. *The Human Senses*. John Wiley&Sons Inc. 1972
- [37] Solomonow, M; Lyman, J. e Freedy A. *Electroctatile Two-point Discrimination as a Function of Frequency, Body Site, Laterality, and Stimulation Codes*. Annals of Biomedical Engineering n.5 1977 p.47-60
- [38] Vieira, Maurílio. *Módulo Frontal para um Sistema de Reconhecimento Automático de Voz*. Dissert. de Mestrado. UNICAMP. 1989
- [39] Rabiner, L e Schafer, R. *Digital Processing of Speech Signals*. Prentice Hall. 1978
- [40] Hayes, T e Horowitz, P. *The Art of Electronics*. 5ª edição. 1994
- [41] Steffens, Michele L. e outros. *Early Vocal Development in Tactually Aided Children with Severe-profound Hearing Loss*. Journal of Speech & Hearing Research. 1994(junho) vol.37. p. 700-711.

- [42] Ryalls, John; Michallet, Bernad e Le Dorze, Guylaine. *A Preliminary Evaluation of the Clinical Effectiveness of Vowel Training for Hearing-impaired Children of IBM's SpeechViewer*. Volta Review 1994. Vol 96. p.19-30.
- [43] Pratt, Sheila R. e outros. *The Efficacy of Using the IBM SpeechViewer Vowel Accuracy Module to Treat Young Children with Hearing Impairment*. Journal of Speech & Hearing Research 1993. Vol 36. p.1063-1074.
- [44] Eilers, Rebecca E. e outros. *Tactile Vocoders as Aids to Speech Production in Young Hearing-impaired Children*. Volta Review. 1993. Vol 95. p.265-293.
- [45] Antonino, P. H. D. & Cliquet, A. Jr. *Sistema de Estimulação Tátil para Recepção de Informações Óticas*. Anais do I Forum Nacional de Ciência e Tecnologia/1992. p.196-198.
- [46] Nohama, Percy & Cliquet, Alberto. *Electrocutaneous Stimulation: Optimum Waveform Parameters for Sensory Transmission*. Abstracts of the World Congress on Medical Physics and Biology/1994. p.872
- [47] Schmidt, R. F. *Fisiologia Sensorial*. Editora Universidade de São Paulo. 1980.
- [48] Tachi, Susumi, Tanie, Kazuo, Komoriya, K. e Abe, Minoru. *Electrocutaneous Communication in a guide Dog Robot (MELDOG)*. IEEE Transactions in Biomedical Engineering. Julho, 1985. P.461-469.

- [49] Sherrick, Carl F. *Basic and Applied Research on Tactile aids for Deaf people : Progress and Prospects* Journal of . Acoustics. Society of America. Maio, 1984 P. 1325-1342.
- [50] Fonseca, Daniel V. *Studies in a Tactile Vision Substitution System*. Abstracts of the World Congress on Medical Physics and Biology/1994. p.865
- [51] Saunders, Frank. *An Electrotactile Sound Detector for the Deaf*. IEEE Transactions on Audio and Electroacoustics. V.21. junho 1973. p.285-287.
- [52] Engebretson, Maynard; O'Connell, Michael. *Implementation of a Microprocessor-Based Tactile Hearing Prosthesis*. IEEE Transactions on Biomedical Engineering. V.33. julho 1986. p.712-716.
- [53] Webster, John. *Medical Instrumentation - Application and Design*. Houghton Mifflin Company. Boston. 1978

# ***Apêndice A***

---

## *Classificação de Deficientes Auditivos*

Para determinar a natureza de incapacidades auditivas desenvolveu-se o audiômetro, que é simplesmente um fone ligado a um oscilador eletrônico capaz de emitir tons puros que abrangem desde baixas até altas frequências. Baseado em estudos anteriores de pessoas normais, o instrumento é calibrado de modo que o nível zero do som, a cada frequência, seja a menor intensidade de som que pode ser ouvido por um indivíduo normal. Todavia, pode-se alterar o controle calibrado de volume para elevar ou reduzir a intensidade de cada tom acima ou abaixo do nível zero. Se a intensidade de um tom tiver de ser aumentada para 30 decibéis acima do normal antes que o ouvido possa ouvir o tom, diz-se que ele tem uma perda auditiva de 30 dB para esse tom particular.

Quando se executa um teste auditivo usando audiômetro, testam-se aproximadamente 8 a 10 tons que englobam o espectro auditivo, sendo a perda auditiva determinada para cada um desses tons.

Neste apêndice, os indivíduos são classificados de acordo com o efeito que a perda de audição tem sobre o desenvolvimento da linguagem e da fala. Cita-se abaixo a classificação educacional destes indivíduos.

**Ligeira Perda de Audição:** (ASA 15-30db, ISO 25-40db, no ouvido melhor, ao longo da faixa da fala) Encontra-se na fronteira entre as pessoas dotadas de audição normal e as portadoras de distúrbio auditivo. Em alguns casos, um aparelho auditivo pode ser útil para ouvir à distância. Pode requerer assistência especial no desenvolvimento e conservação de bons padrões de fala.

**Duros de ouvido:** (ASA 35-60db, ISO 45-70db, no ouvido melhor ao longo da faixa da fala) No começo, é necessária uma educação especial para estabelecer bons padrões de fala e um pleno desenvolvimento da linguagem. Embora possa aprender a linguagem com auxílio de um amplificador de som, tem dificuldade de seguir uma conversa em grupo.

**Surdês Grave:** (ASA 80-95dB, ISO 90-105dB) Uma criança pertencente a essa categoria não desenvolve espontaneamente a linguagem nem a fala. Mesmo com amplificação, ouve primordialmente os sons vocálicos e a entonação da fala. Para adquirir a linguagem e a fala, as crianças que sofrem de surdês grave não só requerem o uso da amplificação como também professores treinados na educação de crianças surdas.

**Profundamente surdas:** (ASA 95dB nenhuma reação, ISO 105 dB nenhuma reação acima de 500Hz por toda a faixa da fala). Com amplificação, recebem apenas sensações de ruídos pelo canal da audição. Devem aprender a linguagem e a fala através de uma educação intensiva para crianças surdas.

# ***Apêndice B***

---

## *Psicofísica*

A fisiologia dos órgãos dos sentidos estuda as funções dos nossos órgãos sensoriais e das estruturas correspondentes do sistema nervoso central. Não se limita exclusivamente à descrição das reações físico-químicas que se processam nestas estruturas (fisiologia objetiva dos sentidos), mas ocupa-se também das condições e das normas que regem as sensações e percepções sensoriais (fisiologia subjetiva dos sentidos).

Os fatores que desencadeiam as impressões sensoriais de determinada qualidade são conhecidos como estímulos sensoriais específicos ou simplesmente estímulos.

A qualidade do estímulo resulta da reação com as células dos órgãos sensoriais que recebem o estímulo, com os receptores do órgão sensorial.

O tipo de impressão sensorial é definido pelas noções de modalidade e qualidade, ao passo que a sua intensidade é definida como quantidade. A quantidade impressão sensorial está de acordo com a intensidade do estímulo.

Um dado importante é o ponto inicial em que começam as relações entre a intensidade do estímulo e a resposta ao mesmo, isto é, o menor estímulo capaz de provocar uma reação, ou seja, o estímulo limiar.

Além de suas características de modalidade e qualidade e da quantidade, as impressões sensoriais se referem a um determinado momento e a um certo local do ambiente ou do organismo, isto é, elas apresentam as dimensões de tempo e espaço.

A impressão sensorial refere-se às unidades fundamentais, aos elementos das experiências sensoriais. Quase nunca as impressões sensoriais são recebidas isoladamente; à soma de impressões sensoriais dá-se o nome de sensação. Via de regra, a sensação sensorial pura é acompanhada de uma interpretação, de uma referência a fatos vividos ou aprendidos: é o que se chama de percepção. Ex: “ali está uma cadeira” exprime uma percepção.

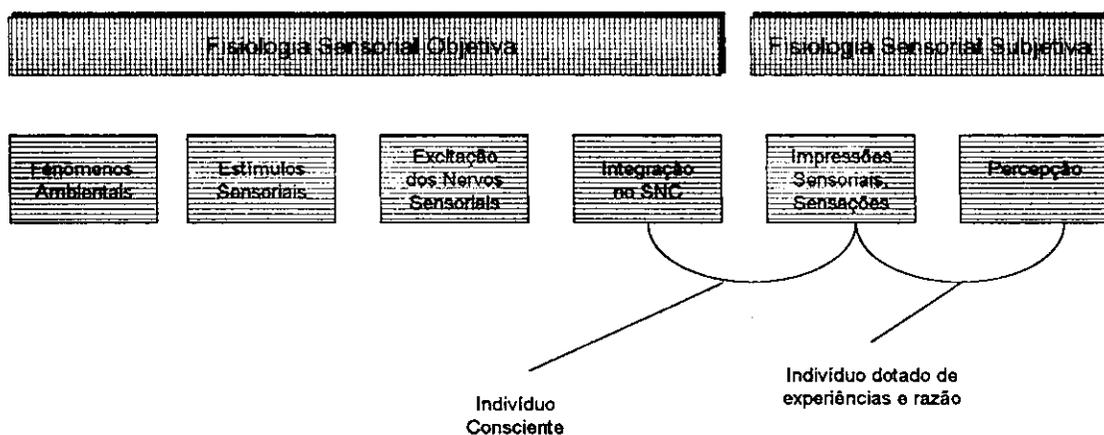


Figura B.1 - Fisiologia Sensorial

## 1. Medida das Sensações - Psicofísica

A fisiologia sensorial subjetiva baseia-se nas afirmações do ser humano com referência aos fenômenos do mundo externo: o pesquisador lhe oferece estímulos sensoriais específicos e registra as suas manifestações verbais.

Medidas Subjetivas: Em fisiologia sensorial subjetiva, a intensidade de resposta ao estímulo, ou seja, a intensidade da sensação provocada pelo mesmo, não se adapta ao sistema de medidas físicas ou químicas. Portanto, torna-se necessária a introdução de um sistema de medidas subjetivas.

Um sistema de medidas precisa basear-se numa unidade bem definida. Devem ser estabelecidas unidades para as diversas sensações. Como unidade subjetiva deste tipo escolhe-se muitas vezes o limiar absoluto de percepção de uma determinada qualidade sensorial, determinando-se a intensidade da sensação como um múltiplo da sensação correspondente ao limiar. Existem três métodos importantes para medir a intensidade das sensações.

### **1.1 Avaliação do Múltiplo da Intensidade da Sensação**

Uma das possibilidades para determinar a intensidade de uma sensação consiste em fazer o indivíduo avaliar o quanto a sensação a ser medida é mais forte em comparação com a sensação unitária.

## **1.2 Comparação Intermodal da Intensidade**

No caso anterior, a intensidade da sensação foi avaliada como sendo um múltiplo da sensação desencadeada por um estímulo padrão. Muitas pessoas encontram dificuldades para expressar estas relações em dados numéricos. Esta dificuldade pode ser contornada pelo método da comparação intermodal da intensidade. Nesta experiência, pede-se a pessoa examinada que aperte um dinamômetro manual com a mão, a tal ponto que esta pressão corresponda à intensidade da sensação produzida por um estímulo experimental, como, por exemplo, um som. Desta maneira, compara-se a intensidade dos sons percebidos com a intensidade da pressão exercida sobre a palma da mão, isto é, realiza-se a comparação intermodal das intensidades.

A comparação intermodal das intensidades permite realizar medições exatas da intensidade das sensações para diversas modalidades. Este método fornece os expoentes  $n$  da função exponencial, os quais coincidem com o método de determinação em relação a um padrão acima exposto, no qual a intensidade é avaliada subjetivamente em relação a um estímulo padrão.

## **1.3 Medida através dos Limiares de Discriminação**

O limiar de discriminação corresponde à menor variação de um parâmetro do estímulo que ainda somos capazes de detectar. A determinação da intensidade com o auxílio dos limiares de discriminação se processa da seguinte maneira: primeiro determinamos na pessoa em questão a intensidade do limiar do estímulo para o respectivo tipo de estímulo. Este limiar absoluto recebe o valor 1. Aumentamos em seguida a

intensidade do estímulo, até que a pessoa perceba uma diferença. A este limiar de discriminação atribuímos o valor 2. Repetimos este procedimento, até que a sensação alcance a intensidade que pretendemos medir; a intensidade correspondente do estímulo é de  $N_i$  limiares de discriminação. Se as sensações de intensidades diversas associarmos um número  $N_i$  de limiares de discriminação, veremos que é possível registrar a relação entre a intensidade da sensação  $N_i$  e a intensidade do estímulo. O resultado é representado por uma função exponencial de expoentes semelhantes aqueles encontrados com os outros dois métodos, bem como pela mensuração em fisiologia sensorial objetiva.

Este procedimento pode também ser aplicado a outros parâmetros referentes ao estímulo, além da intensidade, ou seja, a outras dimensões das sensações.

# **Apêndice C**

## *Proposta de um Vocoder Tátil para Auxílio Auditivo*

Neste apêndice é proposto um sistema para auxílio auditivo baseado no vocoder com divisão espectral. As frequências em que os filtros estão centrados foram escolhidas de acordo com o comportamento logarítmico da percepção auditiva. Entretanto, os testes de percepção com o dispositivo para estimulação eletrocutânea devem definir a faixa de passagem e frequência central ótimos para o divisor espectral. Outros trabalhos encontrados na literatura utilizam faixas de frequência similares, além do mesmo número de canais.

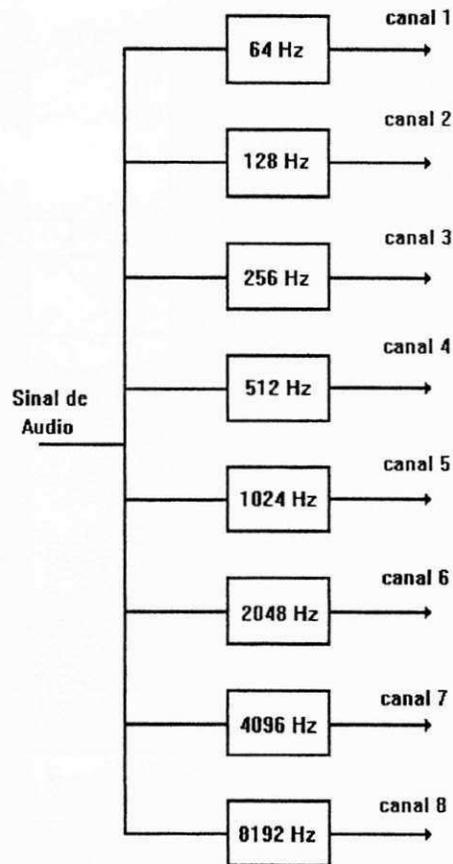


figura C.1 - Divisor Espectral

## 1.1 Sinal de Estimulação Eletrocutânea

O sinal de estimulação eletrocutânea é responsável pela transmissão da informação da intensidade do sinal acústico em cada faixa espectral. Este mesmo sinal deve estar

compreendido entre a faixa de variação dos parâmetros analisados no capítulo 2. Assim, escolheu-se um sinal de estimulação eletrocutânea de acordo com o formato da figura C.2:

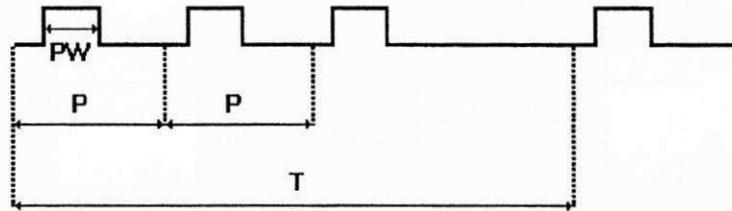


figura C.2 - Sinal de Estimulação Eletrocutânea

O “burst” é formado por três pulsos, cuja saída é modulada pela saída respectiva de cada canal do divisor espectral. A largura do pulso varia de um mínimo de  $50 \mu\text{s}$  a um máximo de  $P \mu\text{s}$ , conforme se vê na figura C.3.

O sinal com menor largura de pulso corresponde a uma menor intensidade no espectro de voz respectivo, e em termos de estimulação eletrocutânea, a uma menor percepção de intensidade de estimulação.

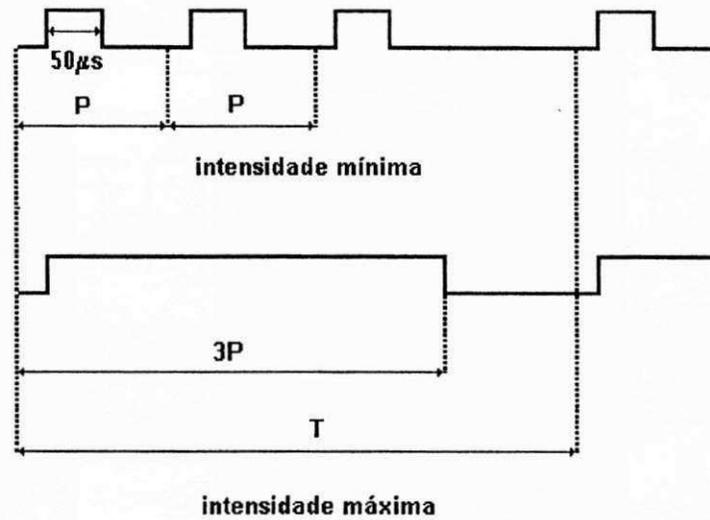


figura C.3 - Sinal de Estimulação Eletrocútea

## 1.2 Módulo de Estimulação Eletrocútea

O módulo de Estimulação visto sob forma geral é formado por 8 canais de áudio, cada qual numa faixa específica de frequências. O diagrama de blocos para um canal é disposto na figura C.4.

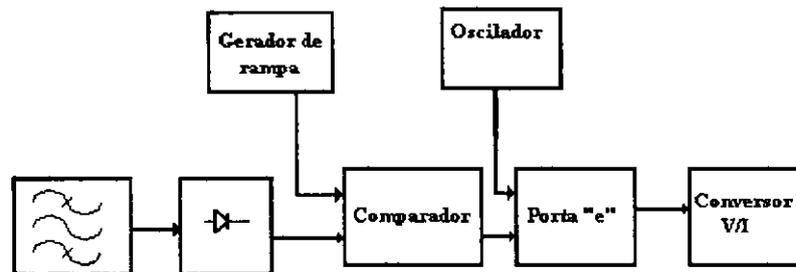


figura C.4 Módulo de Estimulação Eletrocutânea

Tem-se um filtro passa-faixas, que determina a frequência central do canal. Este sinal é retificado, e seu valor de pico modula um sinal em largura de pulso. Os blocos formados pelos circuitos, comparador e porta “e” formam um circuito PWM, gerando, em conformidade com a intensidade do sinal detectado na faixa de passagem do canal, o sinal de estimulação eletrocutânea. A conversão tensão - corrente efetiva a estimulação no usuário do sistema.

### 1.2.1 Processamento de Som

A etapa de processamento sonoro é composta de um divisor espectral de 8 faixas, existindo um retificador de saída para cada canal.

O circuito para filtragem e retificação é desenvolvido com base em filtros de Wien de 2ª ordem, conforme o diagrama esquemático mostrado a seguir.

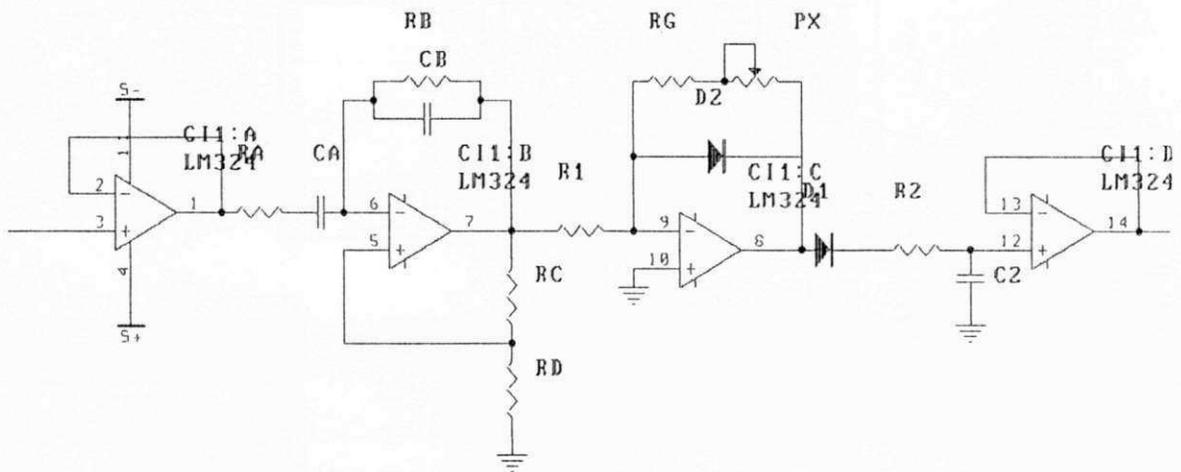


figura C.5 - Circuito de Filtragem e Retificação

Para cada canal, tem-se os seguintes valores dos componentes dos filtros.

---

Frequência Central (Hz)	Ra ( $\Omega$ )	Ca (F)
64	110k	22n
128	56k	22n
256	62k	10n
512	68k	4,7n
1024	33k	4,7n
2048	3,6k	22n
4096	39k	1n
8192	20k	1n

tabela C.1 - Componentes dos filtro

### 1.2.2 Modulador PWM

Este módulo tem a função de gerar um sinal capaz de estimular o indivíduo, e em cuja variação esteja contida a informação transmitida. Os parâmetros de saída do sinal PWM em questão, devem estar de acordo com as faixas de sensibilidade analisadas no capítulo 3.

O modulador PWM mostrado no diagrama de blocos é formado pelos módulos abaixo:

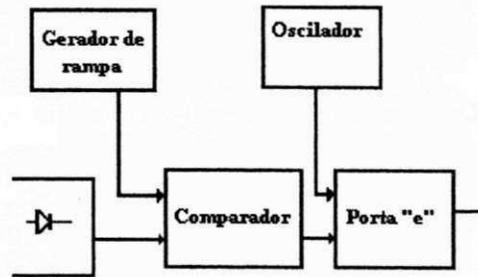


figura C.6 - Modulador PWM

O circuito que modula o sinal de estimulação eletrocutânea está representado na figura C.7.

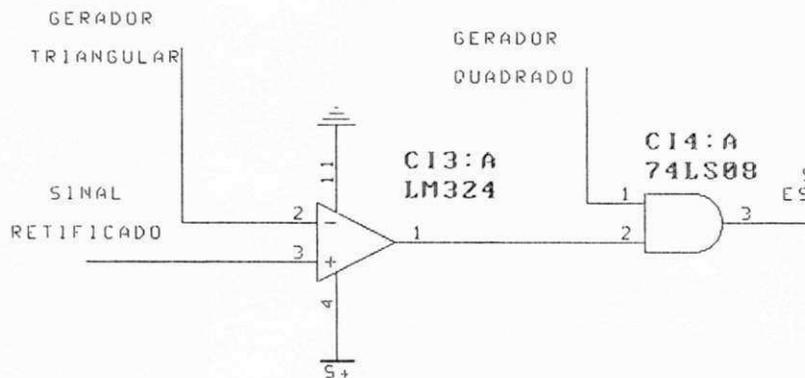


figura C.7 - Circuito do Modulador PWM

Para cada canal, tem-se um modulador de estimulação eletrocutânea. Neste circuito, são utilizados dois geradores comerciais, sendo um triangular e outro para formas

de onda quadradas. Estes geradores alimentam todos os canais de estimulação. O sinal filtrado é comparado com o sinal triangular. Quanto maior for a amplitude do sinal retificado, maior será a largura de pulso de estimulação eletrocutânea.

Foi utilizado geradores comerciais em função de que a frequência de oscilação destes sinais irá influenciar os parâmetros dos sinais de estimulação eletrocutânea. Fica mais prático se testar, durante o desenvolvimento dos testes de percepção do vocoder, diferentes frequências de oscilação.

# ***Apêndice D***

---

## *Estimulador Eletrocutâneo Linear*

O estimulador eletrocutâneo linear desenvolvido neste apêndice utiliza os fundamentos básicos de operação do estimulador eletrocutâneo desenvolvido e analisado no capítulo 3.

O circuito para o estimulador eletrocutâneo linear encontra-se na figura D.1.

O funcionamento linear ocorre em função das fontes de corrente controladoras das fontes de saída (que alimentam o eletrodo de estimulação), formarem um circuito de realimentação negativa juntamente com um amplificador operacional. Neste caso, a corrente na malha de realimentação negativa é dada apenas pela relação entre  $V_i$  e  ${}^1R_X$ , tendo-se assim um comportamento linear. Quando a tensão de entrada for positiva, o espelho de corrente formado por T3 e T4 conduzirá, fluindo por seus coletores uma

---

<sup>1</sup> $R_X = R_1 + P_1 + P_2$  (Figura D.1)

corrente dada por  $I = V_i/RX$ . Neste instante, o circuito formado por T2 e T1 está em corte, funcionando como um diodo inversamente polarizado. Por outro lado, quando a tensão de entrada ( $V_i$ ) for negativa, o espelho de corrente formado por T1 e T2 conduzirá, com uma corrente de coletor dada por  $I = -V_i/RX$ . Desta vez, o circuito formado por T3 e T4 está em aberto. Da mesma forma que no estimulador desenvolvido no capítulo 3 desta dissertação, os espelhos de corrente formados por T1, T2, T3 e T4 são controladores das fontes de corrente da etapa de saída.

Em função das diferenças das características semicondutoras dos transistores utilizados, a corrente de saída, alimentando o eletrodo de estimulação, não é igual a corrente em  $RX$ . Assim, com o potenciômetro P2 na posição de resistência nula, ajusta-se P1 de forma a graduar-se a amplitude do pulso de corrente desejado na saída, com relação ao valor de pico da tensão de entrada.

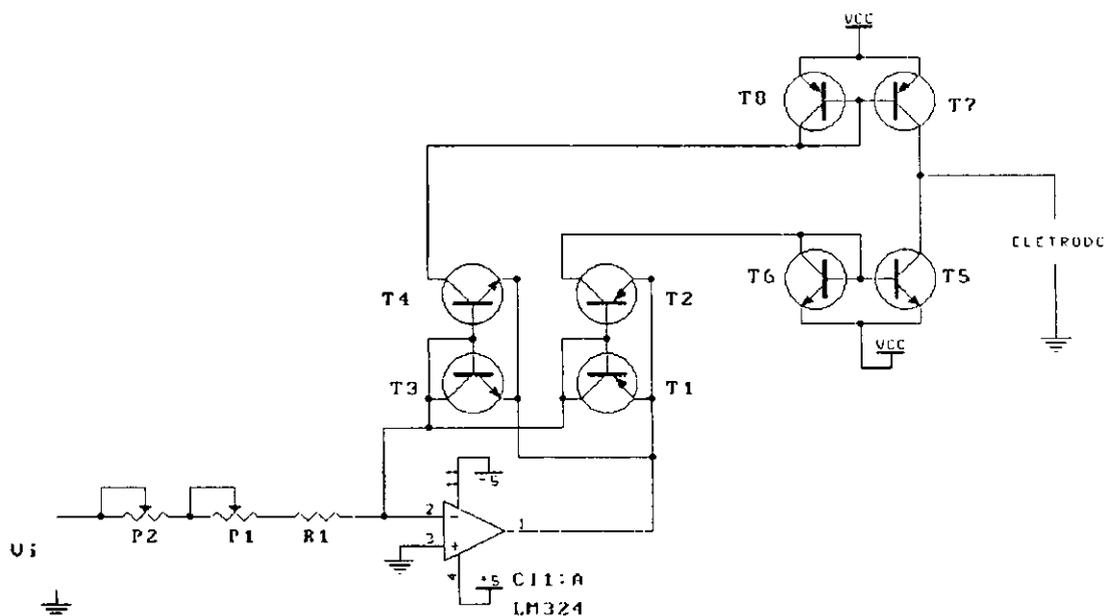


Figura D.1 - Estimulador Eletrocutâneo Linear