

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA

**TÍTULO: ESTUDO PRELIMINAR PARA O DESENVOLVIMENTO DE
UM SISTEMA DE SUBSTITUIÇÃO DA VISÃO ATRAVÉS DA SENSACÃO
TÁTIL, UTILIZANDO ESTIMULAÇÃO ELETROCUTÂNEA.**

AUTOR: PAULO HENRIQUE DANTAS/ANTONINO 2?

ORIENTADOR: Prof. Dr. Alberto Cliquet Jr.
Sorriso +

Tese apresentada à Faculdade de Engenharia Elétrica da
UNICAMP como parte dos requisitos para obtenção do grau de
Mestre em Engenharia Elétrica em 09 de fevereiro de 1993.

CAMPINAS

1993

Este exemplar corresponde à redação final da tese
defendida por PAULO HENRIQUE DANTAS
ANTONINO e aprovada pela Comissão
Julgadora em 09 / 02 / 1993.

A. CLIQUET Jr., Ph.D. *Alberto Cliquet Jr.*
Orientador

Dep. de Engenharia Biomédica

UNID/02 80
N.º (T) Am 880
19633
261/93
X
C\$ 100.000,00
28/07/93
N.º L.

CM-00146575-3

**"O problema não é inventar. É ser inventada hora após hora e nunca ficar pronta
nossa edição convincente"**

Carlos Drummond de Andrade

Dedico este trabalho aos meus pais,
Mario e Celma Antonino, pelo
ensinamento dos primeiros passos; aos
meus irmãos Nenco, Tota, Tina e Béia pelo
apoio e incentivo mesmo que à distância;
e a minha companheira Karla Rocha pelo
apoio nestes difíceis anos.

AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Alberto cliquet Jr., pela orientação e amizade, e em especial pela oportunidade de realizar a pós-graduação.

Aos Professores Sérgio Santos Mühlen, Eduardo Tavares Costa, José W. M. Bassani, Saide J. Calil, Lincoln de Assis Moura e Renato M. E. Sabbtini que contribuíram para minha formação nestes últimos anos.

Aos técnicos, estagiários e amigos do Centro de Engenharia Biomédica pelo apoio técnico.

Aos Companheiros pós-gradundos Pepe, Nagae, Josuê, Beli, François, Rosemário, Cláudia, Vera, Juliana, Rafael, Pedro, Jorge, Derlis, João, Ramiro, Josue, Eilson e Rogério pelo apoio, incentivo e amizade.

Especialmente ao grupo de Engenharia de Reabilitação, que não deixe morrer este espírito de grupo fundamental para a realização de qualquer trabalho.

A CAPES pela concessão da bolsa de estudos, possibilitando a realização do meu curso de Pós-Graduação. Entretanto, registro meu profundo descontentamento pela forma com que as autoridades governamentais vêm tratando os bolsistas deste nosso país, esquecendo que na sua maioria, este pequeno auxílio (bolsa de estudo) consiste da única fonte de renda para sua subsistência.

Quando acreditamos muito em um sonho, este torna-se realidade

VIVO SONHANDO

SOU UM SONHADOR

SONHO VOANDO

SOU UM VOADOR

Este trabalho nasce de um sonho, interrompidos por pequenos pesadelos...

O Autor

ÍNDICE

Resumo.....	i
Abstract.....	ii
PARTE I - Apresentação.....	1
Capítulo 1 - Introdução	2
Capítulo 2 - Objetivo.....	5
PARTE II - Revisão Bibliográfica.....	7
Capítulo 3 - A Cegueira e os Dispositivos de Ajuda ao Deficiente Visual.....	7
Capítulo 4 - Fisiologia Sensorial.....	18
4.1 - Características Gerais.....	19
4.1.1 - Recepção e Transdução.....	20
4.1.2 - Sensibilidade e Resolução.....	21
4.1.3 - Adaptação.....	21
4.1.4 - Classificação das Fibras Nervosas....	22
4.1.5 - Controle Eferente da Sensibilidade....	23

4.2 - Modalidade Sensorial.....	24
4.3 - Tato e Pressão.....	28
Capítulo 5 - Estimulação Eletrotátil.....	32
PARTE III - Sistema Desenvolvido.....	42
Capítulo 6 - Materiais e Métodos.....	43
6.1 - Hardware.....	44
6.1.1 - Unidade de Processamento.....	44
6.1.2 - Unidade de Controle e Estimulação.....	45
6.1.3 - Unidade de Display.....	50
6.1.4 - Matriz de Eletrodos.....	53
6.2 - Software.....	54
6.2.1 - Definição do Parâmetro de Estimulação..	54
6.2.2 - Tipo de Informação a Ser Transmitida ao Deficiente Visual.....	55
6.2.3 - Transferência de Informação.....	55
6.3 - Testes e Procedimentos Experimentais.....	56
Capítulo 7 - Resultados e Discussão.....	59
7.1 - Sensibilidade e Dor.....	60
7.2 - Localização de Pontos.....	65
7.3 - Discriminação de Pontos.....	66

7.4 - Identificação de Retas.....	66
7.5 - Identificação de Caracteres Alfanuméricos.....	67
7.6 - Considerações Gerais.....	68
7.7 - Perspectivas Futuras.....	69
Capítulo 8 - Conclusão.....	71
Referências Bibliográficas.....	73
Apêndice.....	77

RESUMO

Apresentamos um sistema capaz de transmitir informações, visuais através da sensação tátil, utilizando estimulação eletrotátil. O sistema é composto de unidade de controle e estimulação, unidade de "display" e matriz de eletrodos. Para definir os parâmetros de estimulação e selecionar o tipo de informação foi desenvolvido um conjunto de programas, simples de operar e de controlar a transferência de informações. O software permite os seguintes testes: discriminação de um ponto; discriminação de dois pontos; discriminação de retas horizontais, verticais e diagonais e identificação de caracteres alfanuméricos. Utilizando este sistema um voluntário foi capaz de identificar caracteres alfanuméricos.

ABSTRACT

At UNICAMP, we are developing a system utilizing electro-tactile stimulation system to excite tactile sensory.

The system is composed of: 1) stimulation and control unit, 2) display unit, 3) a 16x16 matrix of electrode; All units are under software control that run on an IBM-PC like microcomputer. The developed software permits the following tests: current threshold sensibility; identification of a point in matrix of electrodes; two-point discrimination threshold; recognition of vertical, horizontal, and diagonal lines; identification of alphanumeric character. This system was used by a volunteer that was able to recognize alphanumeric characters.

APRESENTAÇÃO

CAPÍTULO 1 : INTRODUÇÃO

A maior graça da natureza - e o maior perigo da graça - são os olhos. Tanto aqueles com que vemos, quanto aqueles que somos vistos.

Padre A. Vieira

Um ambiente desprovido de estímulos sensoriais leva à instabilidade emocional e a doenças psíquicas.

Explorar o mundo é uma necessidade fundamental do ser humano. Nós exploramos o mundo através da observação e manipulação dele, recebendo do meio os mais variados estímulos que promovem a nossa interação com o mundo. Os estímulos que recebemos do meio ambiente e as respectivas reações dos órgãos dos sentidos correspondem às informações relativas às nossas sensações e percepções.

A visão é talvez o mais importante canal de comunicação com o mundo exterior. O olho humano é responsável pela aquisição de cerca de 80% do conhecimento humano.

A perda completa ou parcial da visão afeta de diferentes maneiras a interação do indivíduo com o ambiente.

A população de cegos é muito variada dependendo da definição de cegueira utilizada. Em 1966 a Organização Mundial de Saúde (OMS) registrou 66 diferentes definições de cegueira, utilizadas para fins estatísticos em diversos países. Segundo a CORDS existem no Brasil 3 milhões de cegos e a OMS prevê a duplicação desses números até o final do século.

Desde a Idade Média a sociedade tem considerado os cegos e demais deficientes como incapazes, dificultando sua integração. Em Esparta, uma criança ao nascer era submetida a testes de resistência, que lhe dariam o direito à vida ou não. A mentalidade

Hebraica interpretava a existência de defeitos físicos como castigo divino. Os judeus respeitavam o deficiente, mas não lhe permitiam acesso a posições da nobreza.

A Engenharia de Reabilitação utiliza os conhecimentos científicos e tecnológicos visando melhorar a qualidade de vida, e a reintegração social e produtiva de pessoas deficientes.

A área de dispositivos de ajuda a deficientes visuais tem sido explorada ao longo do tempo. Mas apesar de muitas pesquisas, o problema de "mostrar" a imagem ao cego, ainda não foi resolvido. Os dispositivos já existentes têm sido desenvolvidos para propostas específicas e complementam funções restritas da visão como mobilidade, orientação, leitura, escrita e comunicação.

A percepção de simples padrões (Braille) é uma forma bem conhecida de aquisição da informação por parte do deficiente visual. Experimentos com a percepção tátil de padrões mais complexos (imagens) têm sido realizados (Bach-y-Rita 1969).

Um sistema de Substituição da visão através da sensação tátil (TVSS) projeta a imagem na superfície da pele, possibilitando ao indivíduo "ver" esta imagem, sendo basicamente constituído de um sistema de aquisição de imagens e um display sensorial (Collins 1970).

No presente trabalho foi enfocado o uso da estimulação eletrotátil para prover a percepção visual.

CAPÍTULO 2 : OBJETIVO

**" O que os homens buscam poderia ser encontrado numa só rosa
ou em um pouquinho d'agua..."**

Saint Exupery

O objetivo do presente trabalho foi desenvolver um sistema de estimulação eletrocutânea para evocar a sensação tátil e avaliar a possibilidade do reconhecimento de informações visuais através desta sensação.

PARTE II

REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

CAPÍTULO 3: A Cegueira e os Dispositivos de Ajuda ao Deficiente Visual

"Quando uma porta da felicidade se fecha, uma outra se abre; procuremos aquela que diante de nós se abriu."

Helen Keller

Nos Estados Unidos e em países industrializados, as principais causas da cegueira são: diabetes, catarata, glaucoma, degeneração macular, retinite pigmentosa, e trauma (Brabyn 1988).

A Organização Mundial de Saúde afirma que para os países desenvolvidos ou em desenvolvimento, como o Brasil, quatro são as principais causas de cegueira: hipovitaminose A, tracoma, oncocerose e catarata. Porém o Prof. Hilton Rocha em sua publicação Ensaio Sobre a Problemática da Cegueira discorda e aponta as três principais causas da cegueira para o adulto e a criança no Brasil. No adulto, diabetes, glaucoma e degeneração macular senil; na criança, anomalia do desenvolvimento, as infecções placentária e neonatais, e a prematuridade.

O termo cegueira não é absoluto, pois reúne indivíduos completamente cegos e aqueles com algum grau de visão residual, isto é, a cegueira parcial ou visão subnormal. A cegueira total, pressupõe completa perda da visão: nem a percepção luminosa está presente; a cegueira parcial ou visão subnormal significa visão não superior a 1/10 no melhor olho, ou campo visual restrito a 20 graus ou menos (Rocha-1987).

As características da população com cegueira total ou parcial e as correspondentes necessidades e características dos dispositivos de ajuda são extremamente diversas. O nosso enfoque é sobre os dispositivos para auxiliar cegos com cegueira total, mas apresentaremos também alguns dispositivos para visão subnormal para

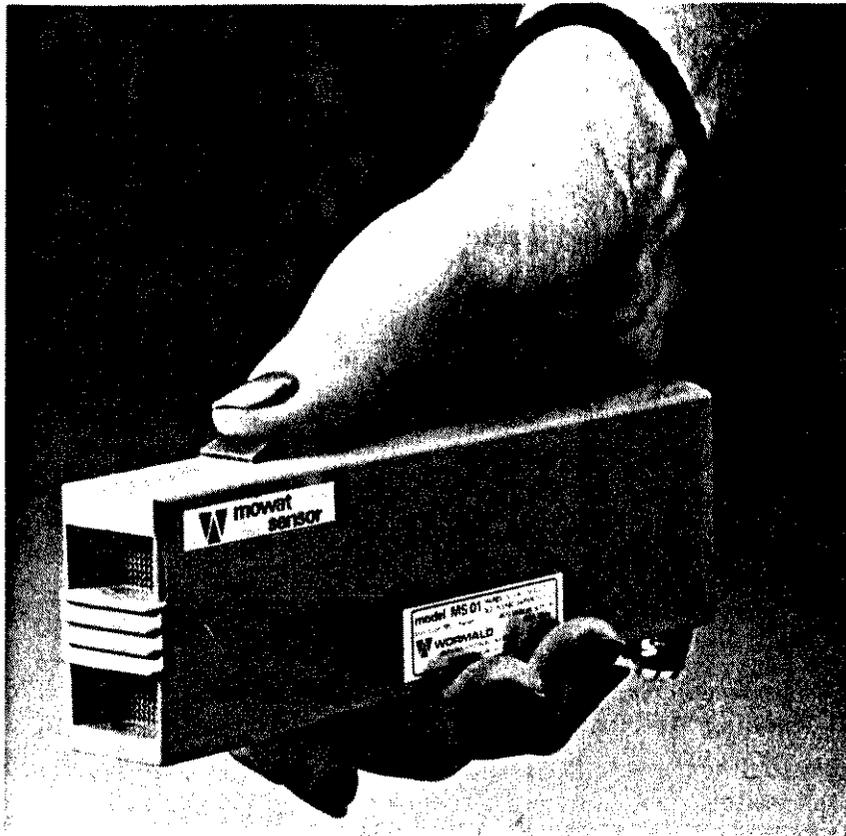


Figura 3.1 MOWAT SENSOR, dispositivo portátil ultrasônico de ajuda a locomoção

que tenhamos uma visão completa dos dispositivos de ajuda a deficientes visuais.

Os dispositivos de ajuda a deficiente visual encontrados na literatura, podem ser classificados em dispositivo para locomoção; leitura, escrita e comunicação; ajuda ao dia a dia e reconhecimento de imagens.

Locomoção

A bengala na forma em que é apresentada hoje foi introduzida pelo Dr. Richard Hoover em 1954, é o dispositivo mais popular em uso pelos cegos e possibilita a detecção de obstáculos.

Os primeiros dispositivos utilizando tecnologia eletrônica surgiram após a II guerra e utilizavam o mesmo princípio do Sonar, tendo a descoberta do transistor tornado possível a sua portabilidade.

A seguir serão comentados alguns dispositivos eletrônicos para auxiliar na mobilidade e orientação dos cegos.

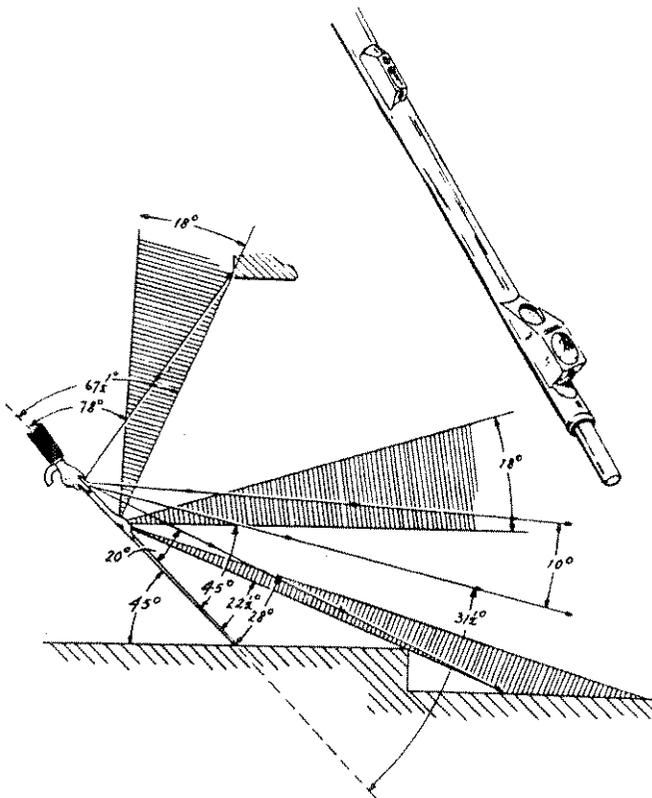
Russel Pathsounder - É um dos primeiros dispositivos a ser desenvolvido dentro deste enfoque, alerta a presença de obstáculos emitindo um sinal sonoro, detectando obstáculo até aproximadamente 2m (Brabyn-1982).

Mowat Sensor - É um dispositivo portátil com a forma e o tamanho de uma lanterna [Figura 3.1]. Ele transmite pulsos de ultra-som, e o eco refletido pelo objeto é utilizado para ativar um vibrador



Figura 3.3 SONICGUIDE,
dispositivo ultrassônico de
ajuda a orientação

Figura 3.2 LASER CANE,
dispositivo optoeletrônico
de ajuda a mobilidade
montado em uma bengala



junto a pele, com freqüência de vibração inversamente proporcional à distância, possibilitando ao cego perceber a aproximação do obstáculo com alcance máximo de 6m (Szeto e Cristensen-1988).

Nottingham Obstacle Detector - É semelhante ao anterior, sendo que as notas da escala musical são utilizadas para dar a informação da distância.

Laser Cane - É um dispositivo incorporado a uma bengala que emite três feixes de raio laser para frente, com ângulos diferentes em relação ao solo, possibilitando detectar objetos à frente, a cima, na altura da cabeça e abaixo [Figura 3.2] (Nye e Bliss-1970).

Sonicguide - Este dispositivo tem a forma de um óculos e consiste de um transmissor e um receptor com dois transdutores espaçados um do outro [Figura 3.3]. O transmissor emite um feixe de ultra-som de 60-90 graus. O sinal refletido pelo objeto é captado pelos transdutores receptores e enviados aos ouvidos em forma de sinal auditivo. O sinal resultante é extremamente rico em informações, contendo componentes de freqüência para cada ponto do objeto, melhor dizendo, o timbre do sinal é quem indica a textura do objeto. Superfícies simples como um poste ou superfície perpendicular plana resultam em um tom puro, enquanto com objetos complexos temos um som com mais harmônicas, e a diferença de amplitude dos sinais possibilita localizar a direção do objeto (Brabyn-1982).



TALKING SIGNS

Figura 3.4 TALKING SIGNS, sistema de orientação por mensagens faladas

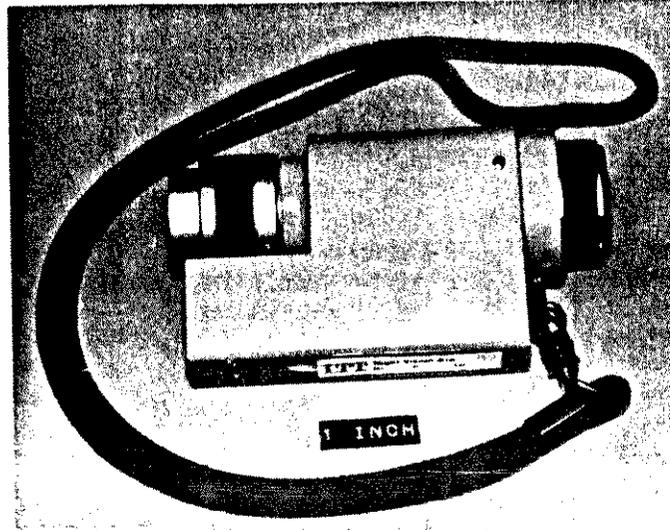


Figura 3.6 ITT NIGHTSCOPE, é um intensificador de imagem para auxiliar na mobilidade de indivíduos com visão subnormal



Figura 3.5 MELDOG, visão geral do sistema

Talking Signs - Este dispositivo foi desenvolvido pelo Smith-Kettlewell Institute com a filosofia de navegação, isto é, dá ao cego informações relativas ao ambiente para que ele possa ter noção de curso, fornecendo informações tais como: número de uma casa, nome de rua em uma esquina, parada de onibus, etc, [Figura 3.4]. O sistema é constituído de um transmissor em local fixo (poste, número de uma casa, etc,) e um receptor portátil. O transmissor emite luz infravermelho modulada com o sinal de voz, o receptor recebe a mensagem e decodifica o sinal (Brabyn-1982).

MELDOG - É um dispositivo experimental desenvolvido por "Mechanical Engineering Laboratory, Ministry of International Trade and Industry, Tsukuba Science City, Japan" [Figura 3.5]. Consiste de um robô projetado dentro da filosofia de navegação para trafegar independentemente de um lugar para o outro, usando o mapa da cidade armazenado em sua memória, com sensores para detecção de obstáculos e limites (Tachi, Komoriya e Abe-1985).

ITT Nightscope - Este dispositivo é utilizado para auxiliar pessoas com visão subnormal, particularmente aquelas com retinite pigmentosa que têm grande dificuldade em ver e delimitar objetos à noite. Ele é uma adaptação de uma tecnologia militar para ver à noite [Figura 3.6] (Brabyn-1988).

ALFABETO BRAILLE

⠁	⠃	⠉	⠑	⠑	⠑	⠑	⠑	⠑	⠑
a	b	c	d	e	f	g	h	i	j
⠅	⠇	⠓	⠓	⠓	⠓	⠓	⠓	⠓	⠓
k	l	m	n	o	p	q	r	s	t
⠕	⠕	⠕	⠕	⠕	⠕	⠕	⠕	⠕	⠕
u	v	x	y	z	ç	é	á	è	ú
⠗	⠗	⠗	⠗	⠗	⠗	⠗	⠗	⠗	⠗
â	ê	î	ô	û	à	ï	ü	õ	w
⠋	⠋	⠋	⠋	⠋	⠋	⠋	⠋	⠋	⠋
í	ó	ã	ˆ	—	grifo	maius culo	caixa alta		
⠂	⠂	⠂	⠂	⠂	⠂	⠂	⠂	⠂	⠂
,	;	:	.	?	!	()	" "		
Sinal numérico	⠠	⠠	⠠	⠠	⠠	⠠	⠠	⠠	⠠
	1	2	3	4	5	6	7	8	9 0

Figura 3.7 Símbolos BRAILLE grau 1

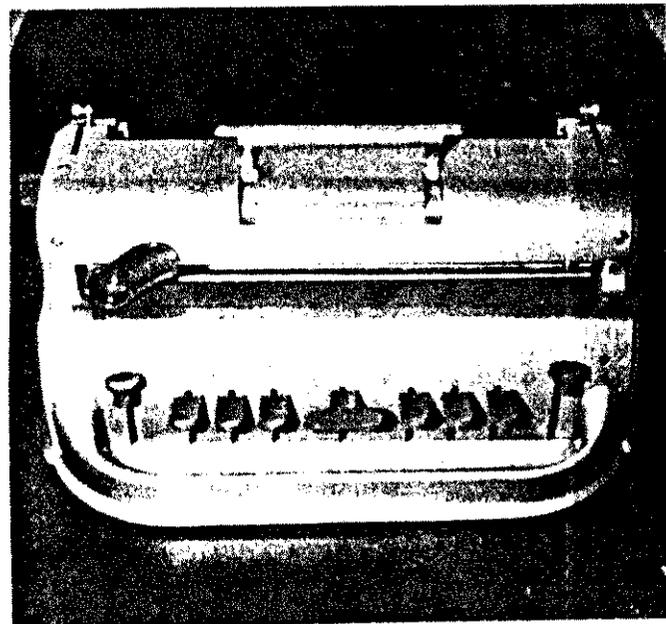


Figura 3.8 PERKINS BRILLE, impressora Braille

O Braille é um método de leitura tátil e escrita para pessoas cegas. Foi desenvolvido há mais de 150 anos por um cego francês chamado Louis Braille, e é o sistema de comunicação mais conhecido e usado pelos cegos. O sistema Braille consta do arranjo de seis pontos em relevo, dispostos em duas colunas de três pontos medindo aproximadamente 2,5 x 5 mm. As diferentes disposições desses seis pontos permite a formação de 64 combinações formando os símbolos braille [Figura 3.7] . O Braille por extenso é denominado grau 1. O grau 2 é a forma abreviada, empregada para representar as conjunções, preposições, pronomes, prefixos, sufixos, grupos de letras que são comumente encontradas nas palavras de uso corrente. A principal razão de do seu emprego é reduzir o volume dos livros em braille e permitir o maior rendimento na leitura e na escrita. Uma série de abreviaturas mais complexas formam o grau 3, que necessita de um conhecimento profundo da língua, uma boa memória e uma sensibilidade tátil muito desenvolvida por parte do leitor. Alguns leitores são capazes de ler 125 palavras por minuto com uma só mão, outros que lêem com as duas mãos conseguem dobrar a velocidade, atingindo 250 palavras por minuto (Rocha-1987). A seguir apresentamos alguns dispositivos para esta classificação.

Perkins Braile - A primeira máquina de escrever em braille foi construída pelo Instituto Perkins [Figuras 3.8].

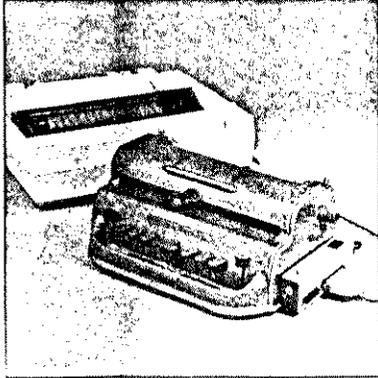


Figura 3.9 MPRINT,
impressora Braille e
normal

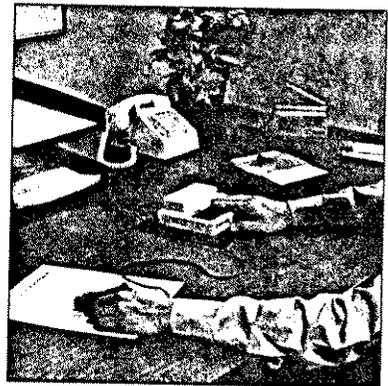


Figura 3.10 OPTACOM,
sistema para leitura tátil

MPrint - É um sistema comercializado pela TeleSensory, quando acoplado a uma máquina do tipo Perkins Brailleur e uma impressora permite a impressão simultânea do texto em Braille e em escrita normal [Figura 3.9] (Telesensory Systems, INC).

Gravador portátil- Este dispositivo é utilizado principalmente por pessoas que perderam a visão em idade avançada, e na maioria dos casos não estão motivadas a aprender o Braille. Além disso alguns indivíduos cegos sofrem de perda da sensibilidade tátil como é o caso dos diabéticos. Sendo este dispositivo usado para ouvir livros falados e mensagens previamente gravadas (Brabyn-1988).

Optacon - Transforma um caracter em vibrações táteis. A pessoa cega movimenta o sensor ao longo da linha impressa, letra por letra [Figura 3.10]. O sensor registra a intensidade da luz, converte o sinal em vibrações e tem como interface homem-máquina uma matriz de pinos vibrantes de 6 (colunas) x 24 linhas (linhas) . A letra é percebida através da sensação tátil colocando-se o dedo em contato com a matriz de pinos. Os usuários conseguem ler até 80 palavras por minuto, sendo a média geral 40 palavras por minuto, isto é cinco vezes mais lento que uma leitura efetuada por uma pessoa normal e três vezes mais lento que uma leitura em braille. Porém ele habilita o cego a ler textos em escrita normal (Nye e Bliss-1970).

O Telebraille Communication System - Quando a pessoa é cega e



Figura 3.11 TELEBRÁILLE,
sistema que permite uma
conversa entre dois indivíduos
cegos-surdos

Figura 3.12 CCTV,
sistema de ampliação de
texto para auxiliar na leitura



Figura 3.13 CCTV PORTATIL

surda simultaneamente, qualquer tipo de comunicação é extremamente difícil, sendo que muitos, além dos problemas físicos têm sérios problemas psicológicos. Este sistema é baseado no TDD ("Telephone Device for the Deaf") usado por surdos. A mensagem é enviada via teclado e lida em display, no caso do Telebraille o display visual é trocado pela célula Braille. Este dispositivo facilita a comunicação entre duas pessoas cegas-surdas ou uma pessoa normal(vidente) e um cego-surdo. Pode ser utilizado para comunicação frente a frente ou por telefone. A interface vidente-máquina se dá através de um display visual de 32 caracteres ou um sintetizador de voz. Quando ambos são deficientes utilizam o braille grade 1 [Figura 3.11] (Telesensory Systems,INC).

CCTV ("Closed Circiute Television") - Este dispositivo é utilizado por cegos com visão subnormal [Figura 3.12]. Consiste basicamente de uma câmera de video CCD e um monitor. Ele essencialmente amplia textos e figuras impressas, possibilitando uma ampliação de até 60 vezes em monitores de 20 polegadas, com ajuste do tamanho, brilho e contraste da imagem. Existe também o CCTV portátil, que consiste de uma mini câmera de vídeo e um monitor de 4 polegadas [Figura 3.13] (Telesensory Systems,INC).

Ajuda ao dia a dia

Aud-A-Meter - Em geral, de acordo com o tipo de vida do indivíduo

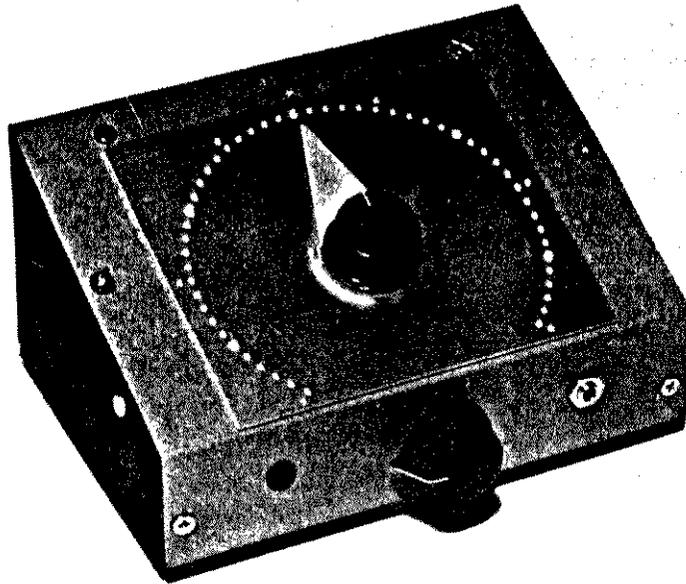


Figura 3.14 AUD-A-METER

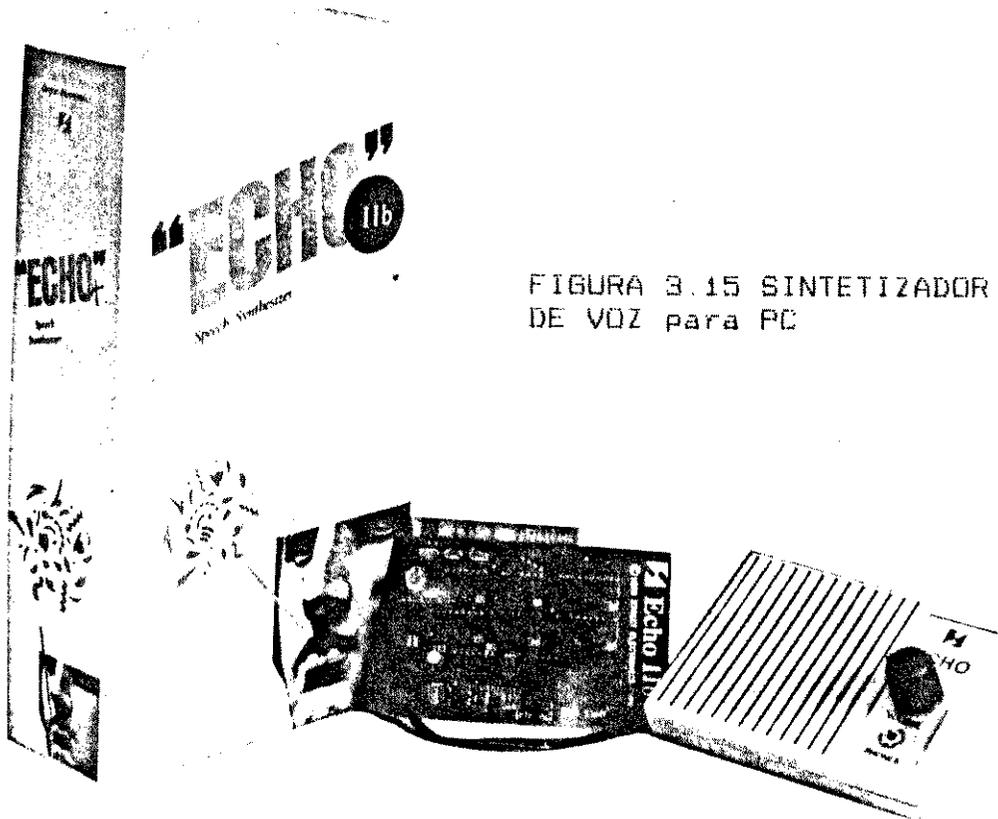


FIGURA 3.15 SINTETIZADOR DE VOZ para PC

cego, são necessários diferentes dispositivos ou adaptações. Uma aplicação geral que teve resultado comercial é o leitor de níveis de sinais elétricos que dá um resultado sonoro, de acordo com o nível de tensão. Uma vez que muitas quantidades podem ser convertidas em sinais elétricos, utilizando-se transdutores adequados, este método pode ser utilizado em uma grande quantidade de situações, como medidas de pressão, temperatura e deslocamento entre outras variáveis [Figura 3.14] (Brabyn-1988).

Paper Money Identification - Desenvolvido pela "American Foundation fo the Blind", este dispositivo lê as notas e informa seu valores através de um sintetizador de voz (Brabyn-1988).

ECHO II - A proliferação do computador em casa e no trabalho trouxe para o deficiente visual problemas e oportunidades. Muitos empregos exigem operação com computadores. Este dispositivo nada mas é do que um sintetizador de voz [Figura 3.15], o qual acoplado ao microcomputador informa a letra que esta sendo digitado (LS & S).

Reconhecimento de imagens

Nesta classificação nao encontramos nenhum dispositivo comercial, todos estão em desenvolvimento ou fase experimental. Dentro desta filosofia encontramos o termo prótese visual e sistema

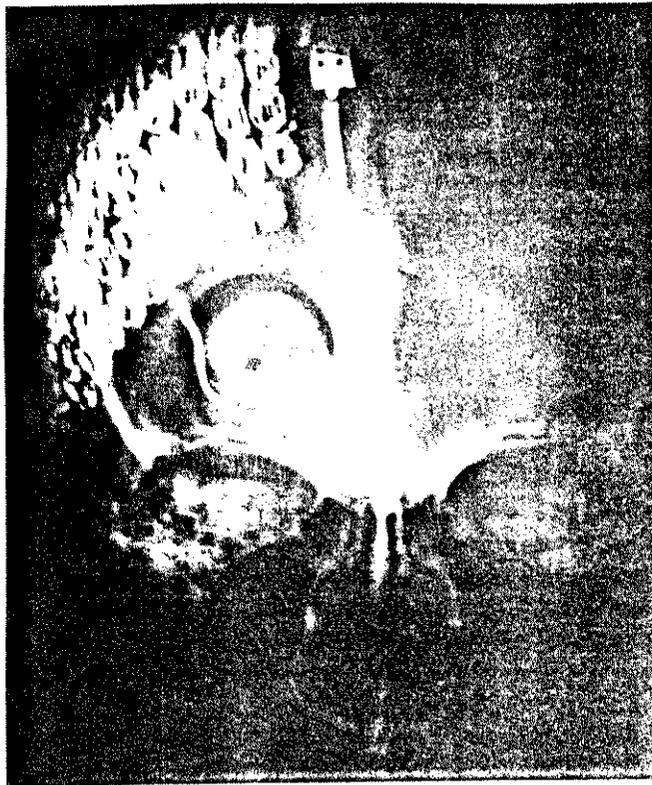


Figura 9.16 RAIO X NA CABEÇA
mostrando os eletrodos implantados

de substituição da visao através da sensação tátil.

Prótese visual

Encontramos na literatura o termo prótese visual ou visão artificial como sendo o "by-pass" do olho e nervo óptico, provocando a sensação de luminosidade através da estimulação direta na área visual do cérebro (Donaldson-1983).

A sensação de luminosidade pela estimulação direta do córtex visual foi reportada em 1929 durante uma cirurgia neurologica.

Alguns pesquisadores, Brindley e Lewin-1968, Button e Putman-1962, Dobelle e Maladejovsk-1974, têm trabalhado no sentido de obter respostas visuais através da estimulação direta do córtex visual.

Dobelle descreve um sistema de estimulação elétrica controlado por computador para produzir visão artificial para o cego através de eletrodos implantados no córtex visual [Figura 3.16]. O sistema é composto de uma câmera para converter a imagem em sinal elétrico, um processador para converter e formatar o sinal de saída da câmera para a estimulação do córtex, um sistema de transmissão por telemetria que envia o sinal através da pele, e eletrodos implantados no córtex visual fazendo a interface sistema nervoso-máquina (Maldejovsk et al - 1976).

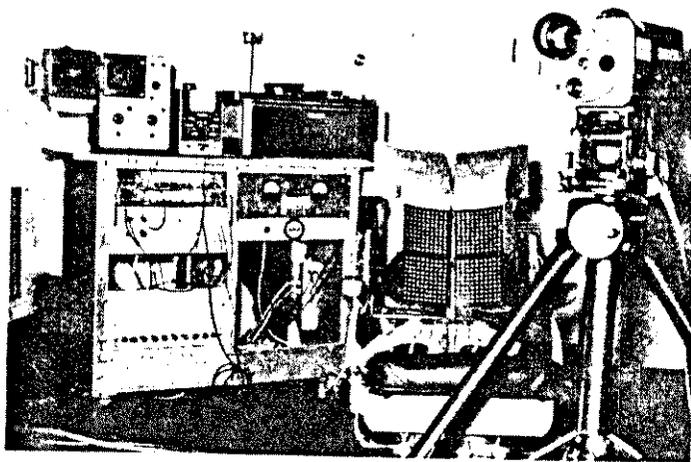


Figura 9.17 SISTEMA DE SUBSTITUIÇÃO DA VISÃO
ATRAVÉS DA SENSAÇÃO TÁTIL, UTILIZANDO ESTÍMULO VIBROTÁTIL

TVSS (Sistema de Substituição da Visão Através da Sensação Tátil)

Bach-y-Rita et al (1969) descrevem um sistema capaz de projetar imagens nas costas do cego [Figura 3.17], constituído de uma câmara Vidicom com lentes para zoom, possibilitando à pessoa explorar diferentes partes de uma sala, localizar e identificar objetos; um condicionador e controlador; uma matriz de 400 estimuladores no formato 20 x 20 formada por solenóides de 1mm de diâmetro espaçadas de 12mm, construída em uma cadeira de dentista. Collins (1970) utilizou uma matriz eletrotátil no mesmo sistema, apontando como principal vantagem uma redução no espaçamento entre eletrodos e uma menor energia por ponto estimulado. Utilizando estes sistema o deficiente visual foi capaz de reconhecer objetos, pessoas e ler a uma taxa de 50 letras por minuto. A técnica foi eficiente para interpretação de imagens simples. Imagens complexas do meio ambiente não foram possíveis de serem interpretadas.

CAPÍTULO 4 : FISILOGIA SENSORIAL

"Quando o olho do corpo se apaga, o olho do espírito se ilumina"

Victor Hugo

O sistema nervoso é uma coleção de células especializadas (neurônios) cuja função é receber estímulos vindos de células diferenciadas chamadas receptores, transformar estes estímulos em mensagens e produzir respostas através de outras células chamadas efetores. Este sistema controla o comportamento do organismo e de certa forma, do ambiente externo.

A percepção desses estímulos resulta em um quadro continuamente mutável da interação do nosso organismo com o mundo externo. Estas experiências sensoriais tanto podem resultar em uma reação imediata como podem ser armazenadas na memória para uma determinada reação em uma oportunidade futura.

Um estudo completo do sistema nervoso, com todas suas ramificações foge do escopo deste trabalho. Entretanto, faremos uma sucinta revisão dos sistemas sensoriais convergindo para a sensibilidade tátil.

4.1 Características Gerais

O sistema sensorial consiste de um conjunto de subsistemas neurais cuja função é detectar alterações que ocorrem no ambiente e no próprio corpo, gerando informações que permitem sua identificação e mensuração. Cada um dos subsistemas sensoriais constitui um canal diferenciado para detectar uma modalidade específica de alteração. Porém, nem todas as alterações do meio

<i>Tipo de energia do estímulo</i>	<i>Tipos de transdutores</i>
Mecânica	<ol style="list-style-type: none"> 1. Mecanorreceptores da pele e dos tecidos profundos, inclusive terminações nervosas livres e estruturas especializadas 2. Mecanorreceptores das articulações 3. Receptores de estiramento do músculo e dos tendões 4. Célula ciliadas, inclusive vestibulares e cocleares 5. Receptores viscerais de pressão
Fótica	Fotorreceptores da retina, inclusive cones e bastonetes
Térmica	Termorreceptores para estímulos "frios" e "quentes"
Química	<ol style="list-style-type: none"> 1. Quimiorreceptores para o paladar 2. Receptores olfativos 3. Osmorreceptores 4. Receptores carotídeos e dos corpúsculos aórticos
Extremos de energia mecânica, térmica ou química	Nociceptores

1

Tabela 4.1 Classificação dos receptores

externo são detectadas pelo sistema sensorial. Ondas sonoras não são percebidas pelo ouvido humano se suas frequências estiverem fora da faixa de 15 a 20 KHz, nossos olhos não detectam radiações ultravioletas e não existe no organismo receptores sensíveis a radiofrequência, raio X ou raios ultravioletas (Aires-1988).

4.1.1 Recepção e Transdução

Todas as vias sensoriais têm origem nos receptores que são os terminais periféricos das fibras aferentes, ou células não nervosas diferenciadas, por elas inervadas, que detectam as alterações do organismo e do meio ambiente. Os receptores dos mamíferos podem ser classificados como: mecanorreceptores, termorreceptores, quimiorreceptores, fotorreceptores e Nociceptores [Tabela 4.1].

Quando o receptor é atingido por um estímulo adequado, a membrana do receptor ativado sofre uma redução do potencial de repouso, que é a diferença do potencial entre o meio intra e extracelular encontrado em todas as células excitáveis com aproximadamente -80mv, no sentido da despolarização. A variação do potencial de repouso é chamado de potencial gerador. Produz-se um potencial de ação no momento em que o potencial gerador atinge um certo limiar, geralmente em torno de -50mv chamado de limiar da membrana do axônio. A amplitude do potencial gerador é diretamente proporcional a intensidade do estímulo. Por sua vez, o potencial gerador provoca na fibra aferente potenciais de ação com frequência diretamente proporcional a sua amplitude (Berne e Levy-1990).

4.1.2 Sensibilidade e Resolução

A sensibilidade é avaliada pela menor intensidade com a qual um estímulo pode ser detectado, sendo a resolução avaliada pela capacidade do sistema em discriminar dois estímulos. Os estímulos podem ser discriminados por sua intensidade (discriminação diferencial) ou espacialmente (resolução espacial).

Colocando-se sobre a mão pesos diferentes mas de valores muito próximo, só se consegue diferenciar um do outro quando a realação é no mínimo de 29:30, ou seja, se um peso tiver 290 gramas, o outro só poderá ser discriminado se tiver pelo menos 300 gramas (Aires-1992).

A resolução para a sensibilidade tátil pode ser definida como a mínima separação necessária para que dois estímulos simultâneos sejam distinguidos de um único estímulo. A discriminação tátil de dois pontos varia na superfície do corpo desde aproximadamente 2mm, nas pontas dos dedos a cerca de 60mm no dorso (Schmidt-1980).

4.1.3 Adaptação

Quando se excita um receptor com um estímulo duradouro e constante, o potencial gerador atinge um valor máximo e depois decresce. A freqüência na fibra aferente atinge um valor máximo e também diminui, uma vez que é determinada pela amplitude do

potencial gerador. Essa propriedade dos receptores é chamada de adaptação, que pode ser exemplificada pela adaptação dos receptores à dor (muito lenta), razão pela qual uma dor pode ser sentida durante um longo período de tempo. Já nos receptores táteis a adaptação é geralmente rápida. Em certos receptores táteis o potencial gerador atinge o máximo em poucos milissegundos e gera apenas um ou dois impulsos na fibra aferente, extinguindo-se imediatamente após, como por exemplo ocorre no corpúsculo de Pacini. Os receptores de rápida adaptação chamam-se genericamente receptores fásicos e os de adaptação lenta receptores tônicos (Aires-1988).

4.1.4 Classificação das Fibras Nervosas

Alguns sinais sensoriais necessitam ser transmitidos ao sistema nervoso central com grande rapidez, caso contrário a informação não será útil. Por exemplo, é importante que a informação dos sinais sensoriais que indicam ao cérebro as posições dos membros em cada fração de segundo durante uma corrida, seja conduzida por fibras nervosas com velocidade de condução extremamente rápida. Por outro lado, certos tipos de informações sensoriais, como a dor prolongada, não necessitam de transmissão rápida, sendo adequadas fibras de condução lenta. Existem fibras nervosas de vários calibres, desde 0,2 até 20 micrometros de diâmetro, e quanto maior o diâmetro da fibra mais rápida sua

Classificação das fibras nervosas segundo Lloyd/Hunt.

Grupos	Exemplos de funções	Diâmetro médio da fibra	Velocidade média de condução
I	aferências primárias do fuso muscular e aferências dos tendões	13 μm	75 m/s
II	mecanorreceptores da pele	9 μm	55 m/s
III	sensibilidade profunda à pressão do músculo	3 μm	11 m/s
IV	fibras dolorosas amielinizadas	0,5 μm	1 m/s

Classificação das fibras nervosas segundo Erlanger/Gasser.

Tipo de fibra	Exemplo de funções	Diâmetro médio da fibra	Velocidade média de condução
A α	aferências de fusos musculares primárias, motoras para os músculos esqueléticos	15 μm	100 m/s
A β	aferências cutâneas para tato e pressão	8 μm	50 m/s
A γ	motoras para o fuso muscular	5 μm	20 m/s
A δ	aferências cutâneas para temperaturas e dor	3 μm	15 m/s
B	simpáticas pré-ganglionares	3 μm	7 m/s
C	aferências cutâneas para dor, simpáticas pós-ganglionares	0,5 μm amielinizadas!	1 m/s

Figura 4.1 Classificação das fibras nervosas

velocidade de condução que pode variar de 0,5 até 120 m/s (Gayton-1983).

Existem duas classificações das fibras [Figura 4.1]: a de Erlager/Gasser que utiliza as letras A,B e C e a de Lloyd/Hunt que emprega os algarismos I, II, III e IV, referindo-se esta última apenas as fibras nervosas aferentes (Schmidt-1979).

Neste trabalho usamos a classificação de Erlager/Gasser por ser esta a mais utilizada em publicações sobre o tema desta Tese.

4.1.5 Controle Eferente de Sensibilidade

O controle eferente pode incrementar ou reduzir a sensibilidade de um canal sensorial. Este controle desempenha um papel importante nos mecanismos de atenção, podendo a redução diminuir ou impedir a estimulação de receptores. Um exemplo ilustrativo desta função é a inibição dos órgãos da linha lateral do peixe quando ele se movimenta rapidamente. Os movimentos dos cílios dos órgãos da linha lateral do peixe detectam vibrações no meio aquático, informando o SNC sobre a presença de outros seres nas imediações. Quando o peixe se movimenta rapidamente, o sistema da linha lateral deve ser inibido para que não seja estimulado pelos seus próprios movimentos, o que pode interferir na identificação de outros animais no meio ambiente (Aires-1988).

4.2 Modalidade Sensorial (Aires-1988)

Os sentidos eram outrora classificados em apenas cinco modalidades tato, paladar, olfação, visão e audição. Outra classificação agrupava os canais sensoriais segundo a localização dos estímulos: exteroceptivos (sensibilidade cutânea), interoceptivos (sensibilidade visceral), teleceptivos (olfação, visão e audição) e propioceptivos (muscular e vestibular). Sherrington criou o termo nociceptiva para designar especificamente a sensibilidade dolorosa. Adotaremos aqui a classificação válida para os mamíferos e adotada por M. Aires.

I. Sensibilidade somatovisceral geral

1. tacto e pressão
2. temperatura
3. dor

II. Sensibilidade gustativa

1. gosto ou paladar

III. Sensibilidade olfativa

1. olfação

IV. Sensibilidade visual

1. visão

V. Sensibilidade auditiva

1. audição

VI. Sensibilidade propioceptiva

1. vestibular
2. muscular

3. articular

VII. Sensibilidade interoceptiva especial

1. mecanocepção

2. quimiocepção

3. osmocepção

4. termocepção

I. Sensibilidade somatovisceral geral - O sistema de sensibilidade somatovisceral geral inclui vários canais sensoriais diferenciados para detectar alterações mecânicas (tato e pressão), térmicas (frio e calor) e as que afetam a integridade dos tecidos (dor). Estes canais sensoriais são encontrados em toda a pele, algumas mucosas, músculos e tendões, algumas vísceras e no periósteeo. Nesta modalidade foram incluídas apenas as alterações físicas que causam sensação consciente. As que não produzem esta sensação consciente serão introduzidas no sistema interoceptivo especial.

II. Sensibilidade gustativa - O sistema gustativo possibilita a identificação de substâncias presentes na cavidade oral. As substâncias levadas à cavidade oral são em geral alimentos cujos sabores podem ser do tipo azedo, salgado, doce e amargo. Geralmente os sabores azedo e amargo caracterizam substâncias indesejáveis provocando secreção salivar abundante para diluí-las e o comportamento de cuspir para eliminá-las.

III. Sensibilidade olfativa - A olfação , como a sensibilidade gustativa, é uma modalidade sensorial diferenciada para os quimioceptores, detectando a presença de substâncias voláteis no ar ou no meio líquido (animais aquáticos). Os animais cuja olfação é muito desenvolvida são ditos macrosmáticos, os que a têm pouco desenvolvida são microsmáticos. O poder de resolução na espécie humana é muito baixo quando comparado com os animais macrosmáticos. Um cão, por exemplo, pode distinguir uma pessoa de outra pelo odor. A acuidade olfativa varia em função de diversas situações fisiológicas e patológicas. As infecções nasais prolongadas causam hiposmia (diminuição do olfato); quando o estomago está cheio de alimentos a sensibilidade olfativa é menor do que quando está vazio e nas mulheres há uma diminuição do olfato durante a menstruação e a gravidez.

IV. Sensibilidade visual - O sistema visual é uma canal sensorial diferenciado para detectar ondas eletromagnéticas na faixa de 400 a 800 nm. Os insetos são geralmente sensíveis a radiações de comprimento de onda abaixo de 400 nm (ultravioleta), as abelhas por exemplo, podem ver o sol mesmo em dias nublados pois os raios ultravioletas atravessam as nuvens permitindo que elas se orientem pela posição do sol mesmo nestas circunstâncias. Os receptores visuais são os cones e os bastonetes, células especializadas para detectar a presença de luz através da decomposição de substâncias fotossensíveis. No homem e demais espécies que têm visão binocular estereoscópica (tridimensional) os

dois olhos se movimentam sincronamente, de forma que o objeto dê origem a duas imagens, uma em cada retina, em pontos correspondentes, permitindo ao sistema nervoso central efetuar a fusão neural das duas imagens produzindo a visão tridimensional.

V. Sensibilidade auditiva - As vibrações do ar podem ser detectadas como sons desde que ocorram dentro de certa faixa de frequência e amplitude, às quais o ouvido é sensível. O homem é sensível a frequências entre 15 e 20 khz, o envelhecimento altera estes limites principalmente nas altas frequências. A faixa de audibilidade varia bastante nas diferentes espécies, por exemplo, em macacos o limite superior é de aproximadamente 33 kHz, ao passo que no gato é de 60 kHz e no morcego ultrapassa 150 kHz.

VI. Sensibilidade proprioceptiva - A sensibilidade proprioceptiva acusa as posições dos diversos segmentos do corpo e sua movimentação. Os proprioceptores podem detectar a posição em que se encontra a cabeça e todas as articulações, medir o comprimento e a tensão dos músculos, assim como detectar e medir todas as alterações desses parâmetros. Para ilustrar a importância deste sistema podemos citar casos de indivíduos com lesão vestibular bilateral que quando fecham os olhos perdem o equilíbrio corporal.

VII. Sensibilidade interoceptiva especial - Esta sensibilidade compreende várias modalidades sensoriais:

mecanocepção, quimiocepção, osmocepção e termoccepção. Embora alguns tipos desta modalidade sensorial sejam identificados conscientemente, a maioria não o é, contribuindo primordialmente para a regulação de diversas funções vegetativas. Os receptores dos canais sensoriais interoceptores distribuem-se amplamente no organismo, como por exemplo os mecanoreceptores cardiovasculares, os quais se encontram em territórios vasculares arteriais e venosos disseminados nas paredes dos vasos e que acusam o estiramento provocado pelas ondas de pressão sanguínea durante o ciclo cardíaco. Essas informações desencadeiam ajustes dos reflexos no sistema vegetativo.

4.3 Tato e Pressão

Dentro das alterações mecânicas encontramos a sensibilidade tátil e à pressão. A sensibilidade tátil relaciona-se com a detecção de pequenas deformações da pele e algumas mucosas, enquanto a sensibilidade à pressão detecta deformações mais intensas, que excitam receptores situados na pele, músculos e algumas vísceras. As sensações táteis são desencadeadas somente a partir de determinados pontos da pele, conhecidos como pontos táteis e definidos como regiões cutâneas dotadas de grande número de receptores táteis. Os lábios e as pontas dos dedos são regiões com grande número de pontos táteis e por isto são regiões de grande sensibilidade. A região mais sensível de todo o organismo é a

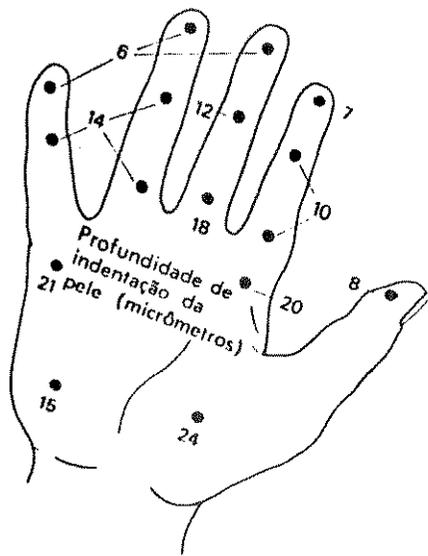
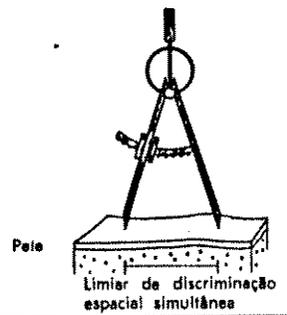


Figura 4.2 Limiar de sensibilidade para diversos pontos na mão



- Ponta da língua
- Ponta do indicador
- Lábios
- Bordo da língua
- Palma da mão
- Fronte
- Dorso da mão
- Dorso do pé
- Pescoço
- Dorso

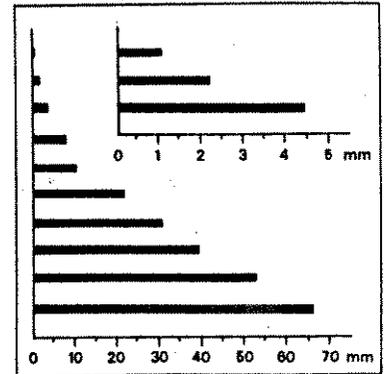


Figura 4.3 Limiar de discriminação espacial simultânea no indivíduo adulto

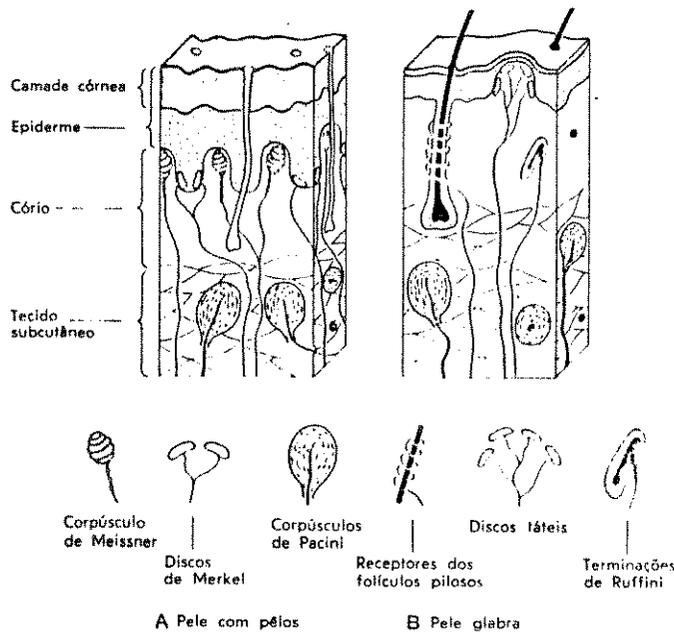


Figura 4.4 Representação esquemática da estrutura e da posição dos mecanorreceptores na pele

região pilosa das narinas, uma vez que os pelos, cujas raízes são densamente inervadas, funcionam como uma alavanca que amplifica os estímulos mecânicos (Aires-1988). Apenas como ilustração, as vibrissas dos mamíferos não primatas são órgãos com sensibilidade tátil tão intensa que podem orientá-los mesmo na escuridão. Na palma da mão estímulos da ordem de 0,01 mm são capazes de desencadear sensações táteis, sendo os limiares sensivelmente mais baixos na ponta dos dedos do que no restante da palma [Figura 4.2].

O limiar de discriminação espacial, ou discriminação de dois pontos pode ser obtido com um compasso com duas pontas obtusas. Quando as duas pontas do compasso são aplicadas simultaneamente chamamos de discriminação espacial simultânea [Figura 4.3]. Quando o estímulo é aplicado em sequência chamamos de resolução espacial sucessiva, e esta é cerca de 4 vezes menor do que a resolução espacial simultânea. (Schmidt-1980)

Os receptores cutâneos são de dois tipos fundamentais: as terminações livres e os encapsulados. A figura 4.4 mostra os principais receptores encapsulados (Rufini, Meisner e Pacini) e as terminações livres em células epiteliais (Discos de Merkel, Receptores dos folículos e discos táteis). Os receptores de Merkel, Disco tátil e Corpusculo de Rufini tem adaptação lenta permitindo detectar estímulos duradouros e é mais eficiente para medir intensidade de estímulo; os receptores de Pacini, entram rapidamente em adaptação detectando mais facilmente informações relativa a aceleração. Enquanto os receptores de Meisner e dos

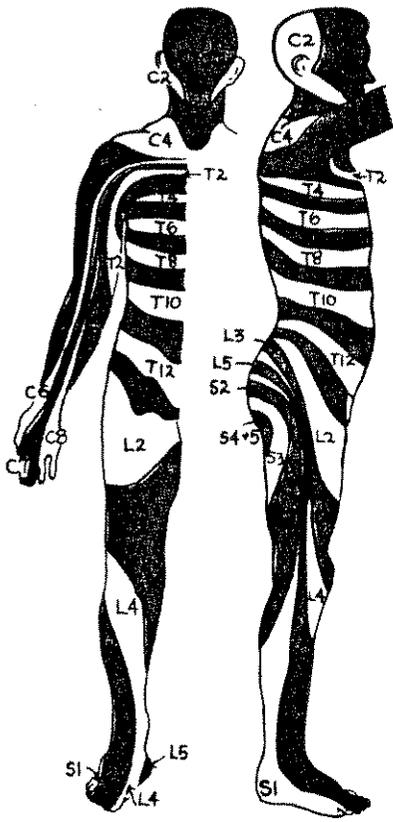


Figura 4.5 DERMATOMO

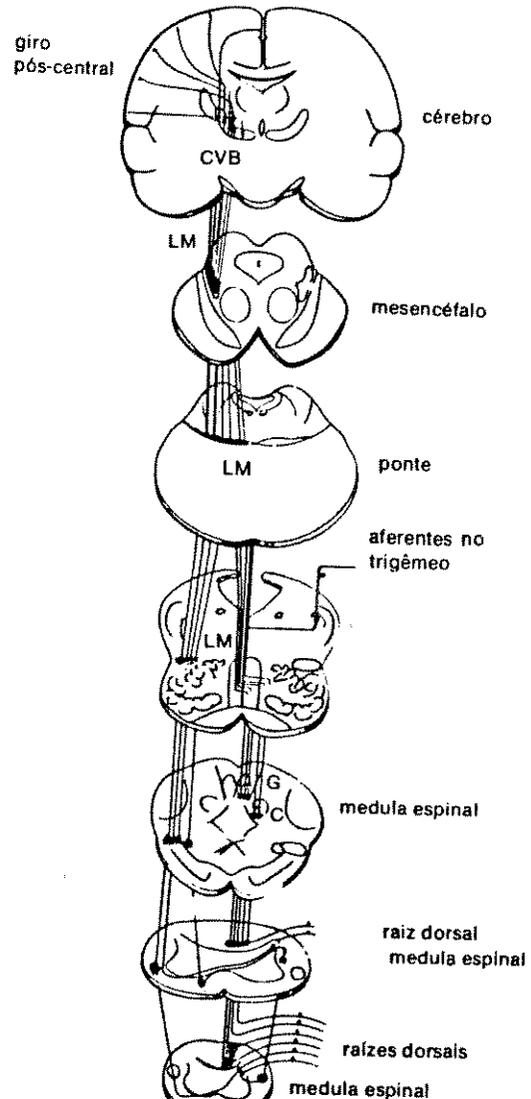


Figura 4.6 Vias centrais da sensibilidade somatovisceral geral

folículos pilosos têm uma adaptação moderada e medem especialmente velocidade do estímulo. É provável que terminais livres também estejam associados a sensação tátil, porém acredita-se que ela esteja ligada principalmente a sensibilidade à dor.

As informações aferentes do tato e pressão atingem vários centros neurais, em cada um dos quais originam outras informações que, por sua vez, participam de ajustes de reflexos ou do comportamento. Os receptores ativam as fibras aferentes e estas ascendem pelos nervos ao SNC. A maioria das fibras aferentes penetram no SNC pelas raízes dorsais e ramos sensitivos do trigêmio, mas pequeno contingente entra pelas raízes ventrais. Os estudos eletrofisiológicos demonstram que os estímulos originados em receptores táteis transitam pelas fibras mielínicas A-beta e os originados em receptores sensíveis a deformações mais intensa ascendem por fibras mielínicas A-gama. A distribuição periférica dos nervos aferentes do sistema somatovisceral geral é metamérica para a pele, nela a área inervada por uma raiz dorsal individual denomina-se dermatômero ou dermatomo [Figura 4.5].

As fibras nervosas que entram na coluna dorsal passam em toda a sua extensão até o bulbo, onde fazem sinapse nos núcleos da coluna dorsal (os núcleos grácil e cuneiforme). Deste ponto, os neurônios de segunda ordem decussam imediatamente para o lado oposto e depois passam em direção superior para o tálamo por meio de vias bilaterais denominadas leminiscos mediais. Cada leminisco medial termina em um complexo ventrobasal de núcleos localizados no

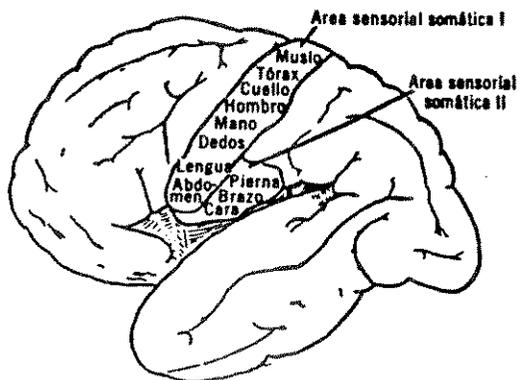


Figura 4.7 Áreas corticais de projeção somatosensorial

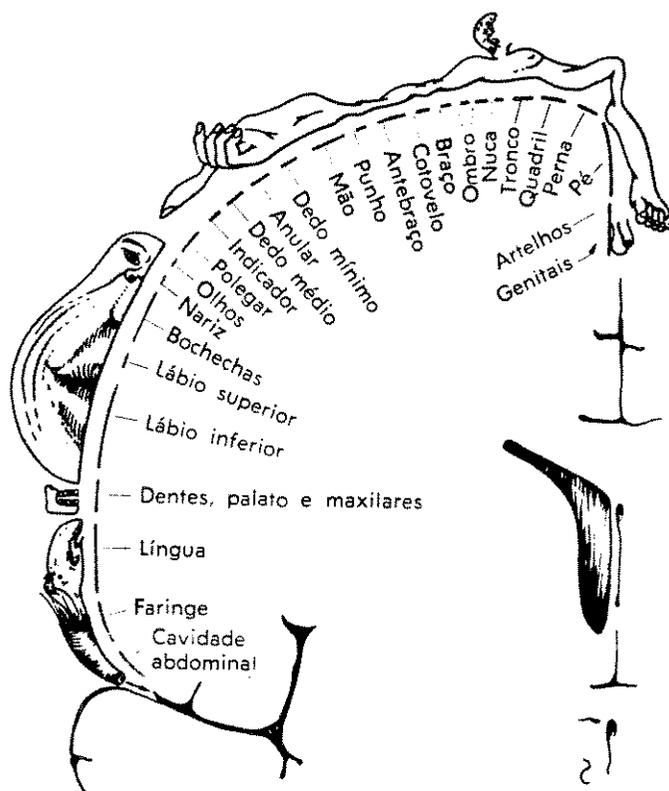


Figura 4.8 "HOMÚNCULO SENSORIAL"

núcleo ventral póstero-lateral do tálamo [Figura 4.6]. Do complexo ventrobasal, os neurônios de terceira ordem se projetam principalmente para o giro pós-central do córtex cerebral denominado área sensitiva somática I. Além disso, os neurônios também se projetam a regiões intimamente associadas com o córtex posterior e anterior até o giro pós-central. Finalmente, algumas fibras se projetam à porção mais inferior lateral de cada lobo parietal, uma área denominada área sensitiva somática II. Tais áreas estão ilustradas na figura 4.7, porém a área somática sensorial I é muito mais importante para as funções sensitivas do corpo do que a área somática sensorial II. A figura 4.8 mostra a representação da superfície corporal do homem sobre a área somática sensorial I, esta projeção geometricamente distorcida da superfície corporal sobre os sistemas de neurônios da área somática sensorial I é conhecida como "homúnculo sensorial" (Guyton-1983).

CAPÍTULO 5 : ESTIMULAÇÃO ELETROCUTÂNEA

"Que os nossos esforços desafiem as impossibilidades. Lembrai-vos de que as grandes proezas da história foram conquistadas do que parecia impossível."

Chalie Chaplin

Os primeiros estudos sistemático sobre estimulação eletrocutânea para excitar nervos sensoriais no homem foram publicados por Von Frey em 1915 e Adrian em 1919. Desde então a estimulação eletrocutânea tem sido estudada, modelada e experimentada por vários outros pesquisadores para fins de estimulação elétrica funcional, alívio da dor e comunicação sensorial (Pfeifer-1968, McNeal-1976, Guedes-1984, Reilly-1987, Kaczmarek-1991).

Muitos pesquisadores acreditam que a corrente passando através da pele estimule diretamente as fibras nervosas aferentes. Evidências experimentais e características psicofísicas associadas a estimulação eletrocutânea sugerem que a sensação seja sentida pela estimulação direta das fibras nervosas aferentes mielinizadas muito mais do que pelas fibras C não mielinizadas, ou pelas fibras aferentes em estruturas profundas dos músculos. É bem conhecido que as fibras mais grossas como a fibra A- β , com diâmetro de 5 a 12 μm e velocidade de condução de 30 a 70 m/s, possuem um limiar de excitação bem menor que as fibras A- δ , com diâmetro 2 a 5 μm e velocidade de condução de 12 a 30 m/s e as fibras C não mielinizadas, com diâmetro de 0,5 a 1 μm e velocidade de condução de 0,5 a 2 m/s (Szeto e Saunders 1982). A "teoria da porta" para dor proposta por Melzak e Wall e evidências experimentais indicam que quando a fibra A- β é ativada por um minuto a mais do que as fibras A- δ e C, a sensação é livre de dor (Bütikorf e Laurence-

1978, Linzer e Long-1976). Entretanto Pfeifer sugere que pequenos eletrodos (1mm²) estimulem diretamente os receptores (Pfeifer-1968).

As pessoas descrevem a qualidade da sensação eletrotátil como formigamento, coceira, zumbido, toque, vibração, pressão, beliscão, pontada ou ardência dolorosa dependendo do parâmetro de estimulação, tamanho e material do eletrodo, força de contato, localização e preparação da pele (Kaczmarek- 1991).

Parâmetros de Estimulação

Formas de Onda

O uso da eletricidade em medicina data do século XVIII. Desde então, vários tipos de corrente elétrica foram utilizados, surgindo quatro eras na eletromedicina. Essas eras são denominadas Franklin, Galvanica, Faradica, e D'Arsonal.

A era Franklin foi caracterizada pelo uso da eletricidade estática; a era Galvanica pelo uso da corrente direta; a Faradica foi a era na qual a bobina de indução foi desenvolvida e a era D'Arsonal se caracterizou pelo uso de corrente de rádio frequência (Geddes-1984).

Para causar excitação neural muitos tipos de corrente elétrica têm sido usadas através dos anos.

Com o advento da eletrônica moderna, pulsos retangulares de corrente têm sido utilizados com a vantagem de não variar a carga

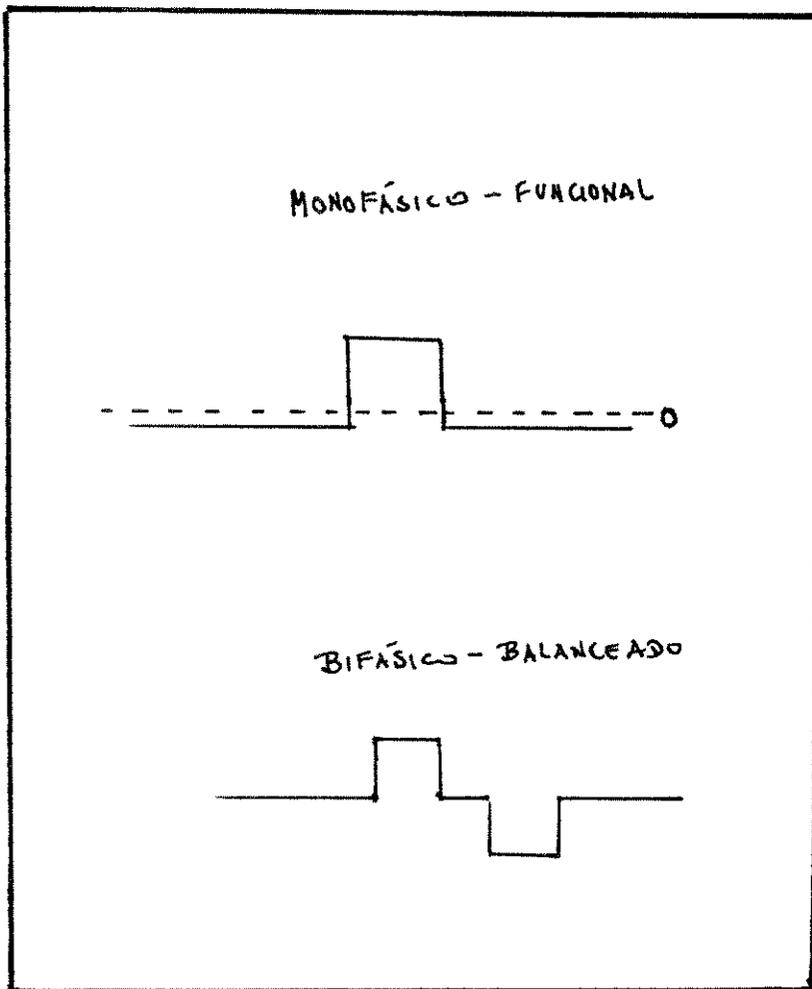


Figura 5.1 - Pulso bifásico e monofásico adequados a estimulação eletrotátil

quando a frequência é variada. Esta independência não é encontrada, por exemplo, com estímulos de onda senoidal (Butikofer-1979).

Com relação ao uso de corrente controlada ou tensão controlada, não foi encontrado um consenso na literatura.

Com relação a pulsos bifásico e monofásico, a literatura não é consistente na tecnologia usada. Frequentemente pulsos monofásicos são chamados bifásicos por existir uma parte positiva e outra negativa. Porém pulsos monofásicos com linha de base zero nunca devem ser usados em estimulação eletrotátil, pois resultam em uma rápida irritação na pele. Para que isto não ocorra a carga entregue ao tecido deve ser nula. Isto é conseguido com pulsos bifásicos, ou seja, parte negativa igual a parte positiva ou com pulsos monofásicos funcionais através do deslocamento da linha de base pelo uso de acoplamento capacitivo (Butikofer 1979 e Kaczmarek-1991), [Figura 5.1].

Material e Geometria do Elétrodo

É necessário um transdutor (eletrodo) que converta o fluxo de corrente eletrônica em fluxo de corrente iônica. O eletrodo não deve reagir quimicamente, caso contrário criaria uma camada isolante entre ele e a pele.

Muitos sistemas de substituição sensorial usam eletrodos de metal, sendo os de ouro, platina, prata, e aço inoxidável os mais comuns (Kaczmarek-1991).

Szeto e Saunders (1982) têm usado eletrodos concêntricos

construídos em circuito impresso ou anel metálico e banhados a ouro ou prata. A configuração concêntrica aumenta a discriminação espacial de dois pontos adjacentes e limita o espalhamento de corrente. Com o aumento da área do eletrodo o limiar de sensibilidade diminui (Strong e Troxel-1970)

Os elétrodos devem ser montados em um material que mantenha o contato uniforme durante o movimento normal do corpo.

Local de Estimulação

A camada epitelial varia em espessura dependendo do local do corpo. A palma e o dorso da mão são significativamente mais finas do que outras partes do corpo, conseqüentemente têm uma menor resistência elétrica facilitando o controle de corrente. Além disto, esta superfície tem uma maior sensibilidade e melhor resolução espacial comparada à pele do tronco por exemplo, porém têm uma pequena área disponível (Szeto e Saunders-1982). O abdômen pode ser uma alternativa interessante, tem uma boa área, deixa as mãos livres para outras atividades e têm se mostrado satisfatório no uso de display eletrotátil (Szeto e Cristensem -1988). Assim, pelos motivos citados, neste trabalho ficou escolhido o abdômen como local de estimulação.

Distribuição e Densidade de Corrente (Kaczmarek-1991)

Reações eletrodo-pele aumentam com a densidade de corrente. Infelizmente a distribuição de corrente ainda não é bem compreendida.

O caminho da condutividade através da pele não é uniforme a nível microscópico para muitos tipos de elétrodos. Grimes-1984 e Saunders-1973 mostraram que o fluxo de corrente passa diretamente por pequenas regiões de baixa resistência (provavelmente canais de suor, glândulas sebáceas, e pequenas fissuras na camada epitelial), 1 a 6 canais por mm² de área de pele. Os modelos propostos para distribuição de corrente não consideravam estas não uniformidades.

No espaço entre o eletrodo e a pele aparecem ocasionalmente pequenas faixas de baixa resistência, drenando boa parte da corrente através destes caminhos e causando uma alta densidade de corrente. Como resultado, provoca a sensação de repentinas picadas e aparecimento de pontos vermelhos na pele. A picada é muito mais fácil de ocorrer com eletrodos de pulso negativo. Grimes (1983), propôs que o mecanismo chamado eletro-osmose arranca elétrons diretamente dos poros em direção ao eletrodo negativo em menos de 1 segundo. Estas considerações aumentam a condutividade dos poros e podem causar uma realimentação positiva tornando a pele rapidamente hidratada. Lin (1984), descobriu que revestindo um eletrodo de metal (12mm²) com um adesivo condutivo elimina essas picadas. O adesivo consegue equalizar a corrente, e quando existe um caminho de baixa resistência absorve o excesso de água vinda dos poros (Grimer-1988).

Efeito da Estimulação Elétrica por um Longo Tempo

Braumer e McHardy (1977), avaliaram a quantidade de carga elétrica que passa no tecido quando da estimulação e concluíram que

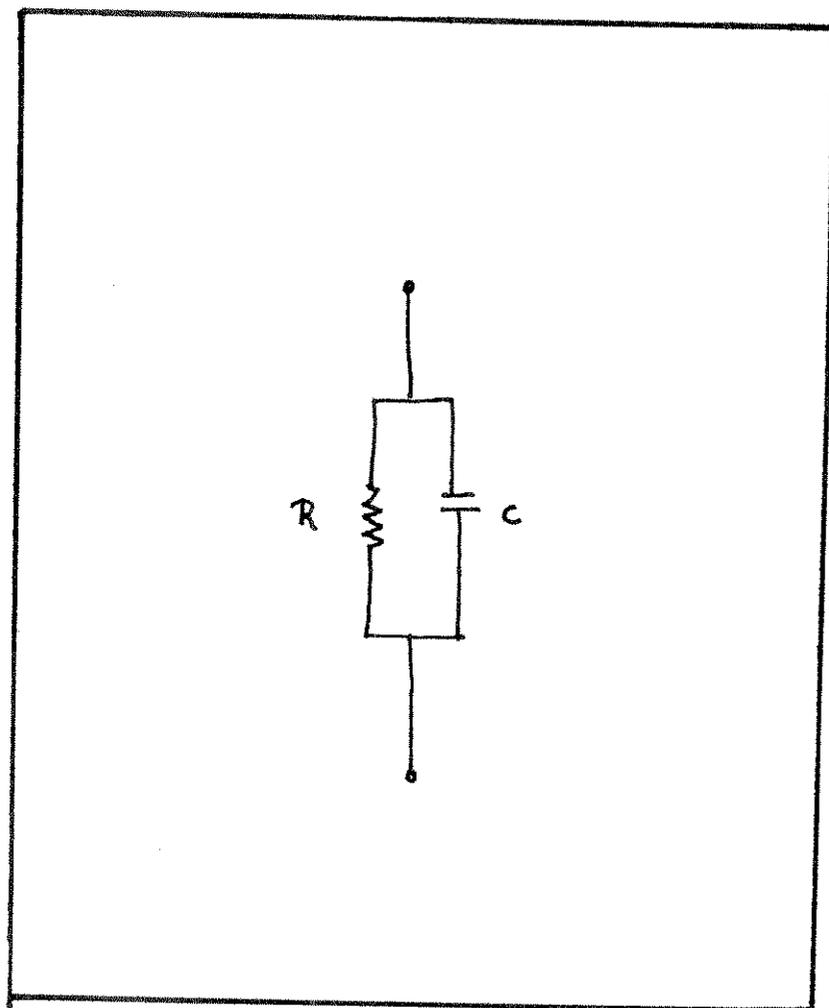


Figura 5.2 - Modelo simplificado da interface eletrodo-pele

acima de $4 \mu\text{C}/\text{mm}^2$ ocorrem reações irreversíveis no tecido. (Szeto e Saunders-1982).

Impedância do Eletrodo

A fig 5.2 mostra um clássico modelo de interface eletrodo-pele. O potencial eletroquímico de meia célula e a componente série foram omitidas por que eles são insignificantes considerando a alta voltagem usada para estimulação eletrotátil.

Pfeifer resume os valores de R e C encontrados por vários autores, com R variando de 0,25 a 40 M ohms e C de 0.031 a 0,4nF/mm² (Pfeifer-1968). Kaczamerek encontrou R= 8Kohms e C= 1,25nf utilizando um eletrodo de 12mm² e com pulso monofásico de 10mA e 10 μ s. Normalizando este valores para o elétrodo utilizado, eles podem ser expressos em aproximadamente 0,1 Mo .mmm² e 0,1 nF/mm².

Limiar de Sensibilidade e Dor

Lapicque em 1912 estudou a relação entre a intensidade e a duração de um pulso elétrico requerido para excitar o nervo motor. Ele encontrou que a intensidade aumenta com o decremento da largura do pulso. Adrian (1919), estimulou nervos sensoriais e observou uma relação entre intensidade e duração do pulso similar a observada por Lapicque. Nortermans (1966), fez um estudo para avaliar a influência de variáveis fisiológicas no limiar de sensibilidade. Ele usou um eletrodo ativo com 1mm de raio, gel , um sinal de estimulação constituído de 40 pulsos com 5ms cada e taxa de

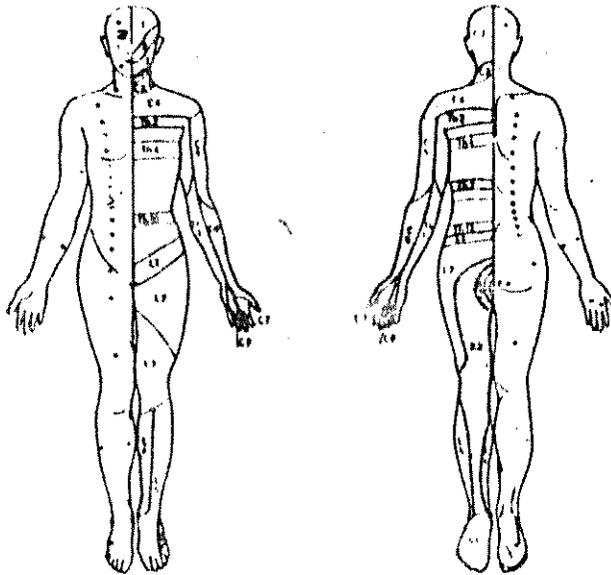
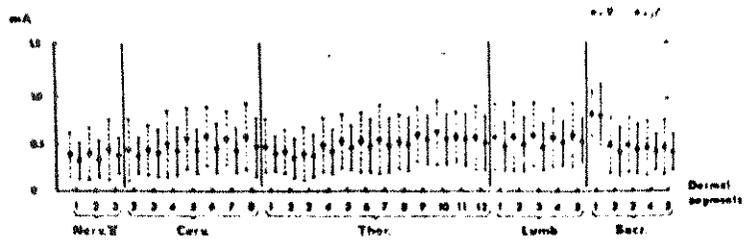


Figura 5.4 : (a) Limiar de sensibilidade para cada dermatômo

(b) Os círculos indicam o local usado para medição

repetição de 100 pulsos por segundo. O resultado dessas medidas do limiar de corrente no corpo é mostrado na figura 5.4. A média do limiar para 64 pessoas foi 0,55 mA, com variação de pessoa para pessoa de 50%. O limiar de corrente nos homens foi significativamente maior do que nas mulheres (Pfeifer-1968). Utilizando um trem de pulsos com largura de 8mm, frequência de 500 Hz, largura de pulso 20 us e modulação de 25 Hz. Collins (1970), encontrou o limiar de sensação em torno de 2mA e o limiar de dor por volta de 20 mA.

Um modelo para prever o limiar em função do tamanho do eletrodo, material, forma de onda, etc, é muito difícil de ser formulado devido a grande variedade de metodologias adotadas entre vários pesquisadores (Kaczmarec et al-1991).

Resolução Espacial

A resolução espacial é definida como a menor distância que pode ser sentida entre dois pontos. Saunder (1974), obteve valores de 6 a 9 mm utilizando elétrodos concêntricos no abdômen. Também usando dois eletrodos concêntricos montados em um microcomanipulador e aplicando várias formas de onda monofásicas para cada eletrodo. Solomov et al (1975/1977), encontraram valores similares aos encontrados por Saunder, e ainda provaram que o limiar de dois pontos varia com o local do corpo, frequência de estímulo, tempo de estímulo entre elétrodos, e que o limiar de discriminação espacial pode diminuir com o aprendizado (Szeto e Saunder-1882).

Estimulando as costas Collins encontrou uma resolução espacial de 5 a 10 mm (Collins-1970).

Resolução Temporal

Gerdal em 1974 relatou que a mínima separação temporal requerida para percepção de dois pontos não simultâneos, no abdômen, utilizando um pulso de 10 us de duração e carga de 100-200 nC, foi de 12 ms (szeto e Saunders-1982).

Descrição Subjetiva da Sensação

Melen et al em 1971, usando eletrodo de aço com diâmetro de 0,3 mm e espaços de 1/16 polegadas, estipularam que a melhor largura do pulso está em torno de 0,5 ms, enquanto a taxa de repetição variou de 1 a 200 pulsos/s (Melen-1971). Foi encontrada uma sensação de ardência com pulsos longos e uma sensação de picada com pulsos curtos.

A taxa de repetição também tem algum efeito na sensação. Baixas taxas de reptição (<10Hz) tendem a causar contração e beliscão , enquanto altas taxas de repetição tendem a causar formigamento.

A intensidade também varia com a taxa de repetição, sendo que para altas taxas a sensação é mais intensa.

A sensação evocada por um estímulo constituído de 4 pulsos de 20 us, espaçados de 2ms e taxa de repetição de 25 Hz foi descrita como vibração mecânica, zumbido, cócega, ou toque (Collins-1970).

Estudos realizados por Ntermans (1966), mostraram que uma

picada de alfinete foi descrita como a sensação sentida, quando utilizado um estímulo constituído de 40 pulsos de 5ms com taxa de repetição de 100Hz (Pefeiffer-1968).

Descrição Subjetiva da Intensidade

A intensidade de estímulo pode ser incrementada substancialmente acima do valor de limiar de sensação antes de tornar-se intolerável. A psicofísica têm estudado a correlação entre a variável física do estímulo e a sensação subjetiva que ele evoca.

O limiar diferencial para o estímulo que produz uma sensação notavelmente maior que o estímulo anterior, foi estudado por Schobel (1936), Anderson e Muson (1951) e Hawkam (1961). Eles encontraram um limiar de 2 a 6% do estímulo dependendo dos parâmetros do estímulo utilizado.

A discriminação pela variação da frequência foi estudada por Monjé (1936) e ele concluiu que para frequências abaixo de 200 Hz, a sensação do estímulo varia com a frequência do estímulo, podendo esta variação ser sentida para variações menores que 2% (Pfeifer-1968).

PARTE III

SISTEMA DESENVOLVIDO

CAPÍTULO 6: MATERIAIS E MÉTODOS

**"FICA O DITO E O NÃO DITO
FICA O DEDO E FICA O DADO
FICA O FEITO E O DESFEITO
O CARINHO E O CUIDADO... "**

Alceu Valença

Visando atingir o objetivo deste trabalho, desenvolvemos um sistema para avaliar a possibilidade de transmitir informações visuais através da sensação tátil utilizando estimulação eletrocutânea [Figura 6.1]. Para definir os parâmetros de estimulação e selecionar o tipo de informação a ser transmitida, foi necessário um software, simples de operar e de controlar a transferência de informações. Testes com voluntário foram realizados para avaliação do sistema de transferência de informações visuais e tirar conclusões sobre a metodologia realizada. A seguir descreveremos o sistema desenvolvido e a metodologia de testes realizados.

6.1 Hardware

O sistema é constituído de unidade de processamento, unidade de controle e estimulação, unidade de display e matriz de eletrodos. O diagrama esquemático é apresentado na figura 6.2

6.1.1 UNIDADE DE PROCESSAMENTO

Para processar o software desenvolvido foi utilizado um microcomputador IBM/PC com 20Mhz de clock, microprocessador 80386



Figura 6.1 - Visão geral do sistema de estimulação eletrotátil

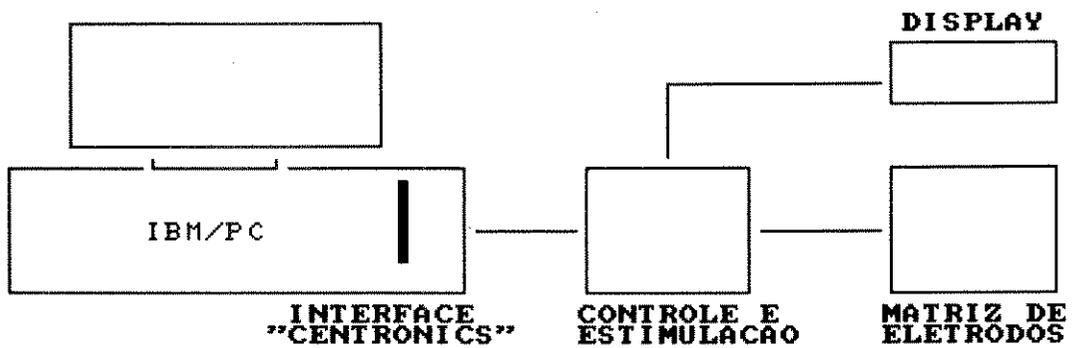


Figura 6.2 - Diagrama esquemático do sistema de estimulação eletrotátil

6.1.2 UNIDADE DE CONTROLE E ESTIMULACAO

Esta unidade tem em sua saída 32 vias formando uma matriz de 16 linhas por 16 colunas, proporcionando o ativamento de 256 eletrodos independentes. A unidade de controle e estimulação consiste basicamente de um circuito de chaveamento para selecionar o eletrodo que será ativado, um estimulador de tensão de saída variável de 0 a 120 volts, um circuito para isolar o paciente da rede elétrica e uma interface para comunicação com o microcomputador.

Circuito de chaveamento - Consiste basicamente de um circuito de chaveamento para selecionar o eletrodo que será ativado. Este circuito recebe 8 bits de controle, um sinal de estimulação, e têm em sua saída 32 vias formando uma matriz de 16 linhas por 16 colunas, proporcionando o ativamento de 256 eletrodos independentes. O circuito é apresentado na figura 6.3 , o CI1 e CI2 (MM74c154) são usados para decodificar os 8 bits (256 valores possíveis), o CI1 decodifica os 4 bits superiores e o CI2 decodifica os 4 bits inferiores. Os transistores TC1 a TC16 (BF459) estão polarizados para atuar na função de chaveamento. O sinal de polarização da base, que vem da decodificação dos 4 bits inferiores, passa através dos CI 4, 5 e 6 (MM74C04) que

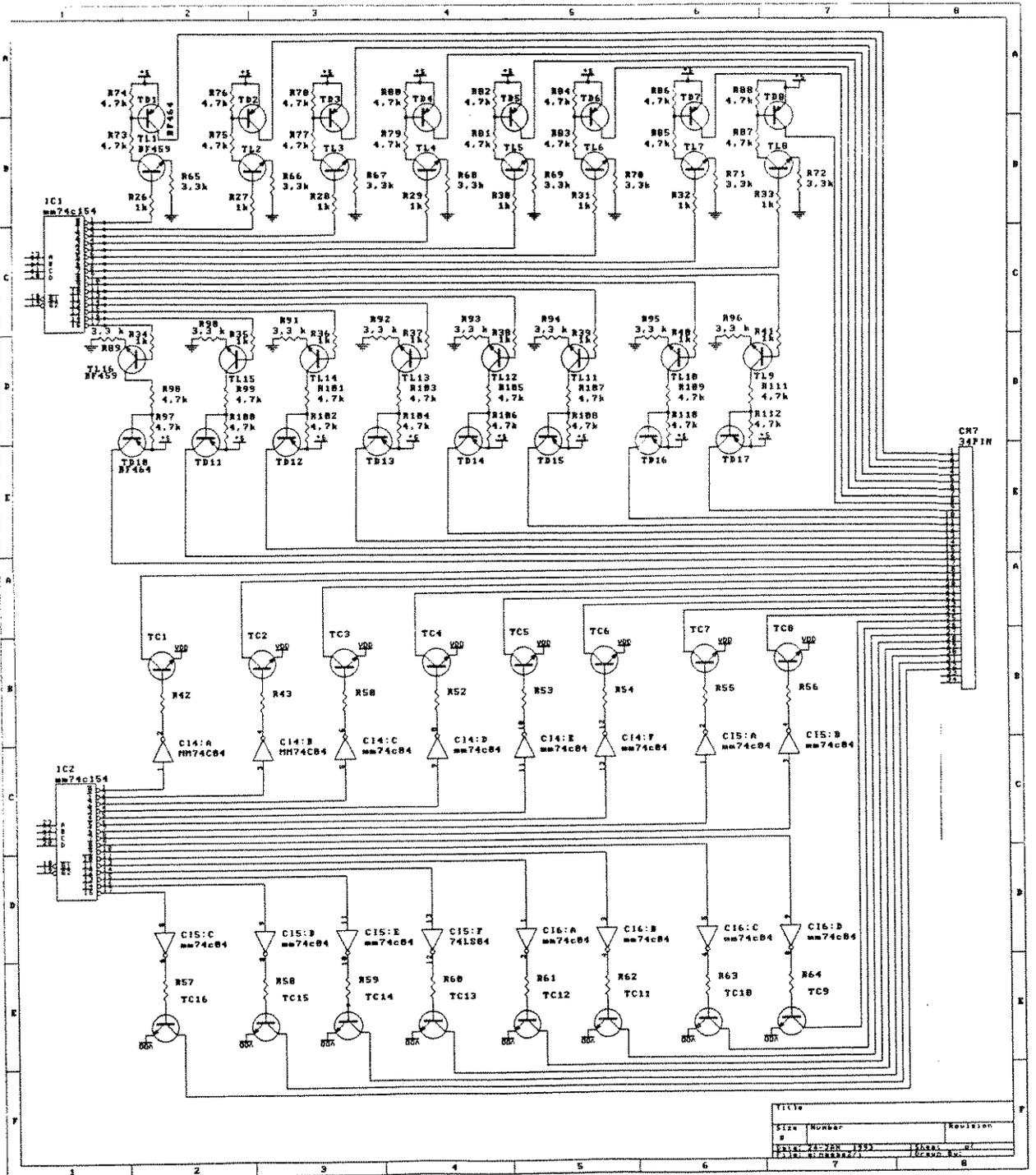


Figura 6.3 - Circuito de Chaveamento

simplesmente atuam como inversores, pois o sinal de saída do decodificador tem nível baixo e os transistores são NPN. O CI2 decodifica os 4 bits inferiores, os 16 pares de transistores TL1a e T11b a TL16a e TL16b também estão polarizados para atuarem como chaves.

Estimulador de tensão - o estimulador apresenta os seguintes parâmetros: frequência de estimulação de 1 a 10K, com incremento de 1Hz; utiliza pulso monofásico funcional com duração de 10us a 10ms e incremento de 10us; taxa de repetição do pulso; intensidade de 0 a 120 V. A Figura 6.4 mostra o diagrama elétrico do estimulador. O microcomputador, através da porta B da interface paralela 8255 da intel, controla o estimulador. O padrão de estimulação é definido por software, exceto a amplitude do estímulo. Este sinal é entregue ao seguidor de tensão e sua amplitude é regulada pelo potenciômetro através da tensão no "gate" do Transistor tx. Estes pulsos de tensão chaveados pelo transistor são aplicados ao primário de um transformador de pulso. O zener serve para proteção do transistor quando houver um pico de tensão reversa no transformador.

Circuito isolador [Figura 6.5]- para proporcionar a isolação do paciente com a rede elétrica o circuito é alimentado a bateria. A isolação é efetuada na entrada do circuito. Foram utilizados 10 fotoacopladores (4n25): Opto1 - opto8, isolam os bits de dados; o opto9 isola o sinal de habilitação para o decodificador e o opto10 isola o sinal para controlar o sinal do estimulador de tensão.

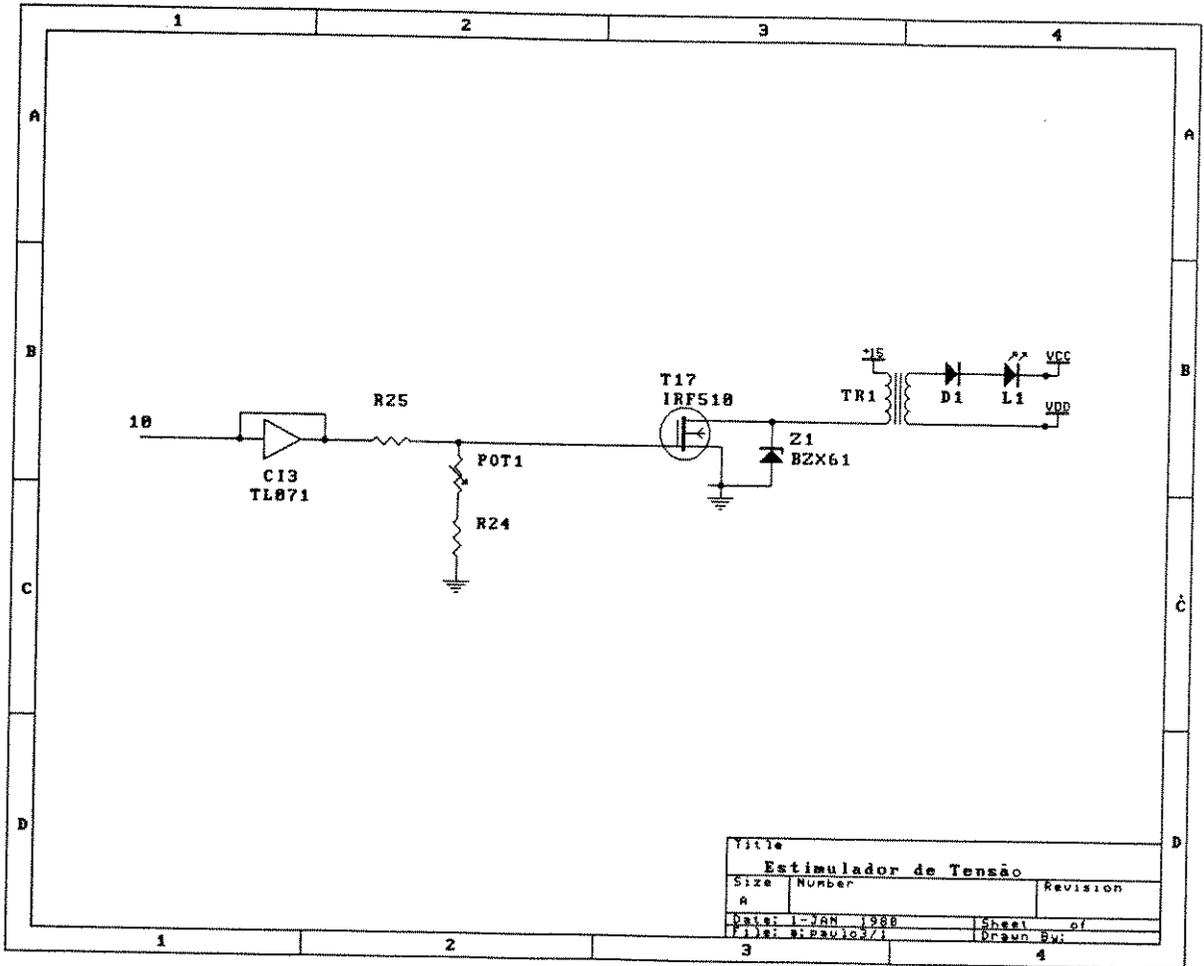


Figura 6.4 - Estimulador de tensão

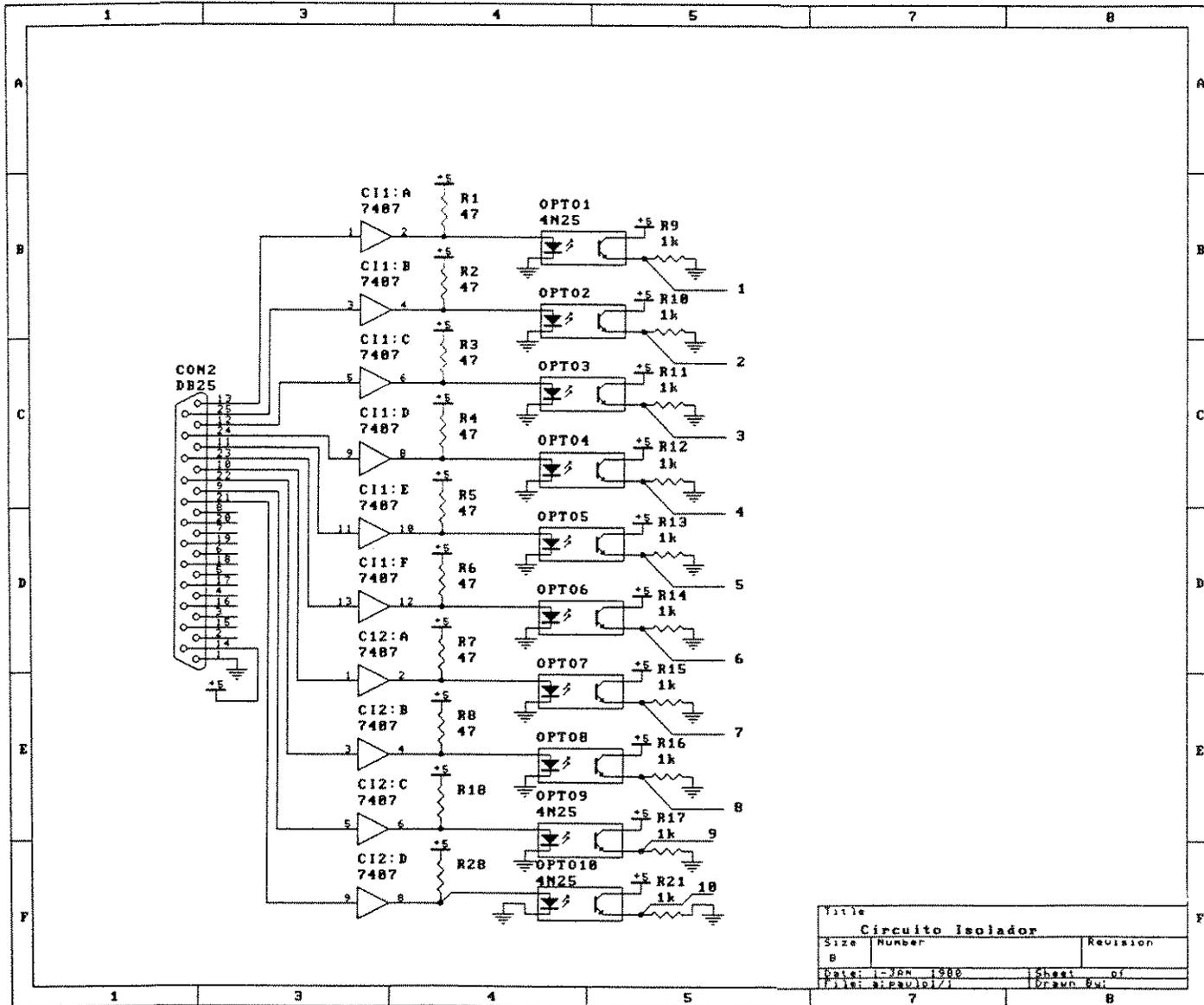


Figura 6.5 - Circuito Isolador

Interface - O microcomputador IBM/PC comunica-se com o módulo de controle e estimulação através de uma interface tipo "centronix" usando a técnica de transferência de e/s incondicionais. A interface desenvolvida usa a interface paralela programavel 8255 fabricada pela Intel, seu circuito é mostrado na figura 6.6. Quando o sistema é ligado, o sinal reset é aplicado ao 8255 e as portas ficam em estado de alta impedância. O 74ls244 e 74ls245 são usados como buffer da via de dados e barramento de endereço, respectivamente. A lógica de decodificação de endereços é realizada pelo 74ls688, ele compara o valor 030xh com os bits A2 - A9 e gera o sinal CS para habilitar o 8255 e o 74ls245. As portas A, B, C, e o registrador de controle são selecionadas pelos endereços 0300h, 0301h, 0302h e 0303h respectivamente.

6.1.3 Unidade de Display

Esta unidade tem a finalidade de monitorar qual a imagem que está sendo entregue à matriz de eletrodos. Semelhante ao circuito de chaveamento, este circuito recebe 8 bits de controle e ativa um led de cada vez, e este led corresponde ao eletrodo ativo neste momento. Apresentamos o circuito na figura 6.7, onde o CI1 e o CI2 (74ls154) são usados para decodificar os os 8 bits. O CI1 decodifica os 4 bits superiores e o CI2 decodifica os 4 bits inferiores. Para polarizar os leds, as 16 saídas do CI2 passam através dos CI 3,4, e 5 (74ls06) que simplesmente atuam como inverssores proporcionando a polarização adequada.

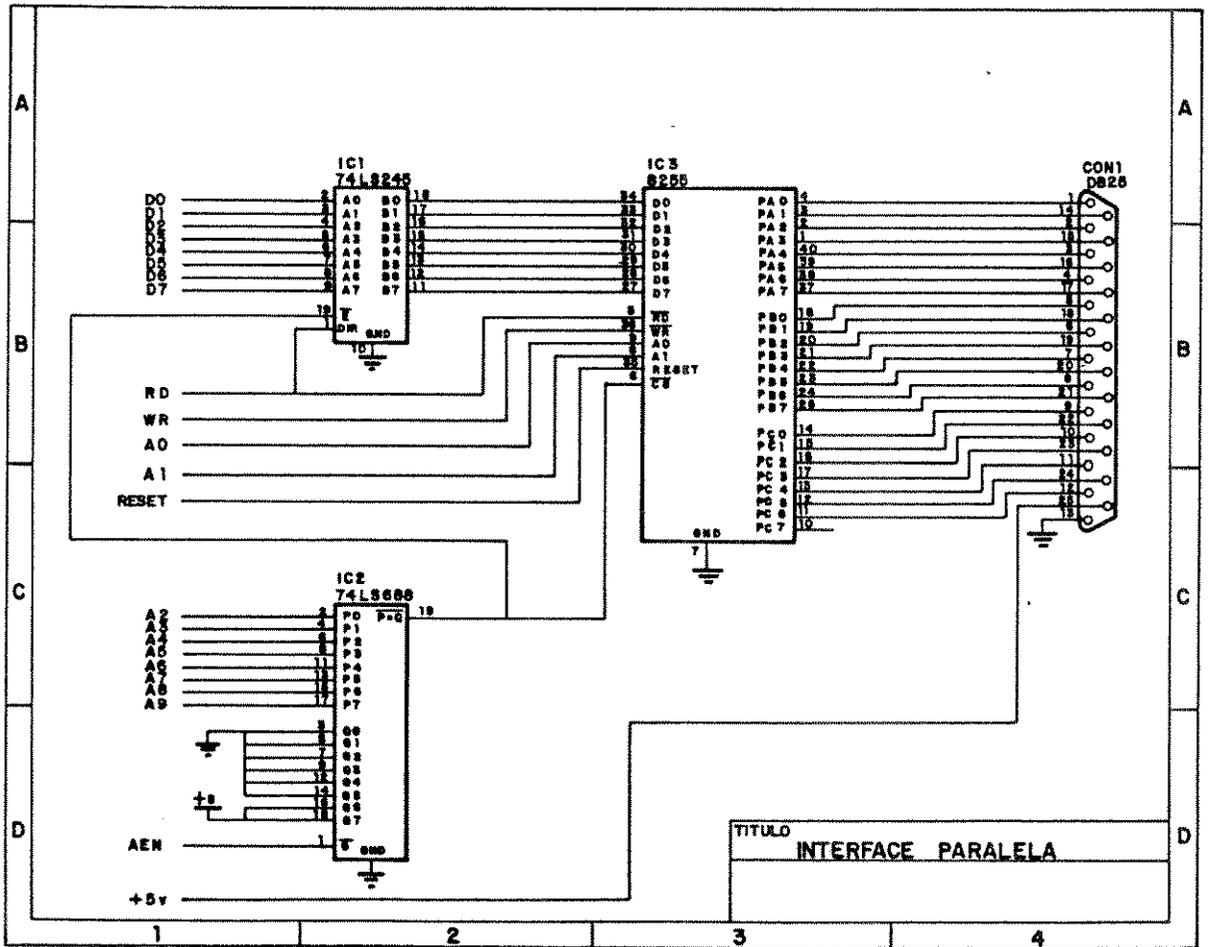


Figura 6.6 - Interface

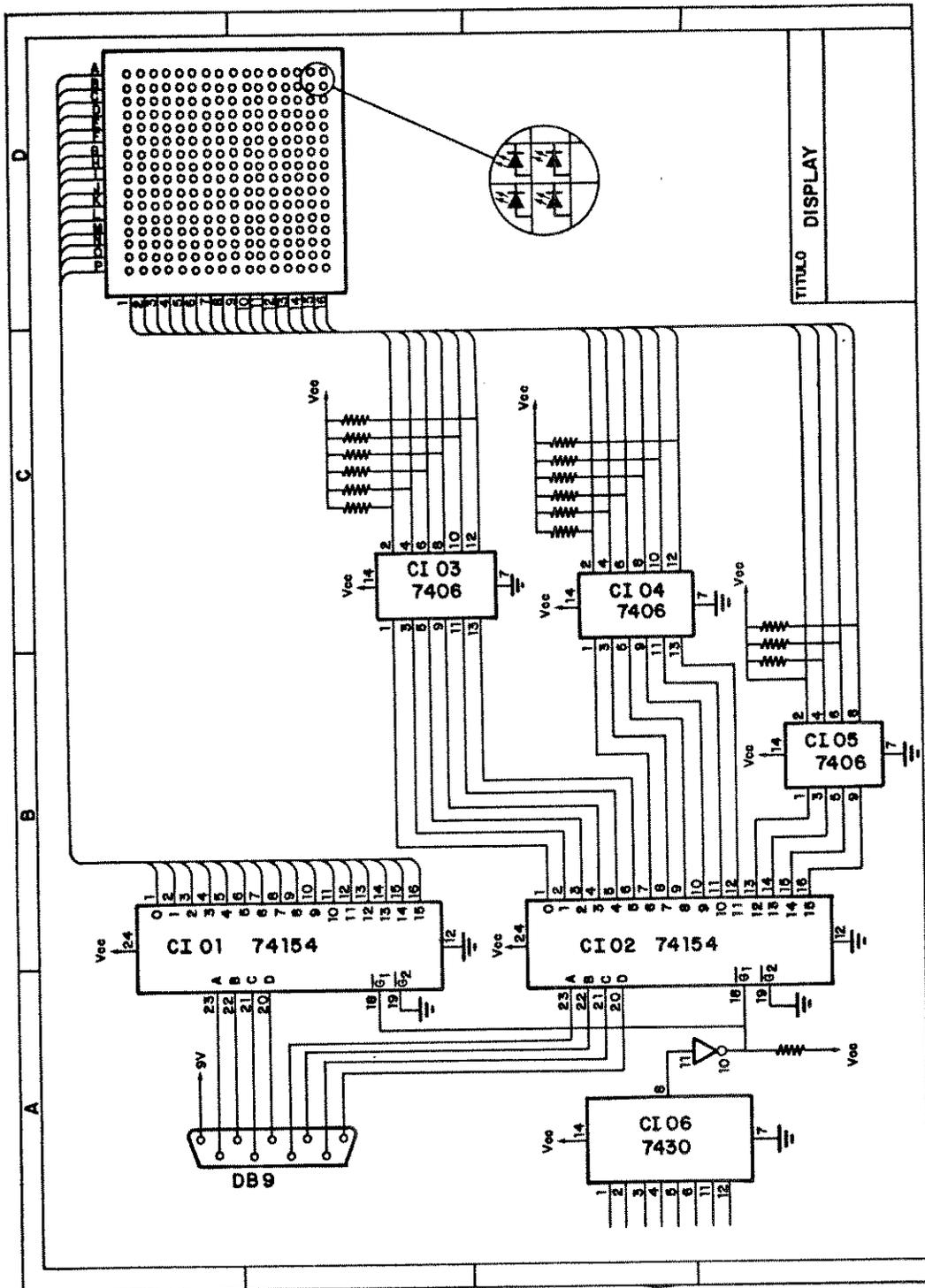


Figura 6.7 - Circuito de Display

6.1.4 Matriz de eletrodos

É constituída de uma matriz bidimensional com 35 eletrodos [Figura 6.8] espaçados de 12mm no formato 5x7, com possibilidade de expandir para 256 eletródos no formato 16x16.

Alguns cuidados importantes foram tomados na confecção da matriz de eletrodos:

1. Eletrodo bipolar : Cada eletrodo deve ter o ponto ativo e o indiferente independente um do outro .
2. Eletrodos Concêntricos: reduzem o limiar de discriminação entre dois pontos e o espalhamento de corrente
3. Bom contato com a pele: é extremamente importante para transferência de energia

Não encontramos eletrodos com estas características no comércio. confeccionamos os eletrodos aproveitando peças existentes no comércio, pois não dispúnhamos de tempo nem de recursos para encomendar os eletrodos com as características desejadas.

O eletrodo confeccionado [Figura 6.9] é contituído de três peças: uma arruela lisa M6, servindo como o ponto indiferente do eletrodo; um O'ring de borracha com diâmetro interno 4mm e espessura de 2mm, isolando o ponto ativo do indiferente e uma peça

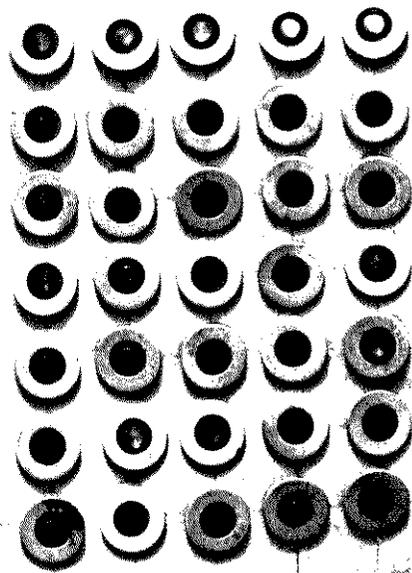


Figura 4.8 - Matriz de Eletrodos

usinada em cobre, foi utilizado este material por ser bom condutor elétrico e ter uma boa usinabilidade, servindo de eletrodo ativo.

Visando proporcionar um bom contato entre o eletrodo e a pele os eletrodos foram banhados a prata e colados em uma cinta abdominal para proporcionar um bom contato com a pele.

6.2 Software

O software desenvolvido foi escrito em Linguagem C, Ambiente Turbo, com a finalidade de definir os parâmetros de estimulação, selecionar o tipo de informação que será transmitida ao deficiente visual e controlar esta transferência de informação. O fluxograma é apresentado na figura 6.10.

6.2.1 Definição do Parâmetro de Estimulação

Os dados para definição do parâmetro de estimulação são fornecidos pelo usuário via teclado. Através da subrotina de estimulação é possível definir os seguintes parâmetros: largura do pulso, frequência do pulso, taxa de repetição do pulso, frequência do trem de pulsos e taxa de repetição do trem de pulsos.

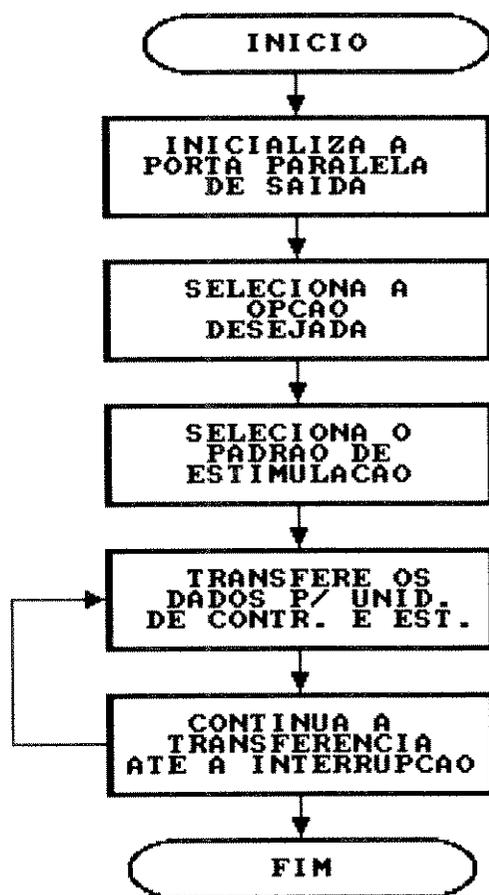


Figura 6.10 - Fluxograma do Software Desenvolvido

6.2.2 Tipo de Informação a Ser Transmitida para o Deficiente Visual

A seguir são descritas as opções apresentadas pelo software:

UM PONTO, DOIS PONTOS, RETAS e CARACTERES

a) UM PONTO - Nesta opção é possível escolher qualquer ponto a ser transmitido ao deficiente visual, de forma que o ponto selecionado corresponda ao eletrodo da matriz que será ativado.

b) DOIS PONTOS - Idem ao descrito acima, exceto que neste caso são escolhidos dois pontos.

c) RETAS - Nesta opção foi criado um arquivo com tres retas: horizontal, vertical e diagonal.

d) CARACTERES - Nesta opção foi criado um banco de dados com os 26 caracteres disponíveis que podem ser selecionados aleatoriamente.

6.2.3 Transferência de Informação

O padrão de estimulação e os respectivos pontos que serão ativos, serão transmitidos até que a tecla "I" seja acionada gerando uma interrupção na transferência da imagem e no padrao de estimulação aplicado no deficiente visual.

6.3 Testes e Procedimentos Experimentais

A preparação do voluntário é importante, uma explicação completa dos objetivos e do propósito devem ser a ele apresentados. O voluntário é informado também que sua cooperação é necessária e essencial uma vez que todos os testes são subjetivos. Durante os testes o voluntário é acomodado numa posição confortável e de relaxamento.

Os testes foram realizados em uma ordem cronologicamente lógica e consistiram das seguintes modalidades:

1. Sensibilidade e dor;
2. Localização de pontos;
3. Discriminação de dois pontos;
4. Identificação de retas horizontais e verticais;
5. Identificação de caracteres alfanuméricos;

Nos testes 1, 2 e 3 o estímulo foi aplicado e imediatamente era pedida uma resposta ao voluntário, Nos testes 4 e 5 inicialmente foi efetuada uma sessão de aprendizado para depois ser avaliada a capacidade de identificação.

Sensibilidade e dor

Este teste tem a finalidade de encontrar a faixa de estimulação na qual podemos trabalhar, sendo o limite inferior o momento em que o estímulo é sentido, o qual chamamos de limiar de

sensibilidade e o limite superior o momento em que o estímulo torna-se indesejável, o qual chamamos de limiar de dor . Os parâmetros avaliados foram intensidade, frequência e largura do pulso. Isto, é procuramos um padrão que evoque a sensação tátil, porém confortavelmente para que o voluntário aceite um longo período de testes. As frequências investigadas foram 10, 50, 100, 200, 500 e 1000 Hz . Para cada frequência era variada a intensidade do estímulo até o limiar de sensibilidade anotava-se a intensidade do estímulo, continuava-se aumentando o estímulo até o limiar de dor e mais uma vez anotava-se o valor da intensidade . Isto foi feito para cada largura do pulso variando de $10\mu s$ até aproximadamente a metade do período do pulso, em passos de 2 vezes o valor anterior.

Localização de Pontos

Este teste tem o objetivo de avaliar a possibilidade de localização do estímulo por parte do voluntário. Pontos isolados foram transmitidos e perguntava-se a ele a localização do ponto estimulado.

Identificação de Dois Pontos

Neste teste foi avaliada a capacidade de discriminação de dois pontos. Transmitia-se um ou dois pontos e perguntava-se se o

voluntário sentia um ponto ou dois pontos.

Identificação de retas

Aquí transmitiu-se retas verticais, horizontais e diagonais aleatoriamente e perguntava-se ao voluntário qual o tipo de reta transmitida.

Identificação de Caracteres

O objetivo deste teste é avaliar a possibilidade do voluntário reconhecer caracteres alfanuméricos. Escolheu-se aleatoriamente um Character e perguntou-se ao voluntário se era possível identificar e qual carater ele estava sentindo.

CAPÍTULO 7 : RESULTADOS E DISCUSÃO

"Não devemos discutir no intuito de elevar nomes nem teorias, apenas de aprender"

Galileu Galilei

7.1 Sensibilidade e dor

Os resultados apresentados representam a media de três testes em uma mesma pessoa.

Os gráficos 7.1, 7.2, 7.3, 7.4, 7.5 e 7.6 mostram o limiar de sensibilidade e dor em função da largura de pulso, para as frequências de 10, 20, 50, 100, 200, 500, 1000 Hz respectivamente. O Limiar de sensibilidade está representado pela menor amplitude para o estímulo evocar a sensação tátil, e o limiar de dor é a amplitude na qual o estímulo torna-se indesejável.

Os gráficos mostram que para pulsos curtos uma grande amplitude é necessária para evocar a sensação tátil, a sensibilidade aumenta com a largura do pulso e existe uma região onde a sensibilidade não aumenta com a largura do pulso.

Os resultados experimentais podem ser resumidos no gráfico 3-D, o qual permite uma compreensiva visão de como a sensibilidade e a dor são afetadas pela variação dos parâmetros de estimulação: intensidade, largura de pulso e frequência [Gráfico 7.7]. O passo dos eixos dos x e y foram obtidos por interpolação com os dados experimentais. A sensibilidade também variou em função da frequência, tendo como exemplo que para baixas frequências, em torno de 10 Hz, a sensibilidade é baixa. Quando a frequência aumenta a sensibilidade aumenta.

A menor largura de pulso para a máxima sensibilidade variou de 80 μ s a 1 ms para as frequências investigadas.

10 Hz

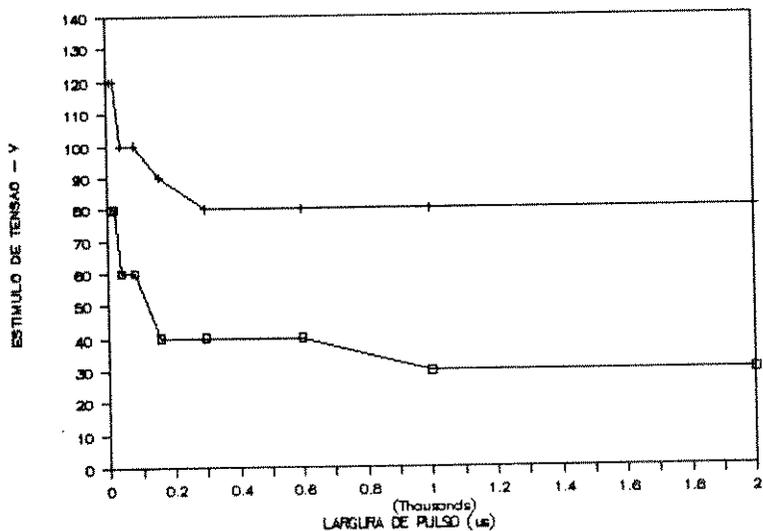


Gráfico 7.1 - Curvas representando o comportamento do limiar de sensibilidade e dor em função da largura de pulso para frequência de 10Hz.

50 Hz

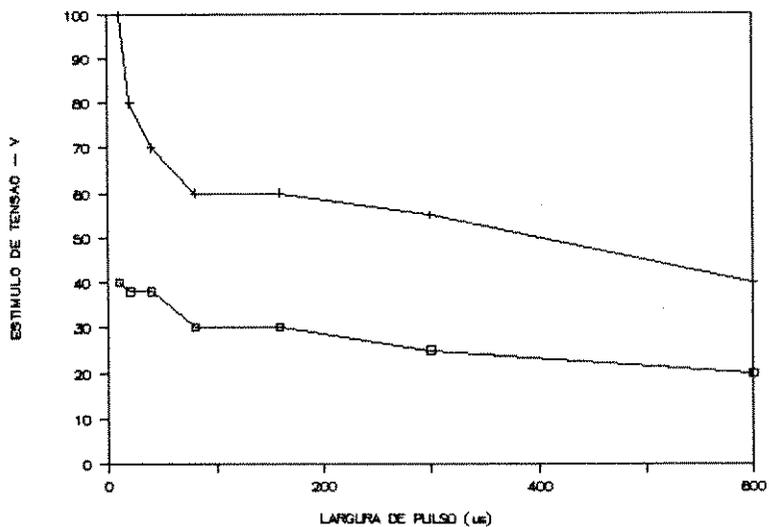


Gráfico 7.2 - Curvas representando o comportamento do limiar de sensibilidade e dor em função da largura de pulso para frequência de 50Hz.

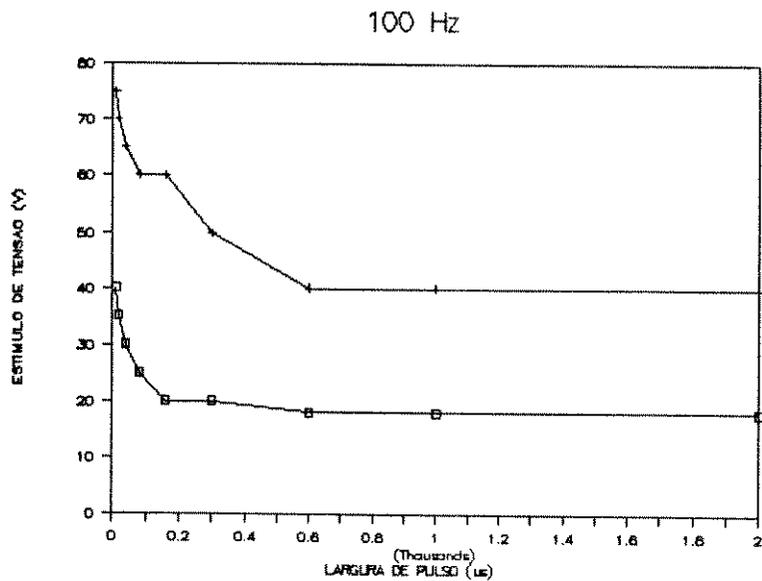


Gráfico 7.3 - Curvas representando o comportamento do limiar de sensibilidade e dor em função da largura de pulso para frequência de 100Hz.

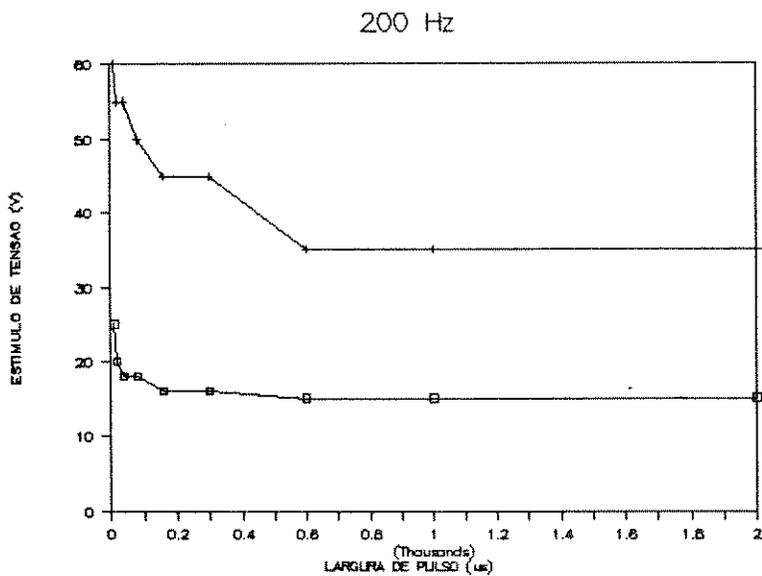


Gráfico 7.4 - Curvas representando o comportamento do limiar de sensibilidade e dor em função da largura de pulso para frequência de 200Hz.

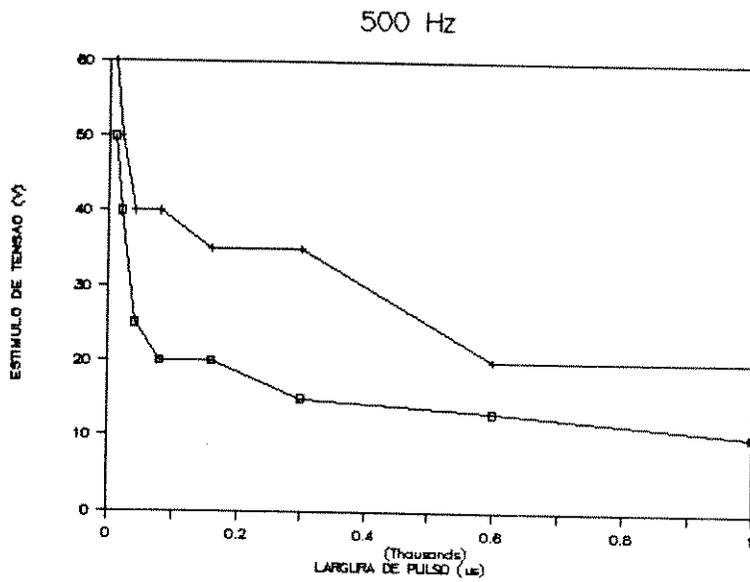


Gráfico 7.5 - Curvas representando o comportamento do limiar de sensibilidade e dor em função da largura de pulso para frequência de 500Hz.

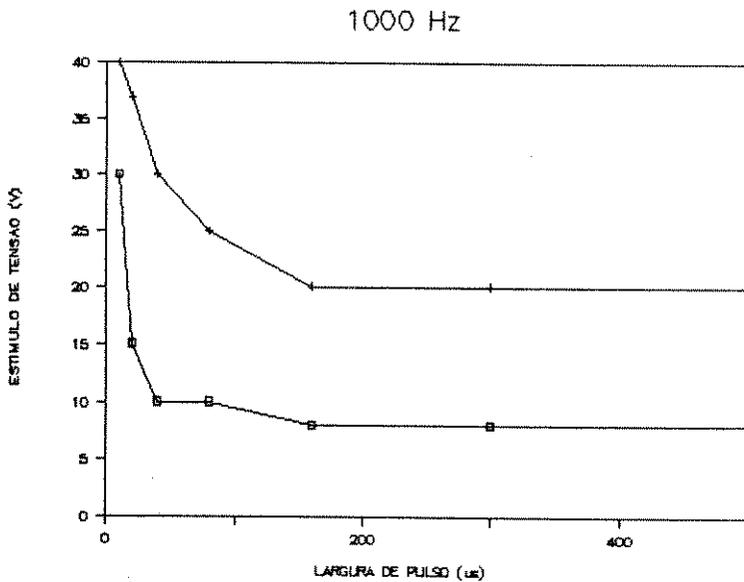


Gráfico 7.6 - Curvas representando o comportamento do limiar de sensibilidade e dor em função da largura de pulso para frequência de 1000Hz.

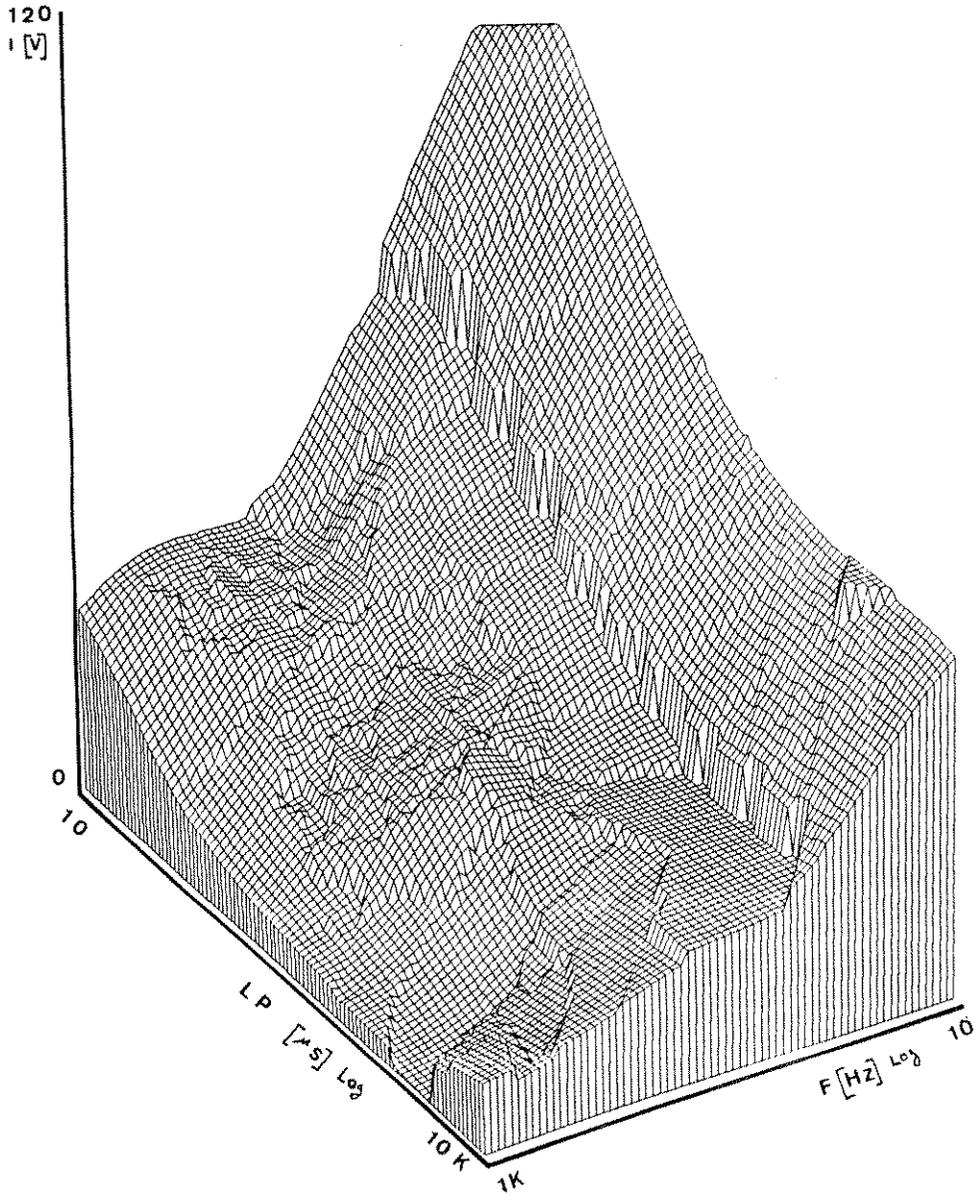


Gráfico 7.7 - Representação 3-D do comportamento da sensibilidade em função da intensidade, largura de pulso e frequência.

Um outro fato interessante é que com o aumento da frequência notamos uma redução na relação sensibilidade e dor, sendo este fato mais facilmente observado nas frequências de 500 e 1000 Hz.

As sensações nas frequências de 500 e 1000 Hz foram classificadas como desagradáveis, mesmo para o limiar de sensibilidade e as sensações evocadas na faixa de 10 a 200 Hz foram classificadas como aceitáveis. Observou-se uma sensação de ardor com aumento da largura do pulso e/ou da frequência. Registramos sensação de ardor com largura de pulso a partir de 2ms e em frequências de 500 e 1000 Hz. Contrações musculares ocorreram utilizando estímulos na frequência de 50 Hz.

Reunindo os fatos, sensação e a menor largura de pulso que consiga evocar sensação tátil com a menor amplitude de estímulo, escolheu-se a frequência de 30 Hz e largura de pulso de 80 μ s para realizar os testes seguintes.

7.2 Modalidade: Localização de pontos

A tabela 7.1 mostra a quantidade de acertos e erros para esta modalidade de testes. Foram transmitidos 10 pontos aleatoriamente em cada teste e era pedido ao voluntário a sua localização.

7.4 Modalidade: Identificação de retas horizontais e verticais

Antes de iniciar os testes foi realizada uma seção de aprendizagem. Cada padrão foi transmitido duas vezes e esta sequência foi repetida tres vezes.

Teste	Acertos	Erros
R1	6	4
R2	5	5
R3	6	4
R4	10	0

Tabela 7.3

7.5 Modalidade: Identificação caracteres alfanumericos.

Nesta modalidade também foi realizada uma sequência prévia de aprendizado. As letras escolhidas foram A, B , l e i e cada letra foi transmitida três vezes, sendo a sequência repetida 4 vezes. Antes de cada teste repetiu-se a sequência de aprendizagem.

Teste	Acertos	Erros
C1	1	9
C2	3	7
C3	2	8
C4	2	8

Tabela 7.4

Teste	Acertos	Erros
L1	3	7
L2	6	4
L3	4	6
L4	8	2

Tabela 7.1

7.3 Modalidade: Discriminação de dois pontos

A tabela 7.1 mostra a quantidade de acertos e erros para esta modalidade de testes.

Teste	Acertos	Erros
D1	7	3
D2	4	6
D3	3	7
D4	6	4

Tabela 7.2

Os resultados apresentados para as modalidades localização de pontos e discriminação de dois pontos aponta um possível aprendizado, sugerindo uma sequência de treinamento antes de efetuar os testes.

nota 1: Apenas a letra i foi possível de identificação.

Nota 2: Observamos uma dificuldade maior em distinguir o A do B e o L do I.

Passamos a realizar a sequência de aprendizagem apenas com as letras A e B ou L e I.

A tabela 7.5 mostra os resultados de dois testes com as letras A e B (C5 e C6) e dois com as letras L e I (C7 e C8).

Teste	Acertos	Erros
C5	4	6
C6	5	5
C7	3	7
C8	6	4

Tabela 7.5

A tabela 7.6 mostra a última sequência de testes realizados com as quatro letras.

Teste	Acertos	Erros
C9	3	7
C10	5	5
C11	8	2
C12	8	2

Tabela 7.5

7.6 Considerações gerais

Durante os testes ocorreram queimaduras superficiais na pele, porém com uma rápida recuperação. Avaliando a causa das queimaduras verificamos que neste momento aplicava-se estímulos com pulsos monofásicos sem o acoplamento capacitivo devido a problemas no sistema. Solucionado este problema os testes ocorreram dentro da normalidade desejada.

Para segurança do voluntário a monitoração do sinal de estimulação foi efetuado inserindo-se um isolador entre o osciloscópio e o voluntário, proporcionando uma total isolação da rede elétrica, uma vez que o sistema desenvolvido é isolado da rede elétrica através de acoplamento óptico..

7.7 Perspectivas Futuras

Durante a execução deste trabalho muitas perguntas ficaram sem respostas. Novas interrogações surgiam a cada instante.

Um estudo mais aprofundado das bases neurofisiológicas para obter maior eficiência na transmissão de informações úteis ao TVSS será fundamental.

Uma ampliação da matriz de eletrodos para iniciar os testes com imagens e o desenvolvimento de um sistema de aquisição e segmentação em tempo real, responderá perguntas como: É possível transmitir informações dinâmicas com um TVSS ?

Um estudo comparativo entre display sensorial vibrotátil e etrotátil poderá indicar qual o mais eficiente para o caso do TVSS.

E por fim, a construção de um display sensorial capaz de evocar a sensação fantasma e avaliar a possibilidade de reduzir o número de eletrodos utilizados na matriz para transmitir informações ópticas.

CAPITULO 8 : CONCLUSÃO

**"Vim do norte vim de longe
de um lugar que já nem há
vim dormindo pela estrada
vim parar neste lugar..."**

Antônio Carlos Jobim

Comprovamos a possibilidade de transmitir informações visuais através da sensação tátil utilizando estimulação eletrotátil, isto é, a sensação tátil pode ser um interessante canal alternativo para substituição do sentido de visão.

As revisões bibliográficas dos dispositivos de ajuda ao deficiente visual, da fisiologia sensorial e estimulação eletrotátil foram suficientes para realizar este trabalho e proporcionaram um conhecimento que certamente irá contribuir para a sua continuação.

A proposta atual, tendo cumprido seus objetivos, criou a perspectiva para a confecção de um sistema que reúna as seguintes características: mobilidade, orientação, leitura e escrita em um único dispositivo.

Nesta direção, a bibliografia reunida e consultada, possibilitou a definição do trabalho intitulado Sistema de Estimulação Tátil para Recepção de Informações Ópticas, testes foram realizados com resultados positivos (Antonino e Cliquet-1992).

O desenvolvimento do sistema que complementarará o dispositivo atual, já se encontra em fase adiantada, e consta de Tese, desta Faculdade.

Consideramos cumprida esta fase e acreditamos estar no caminho certo para desenvolver com êxito um dispositivo de ajuda a deficientes visuais que reúna as características já citadas.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

LS & S, Catalogos de Produtos.

KACZMAREK K.A, WEBSTER J. G, BACH-Y-RITA P, TOMPKINS W.J.; "Electrotactile and Vibrotactile Display for Sensory Substitution Systems", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 38, (1): 1-16, January 1991.

KACZMAREK, K. A.; KRAMER, K. M.; WEBSTER, J. G.; RADWIN, R. G.; "A 16-Channel Parameter Waveform Electrotactile Stimulation System" IEE Transaction on Biomedical Engineering, BME-38 (10), 933-943, October 1991.

McNEAL, D. R.; "Analysis of a Model for Excitation of Myelinated Nerve", IEEE Transaction on Biomedical Engineering, BME-23 (4), July 1976.

MASON, J. L.; MACKNAY, N. A. M.; "Pain Sensation Associated With Eletrocutaneous Stimulation", IEEE Transaction on Biomedical Engineering, BME-23. (5), September 1976.

MELLEN, R. D.; JAMES, D. M.; "Eletrocutaneous Stimulation in a Reading Aid for tje Blind", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, BME-18 (1), January 1971.

MLADEJOVSKY, M. G.; EDDINGTON, K.; EVANS, J. R.; DOUBELLE, W. H.; "A Computer-Based Brain Stimulation System to Investigate Sensory Prostheses for the Blind and Deaf", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, BME-23, (4): 286-296, July 1976.

NYE, P. W.; BLISS, J. C.; "Sensory Aids for the Blind: A Challenging Problem With Lesson for the Future", Proceeding of the IEEE, vol. 58, (12), December 1970

MIYAGAWA, S. H.; "My Experience With The Lase Cane", The New Outlook, 404-407, November 1974

PFEIFFER, E. A.; " Electrical Stimulation of Sensory Nerves With Skin Electrode for Research, Diagnosis, Communication and Behavioral Conditioning: A Survey", Med. & Biol. Eng. vol. 6, 637-651, 1968.

REILY, J. P.; BAUER, R. H.; "Application of a Neuroelectric Model to Electrocutaneous Sensory Sensitivity: Parameter Variation Study", IEEE Transaction on Biomedical Engineering, BME-34, (9): September 1987

ROCHA, H.; "Ensaio Sobre a Problemática da Cegueira", Editora Fundação Hilton Rocha, 1987.

SCHMIDT, R. F.; "Neurofisiologia", Editora Pedagógica e Universal Ltda, São Paulo, 1979.

SCHMIDT, R. F.; "Fisiologia Sensorial", Editoras: Pedagógica e Universal, SPRINGER e EDUSP, São Paulo, 1980.

STRONG, R. M.; TROXEL, D. E.; "An Electrotactile Display", IEEE transactions on Man-Machin Systems, MMS-11 (1), 72-79, March 1970

SZETO, A. Y. J.; e SAUNDERS, F. A.; "Electrocutaneous Stimulation for Sensory Communication in Rehabilitation Engineering" IEEE Transactions on Biomedical Engineering, BME-29, (4): April 1982.

SZETO, A. Y. J. e CRISTENSEN K. M.; "Technological Devices for Deaf-Blind Children: Needs and Potential Impact", IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, 25-29, Setember 1988.

TACHI, S.; TANIE, K.; KOMORIYA, K.; ABE, M.; "Èletrocutaneous Comunication in a Guide Dog Robot (MELDOG)", IEEE Transaction on Biomedical Engineering, BME-32 (7), July 1985.

TELESENSORY, Moutain View, CA 94039-7455.

- **AIRES, M. M.;** "Fisiologia Básica", Editora Guanabara, Rio de Janeiro, 1988.
- **ANTONINO, P. H. D.; CLIQUET, A.;** "Sistema de Estimulação tátil para Recepção de Informações Ópticas", 1 Fórum Nacional de Ciência e Tecnologia em Saúde, Caxambu - Brazil, November 1992 (in portuguese)
- BACH-Y-RITA, P.;** "Neurophysiological Basis of a Tactile Vision Substitution System", IEEE Tansactions on Man-Machine System, MMS-11, (1): 108-110, March 1970.
- BACH-Y-RITA, P.; COLLINS C. C.; WHITE, B.; Scandden, L.;** "Vision Substitution by Tactile Image", Nature, 221:963-964, March 1969.
- BERGVELD, P.;** "Simple test for electrophysiologically yorelable parameters of artificial stimulation", Medical and Biological Engineering, 479-482, September 1976.
- BERNE, R. M.; LEVY M. N.;** Fisiologia, Editora Guanabara, 1990.
- BRABYN J. A.;** "New Developments in Mobility and Orientation Aids for Blind", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, BME-29,(4): 285-289, Apríl 1982.
- BRABYN J. A.;** "Blind and Visually Impaired, Assistive Devices For", Encyclopedia of Medical Devices and Intrumentation, Editora John Wiley & Sons, Vol.1, 1988 USA
- BÜTIKOFER, R.; LAWRENCE, P. D.;** "Electrocutaneous Nerve Stimulation-I: Model and Experiment", IEEE Transaction on Biomedical Engineering, BME-25 (6): 526-531, November 1978
- BÜTIKOFER, R.; LAWRENCE, P. D.;** "Electrocutaneous Nerve Stimulation-II: Stimulus Waveform Selection", IEEE Transaction on Biomedical Engineering, BME-25 (6): 69-75, November 1978
- COLLINS, C. C.;** " Tactile Television-Mechanical and Electrical Image Projection", IEEE Transactions on Man-Machine System, MSS-11, (1): 65-71, March 1970.
- DONALDSON, P.E.K.;** " Engineering Visual Protheses ", Engineering in Medicine and Biology Magazine, 14-18, June 1983.
- **GUYTON, A. C.;** "Tratado de Fisiologia Medica", Editora Importecnica S. A., Madrid, 1983.
- GUEDDES, L. A.;** "The Beginnings of Letromedicine", IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, pp.8-23, December 1984.
- LINZER, M.; LONG, D. M.;** "Transcutaneous Neural Stimulation for Relief of Pain", IEEE Transaction on Biomedical Engineering, BME-23, (4): 341-345 July 1976

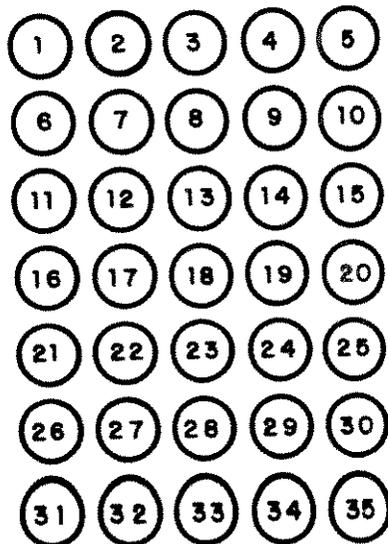
APÊNDICE

Fichas referentes às tabelas de acertos e erros

FICHA DE TESTE - L1

MODALIDADE: Localização de Pontos

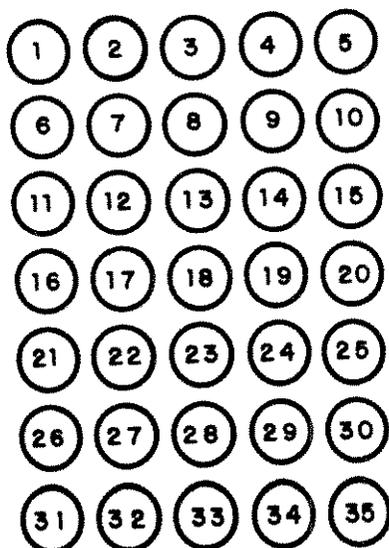
PONTO	RESPOSTA	
	CERTA	ERRADA
2	X	
9		X
22		X
11	X	
27		X
29		X
14		X
20		X
16		X
30	X	



FICHA DE TESTE - L2

MODALIDADE: Localização de Pontos

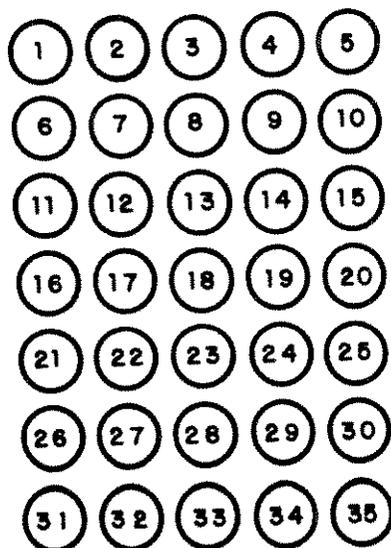
PONTO	RESPOSTA	
	CERTA	ERRADA
2	X	
9		X
22		X
11	X	
29	X	
27		X
14	X	
20	X	
16		X
30	X	



FICHA DE TESTE - L3

MODALIDADE: Localização de Pontos

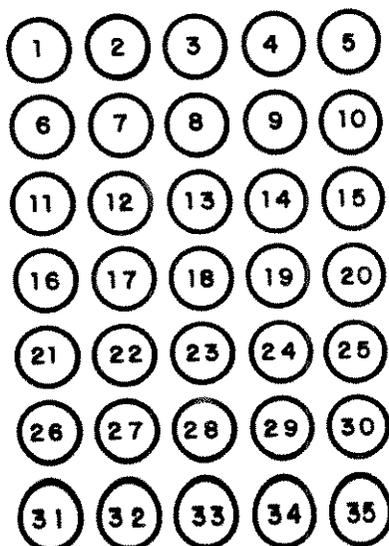
PONTO	RESPOSTA	
	CERTA	ERRADA
8		X
18		X
2	X	
10		X
4		X
26	X	
14		X
33		X
5	X	
31	X	



FICHA DE TESTE - L4

MODALIDADE: Localização de Pontos.

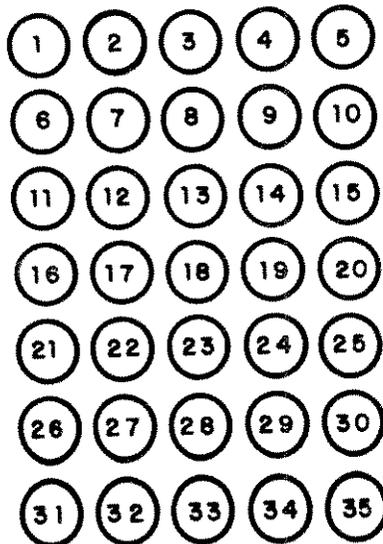
PONTO	RESPOSTA	
	CERTA	ERRADA
8	X	
18	X	
2	X	
10	X	
4	X	
26	X	
14		X
33		X
5	X	
31	X	



FICHA DE TESTE - D1

MODALIDADE Discriminação de dois pontos

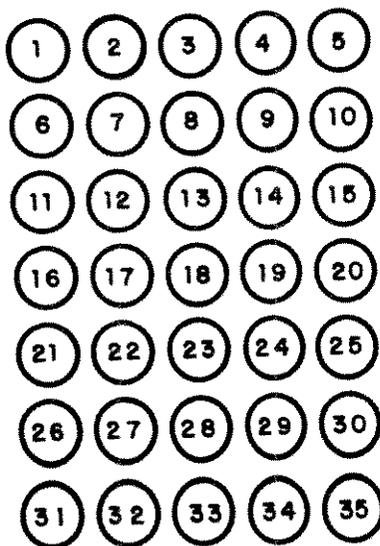
PONTO(S)	RESPOSTA	
	CERTA	ERRADA
31 - 5	X	
31 - 5	X	
11 - 15		X
17 - 35		X
17 - 35	X	
26 - 30		X
34 - 4	X	
1 - 35	X	
26 - 30	X	
11 - 15	X	



FICHA DE TESTE - D2

MODALIDADE: Discriminação de dois pontos

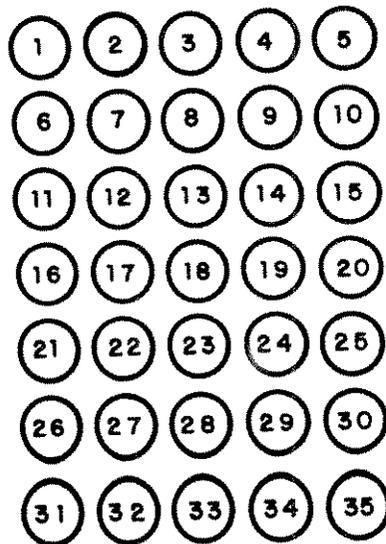
PONTO(S)	RESPOSTA	
	CERTA	ERRADA
17 - 19		X
23 - 25		X
17 - 19		X
23 - 25		X
17 - 20		X
17 - 20	X	
23 - 25		X
23 - 25	X	
23 - 25	X	
23 - 25	X	



FICHA DE TESTE - D 4

MODALIDADE: Discriminação de dois pontos

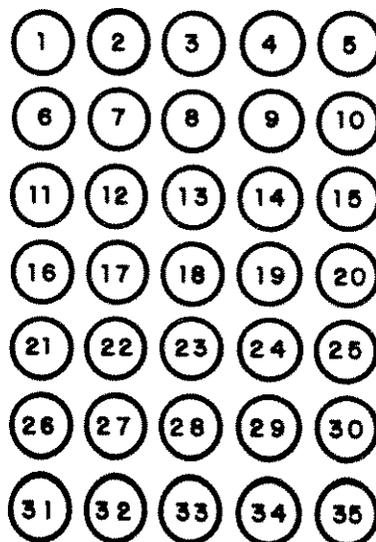
PONTO(S)	RESPOSTA	
	CERTA	ERRADA
1 - 2		X
1 - 2		X
1 - 2	X	
1 - 2	X	
1 - 2	X	
4 - 9		X
4 - 9		X
4 - 9	X	
4 - 9	X	
4 - 9	X	



FICHA DE TESTE - R1

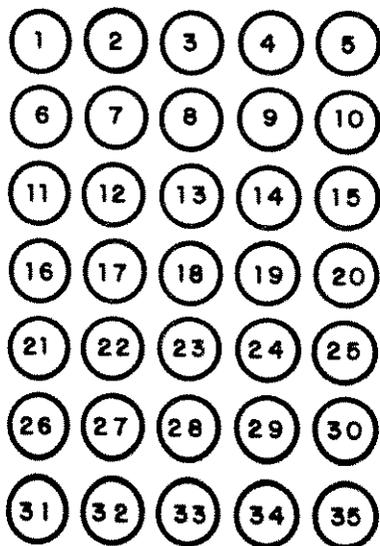
MODALIDADE: Identificação de Retas

RETA	RESPOSTA	
	CERTA	ERRADA
3, 8, 13, 18, 23, 28, 33		X
16, 17, 18, 19, 20	X	
1, 7, 13, 19, 25	X	
31, 32, 33, 34, 35		X
5, 10, 15, 20, 25, 30, 35	X	
3, 8, 13, 18, 23, 28, 33		X
16, 17, 18, 19, 20	X	
1, 7, 13, 19, 25		X
31, 32, 33, 34, 35	X	
5, 10, 15, 20, 25, 30, 35	X	



MODALIDADE: Identificação de Retas

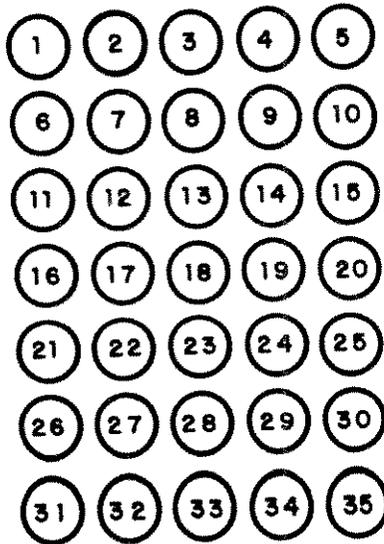
RETA	RESPOSTA	
	CERTA	ERRADA
3, 8, 13, 18, 23, 28, 33	X	
16, 17, 18, 19, 20		X
1, 7, 13, 19, 25		X
31, 32, 33, 34, 35		X
5, 10, 15, 20, 25, 30, 35	X	
3, 8, 13, 18, 23, 28, 33		X
16, 17, 18, 19, 20		X
1, 7, 13, 19, 25	X	
31, 32, 33, 34, 35	X	
5, 10, 15, 20, 25, 30, 35	X	



FICHA DE TESTE - D3

MODALIDADE: Discriminação de dois pontos

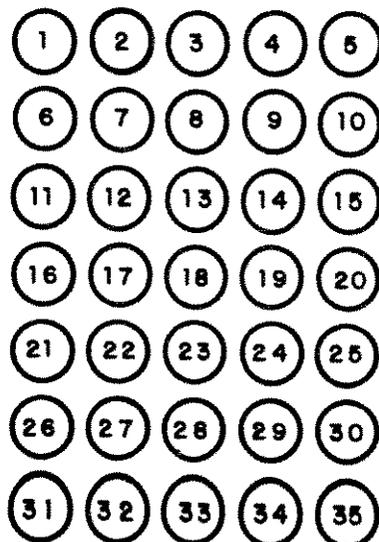
PONTO(S)	RESPOSTA	
	CERTA	ERRADA
4 - 9		X
4 - 9	X	
4 - 9		X
4 - 9		X
4 - 9		X
1 - 2		X
1 - 2	X	
1 - 2		X
1 - 2		X
1 - 2	X	



FICHA DE TESTE - 23

MODALIDADE: Identificação de Retas

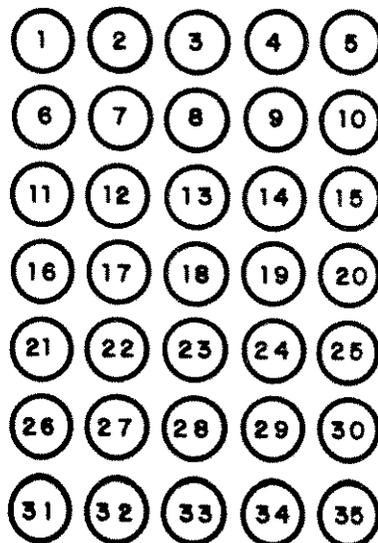
RETA	RESPOSTA	
	CERTA	ERRADA
16, 17, 18, 19 e 20		X
6, 7, 8, 9 e 10		X
1, 6, 11, 16, 21, 26, 31	X	
1, 7, 13, 19, 25		X
3, 8, 13, 18, 23, 28, 33		X
16, 17, 18, 19, 20	X	
6, 7, 8, 9, 10	X	
1, 6, 11, 16, 21, 26, 31	X	
1, 7, 13, 19, 25	X	
3, 8, 13, 18, 23, 28, 33	X	



FICHA DE TESTE - R4

MODALIDADE: Identificação de Retas

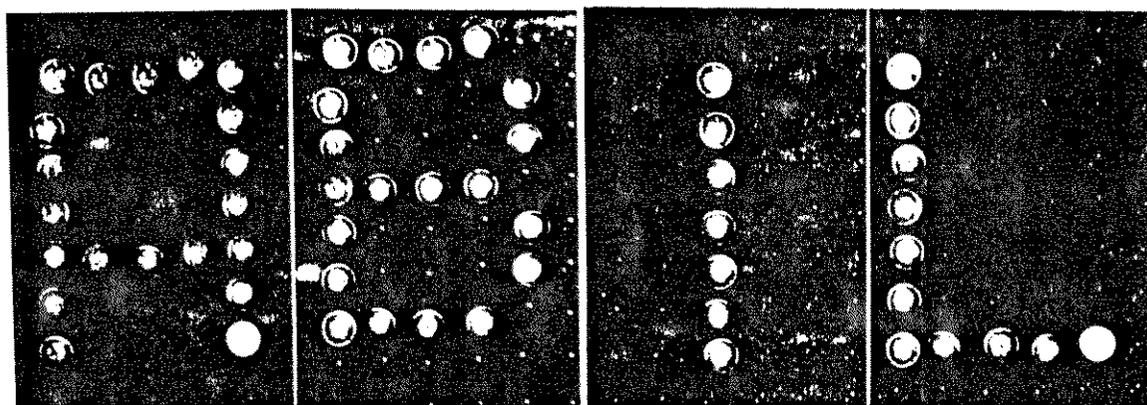
RETA	RESPOSTA	
	CERTA	ERRADA
16, 17, 18, 19 e 20	X	
6, 7, 8, 9 e 10	X	
1, 6, 11, 16, 21, 26, 31	X	
1, 7, 13, 19, 25	X	
3, 8, 13, 18, 23, 28 e 33	X	
16, 17, 18, 19, 20	X	
6, 7, 8, 9 e 10	X	
1, 6, 11, 16, 21, 26, 31	X	
1, 7, 13, 19, 25	X	
3, 8, 13, 18, 23, 28, 33	X	



FICHA DE TESTE - C1

MODALIDADE: Identificação de Caractere

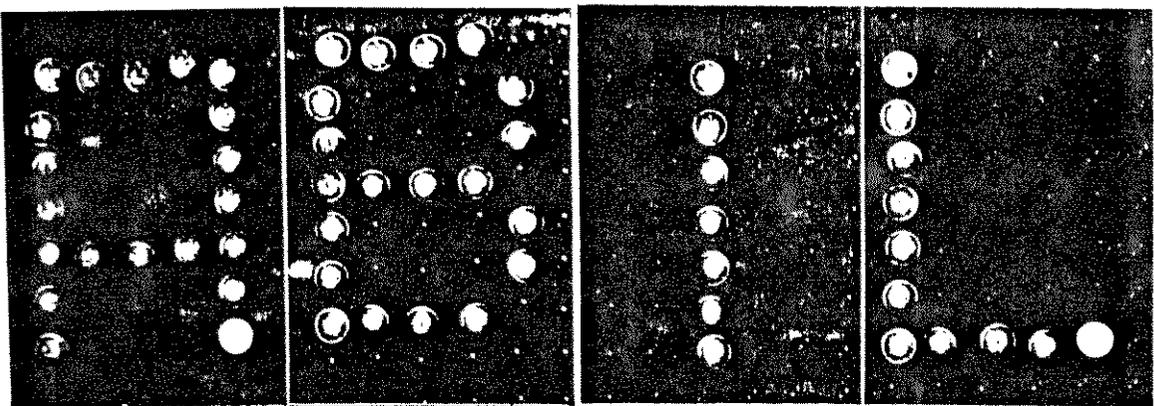
CARACTER	RESPOSTA	
	CERTA	ERRADA
i		X
A		X
B		X
A		X
L		X
i	X	
A		X
L		X
B		X
A		X



FICHA DE TESTE - C2

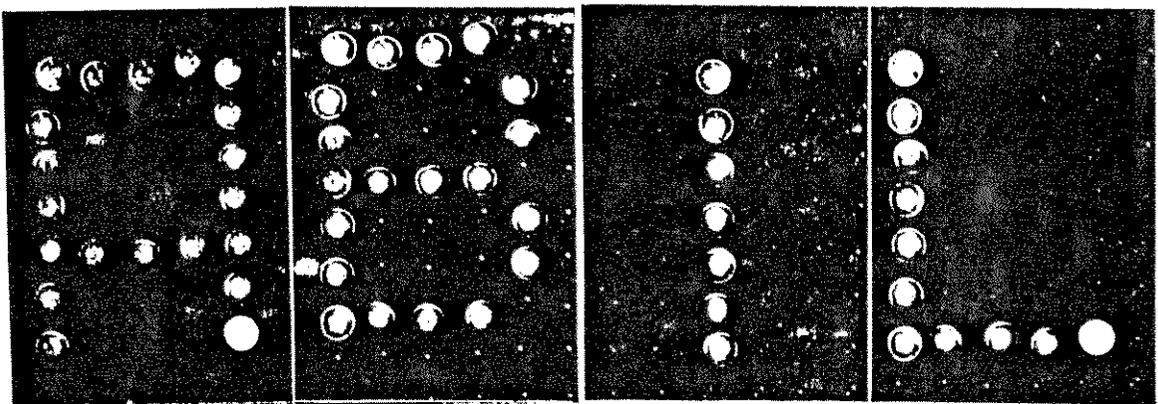
MODALIDADE: Identificação de Caractere

CARACTER	RESPOSTA	
	CERTA	ERRADA
A		X
i	X	
L		X
B		X
L		X
i	X	
L		X
A		X
i	X	
B		X



MODALIDADE: Identificação de Caractere

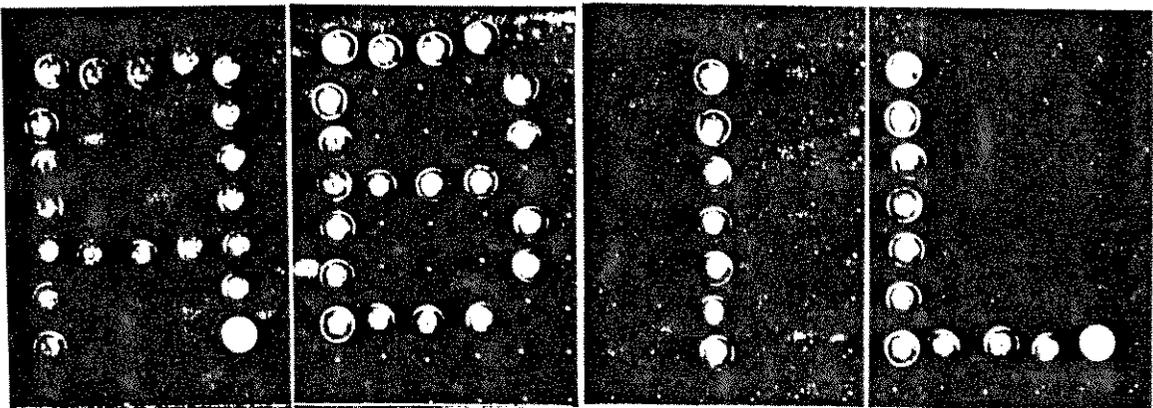
CARACTER	RESPOSTA	
	CERTA	ERRADA
l		X
L		X
i	X	
B		X
A		X
L		X
B		X
i	X	
L		X
A		X



FICHA DE TESTE - Cy

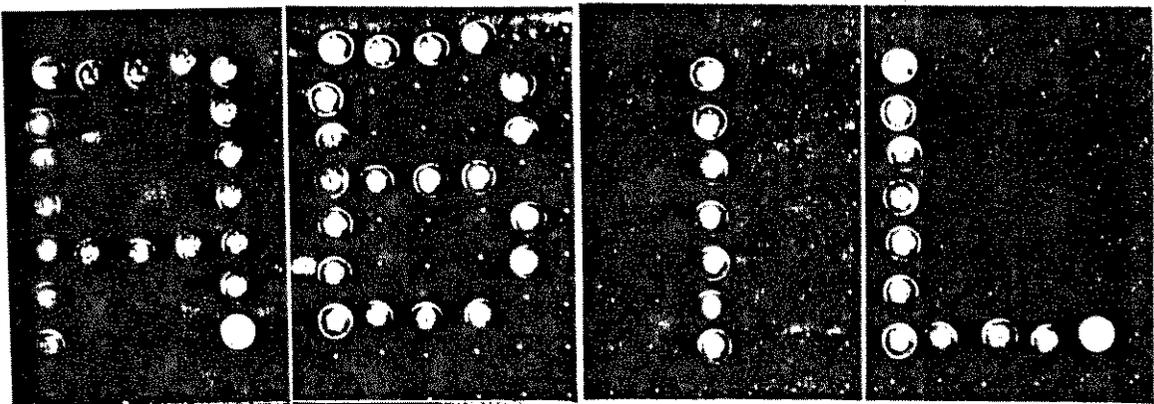
MODALIDADE: Identificação de Caractere

CARACTER	RESPOSTA	
	CERTA	ERRADA
i	X	
A		X
B		X
L		X
i		X
A		X
B		X
i	X	
B		X
A		X



MODALIDADE: Identificação de Caractere

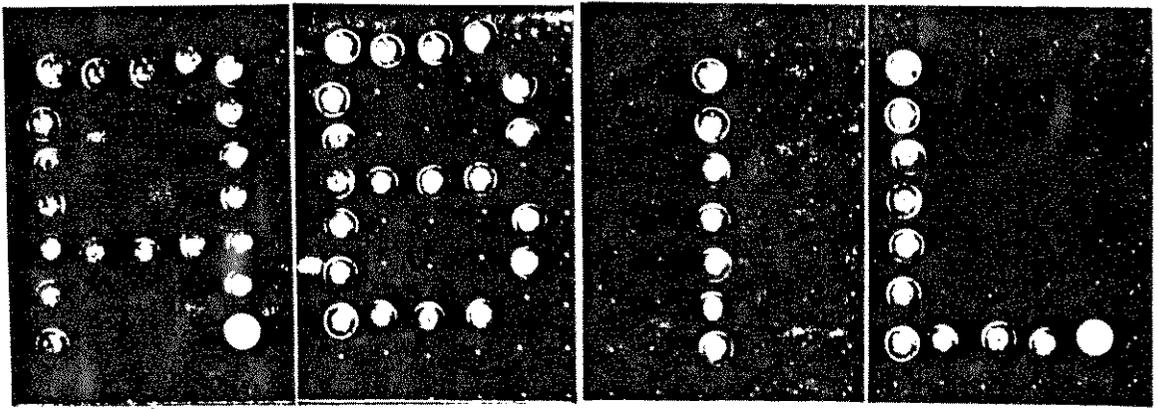
CARACTER	RESPOSTA	
	CERTA	ERRADA
A	X	
B	X	
B		X
A		X
A		X
A	X	
B		X
A		X
B		X
A	X	



FICHA DE TESTE - C6

MODALIDADE: Identificação de Caractere

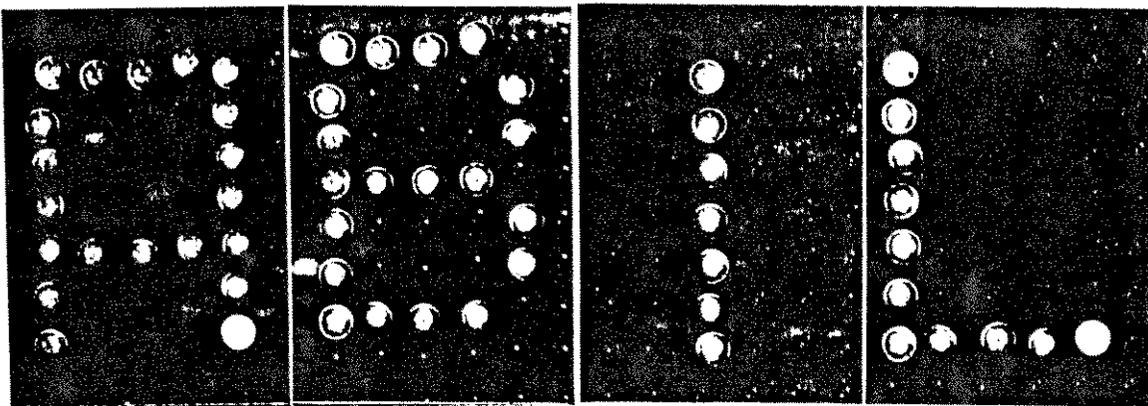
CARACTER	RESPOSTA	
	CERTA	ERRADA
B		X
A	X	
B		X
B	X	
B		X
A	X	
B		X
B		X
A	X	
A	X	



FICHA DE TESTE - 67

MODALIDADE: Identificação de Caractere

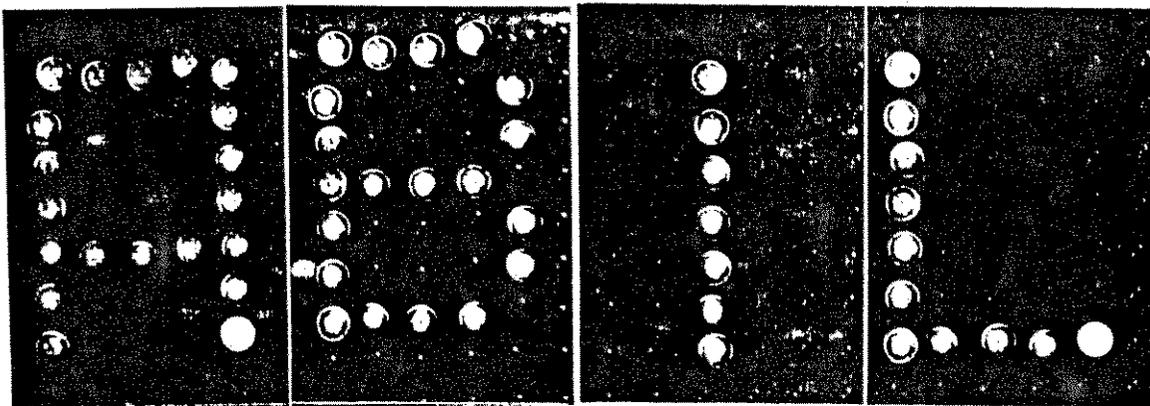
CARACTER	RESPOSTA	
	CERTA	ERRADA
I	X	
L		X
L		X
L		X
I	X	
I		X
L		X
I		X
I		X
L	X	



FICHA DE TESTE - Cg

MODALIDADE: Identificação de Caractere

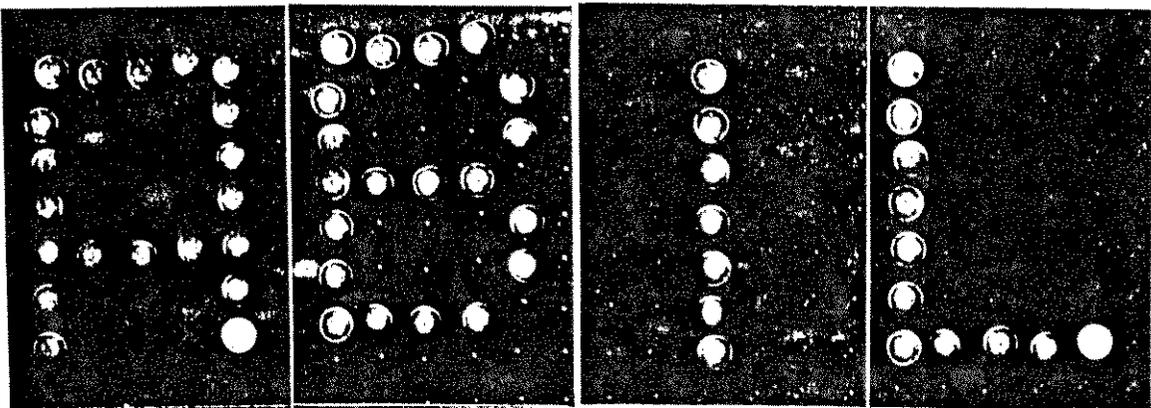
CARACTER	RESPOSTA	
	CERTA	ERRADA
L		X
L	X	
L		X
I	X	
I	X	
I	X	
L		X
I	X	
L		X
I	X	



FICHA DE TESTE - C9

MODALIDADE: Identificação de Caractere

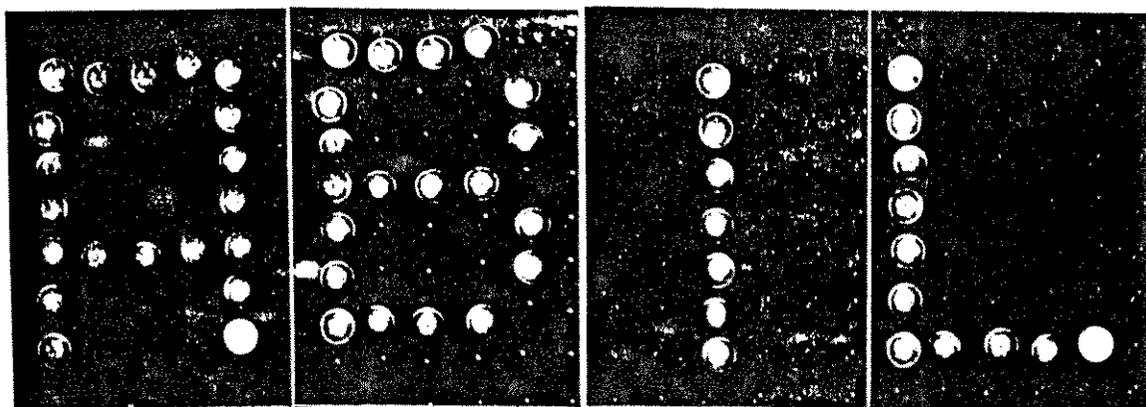
CARACTER	RESPOSTA	
	CERTA	ERRADA
I	X	
L		X
A		X
B		X
L		X
I	X	
B		X
A	X	
l		X
A		X



FICHA DE TESTE - C10

MODALIDADE: Identificação de Caractere

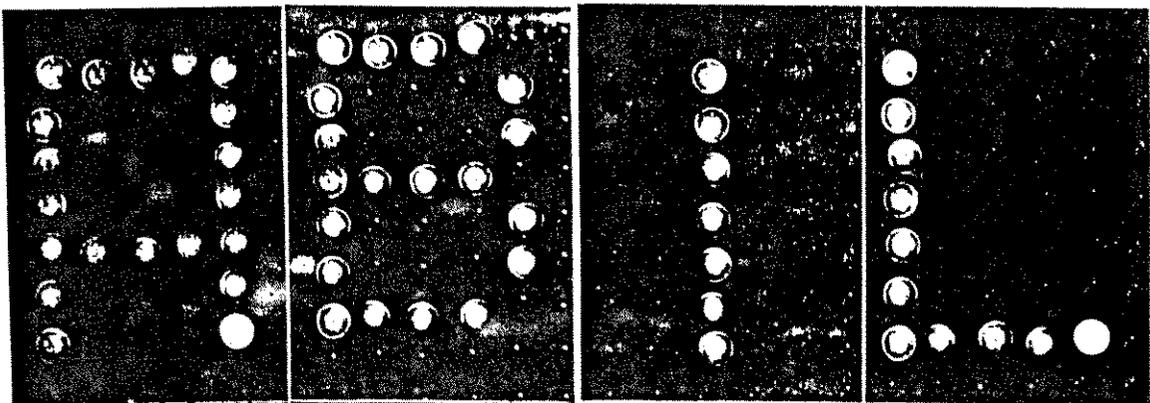
CARACTER	RESPOSTA	
	CERTA	ERRADA
A	X	
B		X
L		X
F	X	
I	X	
L		X
B		X
A	X	
B		X
I	X	



FICHA DE TESTE - C11

MODALIDADE: Identificação de Caractere

CARACTER	RESPOSTA	
	CERTA	ERRADA
B	X	
A	X	
L		X
I	X	
I	X	
L	X	
B	X	
A	X	
A	X	
B		X



MODALIDADE: Identificação de Caractere

CARACTER	RESPOSTA	
	CERTA	ERRADA
I	X	
I	X	
L	X	
L	X	
B		X
A	X	
B		X
A	X	
A	X	
B	X	

