

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS  
FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA  
DEPARTAMENTO DE SEMICONDUTORES, INSTRUMENTAÇÃO E FOTÔNICA  
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA

**ESTUDO DO PROCESSO DE APRENDIZAGEM DO DEFICIENTE  
VISUAL NO RECONHECIMENTO DE CARACTERES,  
UTILIZANDO ESTIMULAÇÃO ELETROTÁTIL**

**Autor:** DANIELE VASCONCELLOS FONSECA

**Orientador:** Prof. Dr. Vítor Baranauskas

**Co-Orientador:** Prof. Dr. Alberto Cliquet Jr.

9511951

Este exemplar corresponde à versão final da tese defendida por DANIELE V. FONSECA

Julgadora em 8 / 3 / 95

*[Assinatura]*  
Orientador

Dissertação apresentada à Faculdade de Engenharia Elétrica da Universidade Estadual de Campinas, como parte dos requisitos para a obtenção do título de Mestre em Engenharia Elétrica.

CAMPINAS - SP

Março de 1995

UNICAMP  
BIBLIOTECA CENTRAL

A meus pais, Robinson e Juçara, por todo o apoio, dedicação e amor em todos estes anos.

Aos voluntários que participaram deste projeto, Ageu, Teresa e Lisberto, pessoas maravilhosas que me deram tantas lições de vida.

## AGRADECIMENTOS

---

---

É muito bom chegar até aqui e perceber que há muita gente a agradecer, todos aqueles que sempre estiveram dispostos a me ajudar em meus momentos difíceis. Sinto-me extremamente agradecida a todas essas pessoas, e tenho certeza de que elas sabem quem são.

A Vítor Baranauskas, meu orientador, pelo apoio constante em meu trabalho, tendo aceitado orientar um tema tão distante de sua área de trabalho, provando que o desconhecido sempre pode ser um desafio a ser vencido.

A Alberto Cliquet Jr., meu co-orientador, por ter aberto as portas para que eu trabalhasse em uma área tão encantadora.

A minha família, por sempre terem me apoiado em minhas decisões e escolhas, por terem me ensinado que sempre vale a pena arriscar e lutar pelo que se acredita, pela formação que me foi dada com tanto empenho e pelo amor e carinho que sempre tive de todos.

A Ronald, meu companheiro de vida e melhor amigo, por todo amor, incentivo, apoio e paciência em todos os momentos.

A meus amigos mais íntimos, Renata, Ricardo, Joaquim, Alexandre, Guilherme, por estarem sempre lá e terem me ouvido com tanta paciência.

À Giovanna Malena e Michael Araújo, por terem acreditado em seu trabalho e se dedicado a ele, fazendo com que este projeto tenha se desenvolvido sinergicamente.

Aos meus colegas de laboratório, Joaquim, Alexandre Hermini, François, Marcos Jesus, Rafael, Pedro, Eugênio, Gilson, Nirlei, Val e todos aqueles que me ajudaram em momentos em que eu precisava tanto.

A Marcos Paulo Oshwald, meu homeopata, por ter me proporcionado o equilíbrio corpo-mente-espírito necessário para percorrer este caminho.

À Celina e Nilze do Gabriel Porto, à Helena Melo e José Oscar de Carvalho, por me incentivarem tanto, em tão pouco tempo, pois seus trabalhos são uma inspiração.

À UNICAMP e ao CNPq pelo apoio institucional e financeiro.

Campinas, março de 1995.

Daniele Vasconcellos Fonseca

## RESUMO

---

---

O objetivo deste estudo é analisar o processo de aprendizagem de caracteres em sujeitos utilizando um Sistema de Substituição da Visão por Estimulação Eletrotátil, de forma a criar um método de apresentação melhor, visto que se notou que diferentes maneiras de apresentar o sistema ao sujeito, bem como uma nova informação é ensinada, levam a diferentes níveis e velocidades no processo de aprendizagem. Através do uso de tais sistemas, espera-se que sujeitos cegos aprendam alguns conceitos visuais, os quais podem ser úteis em suas vidas pessoais e profissionais.

Os testes eram compostos dos seguintes estágios: 1) apresentação de um novo caractere ao sujeito; 2) familiarização do sujeito ao novo caractere; e 3) mudança dos parâmetros de estimulação para otimização do reconhecimento. No estágio de análise da capacidade de aprendizagem do caractere, os seguintes aspectos foram considerados: a) Determinação de como a estimulação pode ser apresentada; b) Aprendizagem de cada caractere; c) Aprendizagem na diferenciação de caracteres; e d) Determinação da taxa de respostas corretas no reconhecimento de caracteres.

Portanto, este estudo enfatiza o processo de aprendizagem como um período essencial para o sujeito que utiliza este sistema, visto que este é um novo padrão de estimulação sensorial, que não pode ser comparado a qualquer um dos canais sensoriais usados pelos cegos ou mesmo pelas pessoas de visão normal. Os testes conduzidos foram de grande importância para detectar algumas técnicas que são necessárias para facilitar o processo de aprendizagem e torná-lo bem aceito pelos deficientes visuais.

## ABSTRACT

---

---

The purpose of this study is to analyze the letter learning process in subjects using a Tactile Vision-Substitution System, in order to create a better presentation method, since it has been noticed that different ways of presenting the system to a subject, as well as how the new information is taught, lead to different levels and speeds in the learning process. Through the use of such systems, blind subjects are expected to learn some visual concepts, which might be useful in their personal and professional lives.

The tests were composed of the following stages: 1) presenting a new letter to the subject; 2) making the subject familiar with the new letter; and 3) changing stimulation parameters for a better recognition. In the stage of analysis of letter learning capability, the following aspects were considered: a) Determining how the stimulation can be presented; b) Learning each letter; c) Learning letter differentiation; and d) Determining rate of correct answers in letter recognition.

Therefore, this study emphasizes the learning process as an essential period for the subject using this system, since this is a new pattern of sensorial stimulation, which can not be compared to any of the sensorial channels used by the blind or even the sighted. The tests conducted were of great importance to detect some techniques that are necessary to make the learning process easier and well accepted by the blind.

## SUMÁRIO

---

---

1 - INTRODUÇÃO.....	1
2 - O DEFICIENTE VISUAL.....	4
2.1 - INTRODUÇÃO.....	4
2.2 - QUEM UTILIZA AS INOVAÇÕES TECNOLÓGICAS.....	6
2.3 - A PROBLEMÁTICA DO DEFICIENTE VISUAL.....	7
3 - SISTEMAS DE SUBSTITUIÇÃO SENSORIAL.....	15
3.1 - INTRODUÇÃO.....	15
3.2 - SISTEMA DE SUBSTITUIÇÃO DA VISÃO.....	17
3.3 - POTENCIALIDADES DE APRENDIZAGEM DO TVSS.....	23
3.4 - UM RELATO DE EXPERIÊNCIA PESSOAL COM UM TVSS.....	32
3.5 - ALGUNS EXEMPLOS DE OUTROS SISTEMAS DE SUBSTITUIÇÃO SENSORIAL.....	36
4 - FISIOLOGIA DA SENSACÃO TÁTIL.....	39
4.1 - INTRODUÇÃO.....	39
4.2 - ANATOMIA.....	40
4.3 - CODIFICAÇÃO NO SISTEMA NERVOSO.....	45

4.4 - PSICOFÍSICA SENSORIAL.....	46
5 - CARACTERÍSTICAS DA PELE SOB ESTIMULAÇÃO	
ELETROTÁTIL.....	50
5.1 - INTRODUÇÃO.....	50
5.2 - RESOLUÇÃO ESPACIAL.....	53
5.3 - LOCALIZAÇÃO DO CORPO.....	59
5.4 - MECANISMOS FISIOLÓGICOS E SENSações	
ENVOLVIDAS NA ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA.....	62
5.5 - RELAÇÃO ENTRE OS ELETRODOS E	
A SENSACÃO ELETROTÁTIL.....	66
5.6 - LIMITES DE SENSACÃO E DOR.....	72
5.7 - CONFORTO NA ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA.....	74
6 - VALORES E FORMAS DE ONDA DA ESTIMULAÇÃO	
ELETROTÁTIL.....	75
6.1 - INTRODUÇÃO.....	75
6.2 - FORMAS DE ONDA DA ESTIMULAÇÃO	
ELETROTÁTIL.....	77
6.3 - EFEITOS DE CADA PARÂMETRO	
DE ESTIMULAÇÃO.....	82
6.4 - A ESCOLHA ENTRE AS FORMAS DE ONDA	
MONOFÁSICA E BIFÁSICA.....	89
6.5 - SENSACÃO FANTASMA.....	90
7 - O TVSS UTILIZADO.....	92
7.1 - “HARDWARE”.....	93
7.2 - “SOFTWARE”.....	95
7.3 - MATRIZ DE ELETRODOS.....	100
8 - RESULTADOS OBTIDOS.....	102
8.1 - INTRODUÇÃO.....	102



8.2 - OS SUJEITOS QUE PARTICIPARAM DO ESTUDO.....	104
8.3 - TESTES REALIZADOS.....	106
8.3.1 - ADAPTAÇÃO FÍSICA DO SISTEMA AO SUJEITO.....	106
8.3.2 - ADAPTAÇÃO DA ESTIMULAÇÃO ELETROTÁTIL AO SUJEITO.....	107
8.3.3 - ANÁLISE DA CAPACIDADE DE APRENDIZAGEM DOS CARACTERES.....	116
8.3.3.1 - FORMAS DE ESTIMULAÇÃO.....	116
8.3.3.2 - APRENDIZAGEM ISOLADA DO CARACTERE.....	117
8.3.3.3 - APRENDIZAGEM DA DIFERENCIAÇÃO ENTRE CARACTERES.....	120
8.3.3.4 - TAXA DE ACERTOS NO RECONHECIMENTO DE CARACTERES.....	122
8.4 - SUGESTÕES DE MELHORIAS FUTURAS.....	124
9 - CONCLUSÃO.....	126
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	129
APÊNDICE A - POSTULADOS E DEFINIÇÕES DA FISIOLOGIA SENSORIAL.....	136
APÊNDICE B - TERMINOLOGIA DA ÁREA DE ESTIMULAÇÃO ELETROTÁTIL.....	142
ANEXO 1 - ESQUEMÁTICO DO “HARDWARE” UTILIZADO.....	147
ANEXO 2 - TESTES DE TAXA DE ACERTOS DE CARACTERES.....	149

## LISTA DE FIGURAS

---

---

Figura 3.1 - O Primeiro Sistema de Substituição da Visão.....	19
Figura 3.2 - Um Sujeito Cego com um Sistema Portátil de Estimulação Elétrica.....	20
Figura 3.3 - Os Princípios da Perspectiva Aplicados a um TVSS estático.....	25
Figura 3.4 - Tabuleiro de Xadrez.....	27
Figura 3.5 - Desenho da Matriz de Estimulação Vibratória em Contato com a Pele das Costas.....	28
Figura 4.1 - Secção em Corte Transverso através da Superfície Papilar da Pele Glabra.....	41
Figura 4.2 - Limiares de Sensibilidade à Pressão em Diferentes Regiões da Superfície Corporal do Homem.....	48
Figura 4.3 - Limiares para a Discriminação de Dois Pontos em Homens, em Diferentes Partes da Superfície Corporal.....	49
Figura 5.1 - Limites de Sensibilidade à Mudança de um Ponto em Função do Local do Corpo e Limites de Discriminação entre Dois Pontos e de Localização de um Ponto.....	55
Figura 5.2 - Porcentagem de Acertos em Função da Mudança de Localização do Estimulo, Local do Corpo e Sujeito.....	56

Figura 5.3 - Representação do Eletrodo e de seus Parâmetros Típicos.....	67
Figura 5.4 - Densidade de Corrente na Superfície de um Condutor de Volume Homogêneo, em Função da Distância do Centro de um Eletrodo Circular de Estimulação de um Raio $a$ .....	68
Figura 6.1 - Parâmetros da Forma de Onda de Estimulação Eletrotátil.....	78
Figura 6.2 - Forma de Onda de Trens de Pulsos Monofásicos.....	79
Figura 6.3 - Relação entre Limites de Sensação e Dor e Largura do Pulso para um Sujeito Testado.....	81
Figura 6.4 - Formas de Onda de Estimulação Eletrotátil e sua Relação com a Ocorrência de Adaptação.....	84
Figura 6.5 - Relação entre Taxa de Repetição de Pulsos e Limites de Sensação e Dor.....	85
Figura 6.6 - Corrente e Carga Limites de Sensação, em função da Largura do Pulso Monofásico.....	87
Figura 7.1 - Diagrama de Blocos do Sistema de Substituição da Visão por Via Tátil (TVSS).....	93
Figura 7.2 - Fluxograma Simplificado de “Software”.....	96
Figura 7.3 - Estimulação da Letra C na Forma de “Carimbo”.....	97
Figura 7.4 - Estimulação da Letra C na Forma Sequencial.....	98
Figura 7.5 - Tela de Entrada de Dados para o Programa que Gera a Estimulação.....	99
Figura 8.1 - Forma de Onda de Estimulação Utilizada.....	108
Figura 8.2 - Letra C como era Estimulada Inicialmente.....	119
Figura 8.3 - Letra C como Passou a Ser Estimulada Depois.....	119

## LISTA DE TABELAS

---

---

Tabela 2.I - Distribuição por Faixa Etária dos Casos de Cegueira Registrados.....	5
Tabela 4.I - Classificação Estrutural das Terminações Nervosas Periféricas.....	43
Tabela 4.II - Classificação Fisiológica e Função das Fibras Nervosas.....	44
Tabela 5.I - Limites de Discriminação entre Dois Pontos para Estímulos Estáticos, Vibratórios e Eletrotáteis, em mm.....	57
Tabela 5.II - Acuidade no Reconhecimento de Caracteres.....	61
Tabela 8.I - Número de Pontos dos Caracteres Utilizados e sua Frequência de Estimulação.....	109
Tabela 8.II - Relação entre as Sensações Obtidas ao se Variar o Número de Repetições de Pulso em Relação ao Intervalo de Pulso.....	111
Tabela 8.III - Relação entre as Sensações Obtidas em função da Variação do Intervalo de Pulso.....	112
Tabela 8.IV - Relação entre as Sensações Obtidas e a Variação do Intervalo entre Trens de Pulso.....	113
Tabela 8.V - Taxa de Acertos ao longo dos Dias de Testes.....	123

## Capítulo 1

### INTRODUÇÃO

---

---

A possibilidade de transmitir informações ópticas para o cérebro por uma via que não o olho permite a consideração de uma nova classe de ajuda sensorial para os deficientes visuais. O sentido tátil é uma alternativa atraente para a maioria dos sentidos de audição e visão para transmitir informações sensoriais. Este desafio tecnológico já foi abordado por vários grupos [Bach-y-Rita *et al.*, 1969; Bliss *et al.*, 1970; Collins, 1970; Kaczmarek *et al.*, 1985, 1991b; Kume e Ohzu, 1980; Spisz e Weed, 1991; Szeto e Saunders, 1982; White, 1970], sendo que uma revisão bastante abrangente do tema foi publicada recentemente na literatura [Kaczmarek *et al.*, 1991a].

A substituição sensorial é o uso de um sentido humano (neste caso, o tato) para receber informações ambientais normalmente recebidas por outro sentido (frequentemente a visão e a audição). Um Sistema de Substituição da Visão por Estimulação Eletrotátil (Tactile Vision-Substitution System - TVSS) mapeia uma imagem óptica na superfície da pele, ponto a ponto, para dar uma sensação de

percepção visual através da pele. O TVSS é preso ao abdômen do sujeito através de uma cinta de eletrodos, através da qual é feita a estimulação eletrotátil, controlada eletronicamente.

Através do uso de um TVSS, uma pessoa totalmente cega pode então desenvolver habilidades de percepção úteis, similares àquelas para as quais os olhos são normalmente necessários. Em trabalhos anteriormente desenvolvidos [Collins, 1970; White, 1970; Bach-y-Rita, 1972], sujeitos cegos conseguiram determinar a posição, tamanho, forma e orientação de objetos visíveis colocados em frente a eles. Eles também acompanharam alvos móveis, prontamente detectando sua direção e velocidade. Um dos objetivos da pesquisa atual da percepção do TVSS é fornecer informações sobre conceitos visuais que normalmente são inacessíveis às pessoas cegas, tais como paralaxe, perspectiva e noções de tri-dimensionalidade [Kaczmarek *et al.*, 1985].

O conceito de rotação geométrica mental raramente é compreendido por deficientes visuais, especialmente os congênitos, e sua representação espacial é deficiente em relação às crianças de visão normal. No entanto, a melhor utilização da imagem mental, através de técnicas específicas, pode aprimorar o conceito da rotação mental [Dodds, 1983]. A abstração necessária para matérias como Matemática, Física, Química, etc., também é pouco desenvolvida [Santin e Simmons, 1977] e a compreensão de tais conceitos pode beneficiar o aprendizado destes deficientes. Conceitos piagetianos como conservação de volume e classificação também se apresentam com atraso em crianças deficientes visuais [Stephens e Grube, 1982].

Guarniero [1977], um dos voluntários em dois projetos que trabalharam com TVSS nos anos setenta, afirma que os conceitos visuais aprendidos através deste sistema permitiram-lhe um melhor entendimento do mundo visual e ajudaram-no na interação com pessoas de visão normal. White [1970] observou que cegos

congênitos utilizando o TVSS podem adquirir conceitos de organização tridimensional.

Apesar de todas as pesquisas que vêm sendo feitas na área desde 1969, pouco se tem investido no uso de um TVSS para o ensino de conceitos visuais para crianças deficientes visuais, dentro de centros de reabilitação ou escolas especiais. Quase todos os trabalhos se concentraram mais em melhorias em “hardware” e “software”, e parece-me que os objetivos iniciais desta linha de pesquisa foram sendo esquecidos. Não tenho conhecimento de que, até hoje, algum destes sistemas tenha sido implementado a nível prático em ambientes voltados a deficientes visuais. Por isso, este estudo tenta concentrar-se mais na observação do modo pelo qual um deficiente visual utilizando um TVSS aprende o que lhe é ensinado. Desta forma, o desenvolvimento futuro de um sistema completo, que possa transmitir imagens e então servir para o ensino de tais conceitos visuais, será mais realista em relação às reais necessidades do deficiente visual e de seu processo de aprendizagem.

Este projeto trabalha com um Sistema de Substituição da Visão por Estimulação Eletrotátil, anteriormente desenvolvido nesta Faculdade [Antonino, 1993], e focaliza o estudo da importância de se utilizar técnicas educacionais adequadas no processo de apresentação e aprendizagem dos caracteres com o uso desse sistema. Desta forma, pretende-se compreender melhor o processo de aprendizagem pelo qual os deficientes visuais passam, de forma a criar metodologias que possam otimizar este processo, para minimizar as inconveniências funcionais de sua utilização. Isto é particularmente importante no caso de países como o Brasil, onde os deficientes não costumam contar com ferramentas tecnológicas no auxílio de sua deficiência, e frequentemente ocorrem resistências na utilização de novas tecnologias.

## Capítulo 2

### O DEFICIENTE VISUAL

---

---

#### *2.1 - Introdução*

O termo “cegueira” é extremamente abrangente, indo desde os casos de visão sub-normal, onde a pessoa consegue ler somente com o auxílio de uma lente de aumento ou letras grandes bem próximas ao olho, até casos de cegueira onde não se distinguem formas, com ou sem percepção de luz.

Uma pessoa é considerada legalmente cega se tiver uma acuidade visual de menos de 20/200<sup>1</sup> no melhor olho, mesmo usando a melhor correção óptica possível, ou se o campo de visão for menor que 20 graus. Visão sub-normal é quando a acuidade visual fica entre 20/40 e 20/200, após a correção. Portanto, o uso

---

<sup>1</sup> Uma acuidade de 20/200 indica que o indivíduo pode ver, a uma distância de 20 pés (6,096 m), letras que uma pessoa de visão normal poderia ver a uma distância de 200 pés (60,96 m). Uma pessoa considerada com visão normal possui a capacidade de visão de 20/20.



do termo “cegos” deve ser entendido como incluindo o totalmente cego e aquele que tem severa deficiência visual [Nye e Bliss, 1970]. Carvalho [1994] cita estudos de Vanderheiden [1992], que afirma que a *National Society for the Prevention of Blindness* estima que há, nos Estados Unidos, 11 milhões de pessoas com deficiência visual, sendo que meio milhão destas pessoas são consideradas legalmente cegas, enquanto que 9 a 10 milhões têm visão sub-normal.

A cegueira pode surgir durante o decorrer da vida da pessoa, por motivo de alguma doença ou acidente, por problemas associados ao envelhecimento (glaucoma, catarata, diabetes, etc.), ou ser adquirida no nascimento, a chamada cegueira congênita, por influências genéticas ou pré-natais. Muitos utilizam o termo “congênito” não somente para pessoas cegas desde o nascimento, mas também para aqueles que perderam a visão antes dos quatro ou cinco anos, pois nestas pessoas a referência visual do mundo é praticamente inexistente [Santin e Simmons, 1977; Stephens e Grube, 1982]. Nye e Bliss [1970] apresentam a distribuição dos casos registrados de cegueira por faixa etária, obtida pelo *U.S. Department of Health, Education, and Welfare*, que segue na Tabela 2.I abaixo. Nota-se que o maior número de deficientes visuais se encontra acima da faixa dos 44 anos.

Faixa etária (anos)	Porcentagem (%)
menos de 5	0,7
5-19	10,3
20-44	16,9
45-64	28,2
65-84	33,5
acima de 85	10,4

**Tabela 2.I:** Distribuição por faixa etária dos casos de cegueira registrados. [Nye e Bliss, 1970]

Segundo a Organização Mundial de Saúde [Carvalho, 1994], 90% dos casos de cegueira ocorrem em países subdesenvolvidos. No Brasil, não há dados oficiais sobre a incidência de deficiência visual na população, mas José [1993], citado por Carvalho [1994], afirma que cerca de 0,3% da população do país deve ser constituída de pessoas cegas e 2% com visão sub-normal.

## *2.2 - Quem Utiliza as Inovações Tecnológicas*

Os deficientes visuais não formam um grupo homogêneo, pois constituem diferentes faixas etárias, capacidades e interesses. Portanto, é extremamente improvável que qualquer equipamento de auxílio a deficientes visuais seja de utilidade universal, ou mesmo desejado por uma grande proporção dessas pessoas. Isto é indicado pelo fato de que, nos Estados Unidos, somente cerca de dez por cento lê Braille, seja porque ainda têm visão remanescente para ler impressos, ou porque não têm interesse em ler o material disponível em Braille ou ainda porque consideram o Braille desnecessário ou repulsivo, porque simboliza uma submissão à cegueira [Nye e Bliss, 1970]. Os motivos para estes números baixos refletem diferenças na personalidade, educação, treinamento, e capacidades sensoriais motoras, bem como o equilíbrio entre a motivação para ler e o esforço e as responsabilidades que isto envolve. Deve-se lembrar que a grande maioria dos deficientes visuais (aproximadamente 70%) perdeu sua visão por motivos de idade avançada, e isto é um fator relevante para a falta de motivação para a reabilitação.

Portanto, não se deve esperar que um aparelho de auxílio à deficiência seja totalmente aceito por toda uma população, a não ser que ele seja de ajuda significativa para aumentar as oportunidades de trabalho ou a mobilidade da pessoa. Se isto ocorrer, é provável que tais aparelhos sejam utilizados por dez por cento da população de deficientes visuais, em geral pessoas bem reabilitadas exercendo plenamente suas funções profissionais, pois estas estão mais motivadas e receptivas

a utilizar inovações tecnológicas [Nye e Bliss, 1970]. Hall [1980] aponta a necessidade crescente de estudos sistemáticos visando a eficiência e utilidade dos produtos desenvolvidos para os deficientes visuais, para que estes artefatos possam ser efetivamente avaliados, não só em situações de laboratório mas também em situações realistas. O projeto de uma inovação tecnológica deve refletir as expectativas e necessidades de cada grupo ou de um grupo em particular, para que todo o esforço dispendido não seja em vão, o que levaria a um desuso prematuro.

### *2.3 - A Problemática do Deficiente Visual*

O mundo de uma pessoa cega não pode ser entendido por uma pessoa normal como se fosse apenas fechar os olhos e tentar imaginar o que ela sente. As pessoas cegas, especialmente as crianças cegas congênitas, não podem ser consideradas pessoas “normais” sem visão. Visto que sua entrada sensorial é diferente, sua base de dados também o é, e portanto a criança cega congênita desenvolve e organiza suas percepções do mundo de uma maneira totalmente diferente das pessoas com visão normal [Santin e Simmons, 1977].

Para evitar hipóteses simplistas, é necessário focar os elementos principais, cognitivos, afetivos e sensoriais, para que se possa perceber esta construção diferente do mundo. Apesar de se tentar dar à criança cega congênita experiências normais e reduzir a estigmatização da educação especial, não se deve deixar de entender a deficiência individualmente, e qual é a sua contribuição ao desenvolvimento completo da criança, pois a deficiência faz parte da pessoa. É só aceitando e entendendo este caráter único de desenvolvimento sensorial, cognitivo, afetivo e de linguagem é que se permite à criança ser um ser completo [Santin e Simmons, 1977].

A visão é nossa primeira ligação com o mundo externo, fornecendo informações constantes, verificação imediata e permitindo que os elementos sejam

tocados e pegos de uma forma já integrada. Com a falta da visão, os outros sentidos têm que funcionar sem as informações e a integração fornecida pela visão. Portanto, a entrada dos sentidos remanescentes é intermitente, discreta, ilusória e necessariamente recebida em fragmentos. Além disso, o incentivo à exploração tátil se dá normalmente devido à visão. Em um bebê cego, os estímulos táteis são encontrados por acaso nos primeiros meses e a atividade tátil proposital é mínima, devido à imprevisibilidade, medo e desconfiança de um ambiente desconhecido. Isto contribui para um atraso na mobilidade e no comportamento exploratório. Por esses motivos, o bebê cego senta e fica em pé na mesma idade que a criança com visão normal, mas apresenta atrasos para tentar agarrar objetos, engatinhar e andar [Santin e Simmons, 1977].

Em crianças com visão normal, as imagens mentais ou conceitos de objetos são baseados em sua experiência visual direta, e podem não coincidir com o de crianças cegas, pois suas imagens e conceitos são gerados a partir do tato, cheiro, gosto e audição. Por isso, a criança cega também apresenta problemas de linguagem, pois as explicações que elas recebem podem não coincidir com sua experiência sensorial. Assim, um prédio, normalmente descrito como grande, retangular e marrom, por exemplo, seria descrito por uma criança cega como áspero, duro, cercado por barulho e pessoas e talvez com um certo cheiro peculiar. O uso correto dos pronomes, por exemplo, só ocorre quando a criança é capaz de entender que há um mundo complexo exterior à ela, separado dela, onde ela pode agir ou sofrer uma ação deste mundo externo [Santin e Simmons, 1977].

Há duas maneiras pelas quais as informações espaciais podem ser representadas: (1) como uma *rota* ou seqüência e, (2) como um *mapa* ou “gestalt” síncrona. Uma representação do tipo rota codifica somente as relações seqüenciais entre os objetos. Assim, as pessoas que representam as informações como rota podem aprender uma série de movimentos conectados por marcos. No entanto, as pessoas que representam suas informações espaciais como um mapa extraem uma

visão geral da área e portanto estão cientes das relações entre os objetos mesmo não tendo experimentado estas relações diretamente. Em termos da capacidade de locomoção em um ambiente, as implicações destes dois tipos diferentes de representação são óbvias, pois a pessoa que conhece o “mapa” de onde se locomove pode escolher caminhos alternativos para chegar a seu destino. No caso dos deficientes visuais, a representação espacial eficiente pode representar a diferença entre locomoção independente ou não. Apesar disso, pouco se sabe sobre o desenvolvimento espacial em pessoas cegas ou outros fatores que influenciem a capacidade de usar um tipo particular de representação. Por isso, Fletcher [1980] realizou estudos sobre a representação espacial, comparando crianças que tivessem ficado cegas antes dos 3 anos, ou nascido cegas, e crianças com visão normal vendadas. Nestes estudos, Fletcher observou que, apesar do desempenho médio das crianças cegas em todos os grupos etários estudados ter sido menor que o de crianças normais, elas não tiveram dificuldade em realizar as tarefas, e algumas crianças cegas desempenharam tão bem quanto as com visão normal. Daí, é possível concluir que os cegos congênitos são capazes de formar “gestalts” de informações recebidas sequencialmente, integrando as partes para formar um todo. Isto ocorre desde que esta capacidade seja desenvolvida na pessoa, através de técnicas adequadas. E esta capacidade de formar um mapa cognitivo, apesar de se desenvolver mais lentamente em um cego congênito do que em uma pessoa com visão normal, não necessariamente é inferior àquela de uma pessoa de visão normal [Fletcher, 1980, 1981].

Em outro trabalho, Fletcher [1981] analisa as estratégias que têm melhor efeito na eficiência da representação espacial dos sujeitos. Este estudo utilizava diferentes modos de apresentação e exploração de uma sala e dos móveis dentro dela, utilizando primeiramente uma maquete e depois um ambiente real. Fletcher observou que estratégias organizadas obtinham mais sucesso do que movimentos aleatórios, e sugere que um padrão sistemático é útil para se lembrar as relações

espaciais, seja com representação de mapa ou de rota, e que os professores deveriam encorajar seus alunos cegos a explorar sistematicamente um local a partir de um ponto inicial, seja examinando um objeto ou um ambiente maior. Anderson [1984] também observou que as crianças cegas examinam um objeto com menos sistemática do que o fazem as crianças com visão normal. Ele também observou que as crianças cegas congênicas são menos imaginativas e mais concretas durante as brincadeiras, e sugere que os professores deveriam encorajar estas crianças a investigar usos mais criativos dos objetos, suas propriedades e usos (reais ou potenciais), individualmente ou em combinações de objetos.

A cognição se desenvolve conforme a criança interage com as pessoas e objetos a sua volta. O desenvolvimento cognitivo ocorre através de uma seqüência hierárquica de estágios, e a pesquisa piagetiana descobriu que o desenvolvimento cognitivo de crianças com deficiências é diferente do de crianças normais. Stephens e Grube [1982] observaram um atraso significativo no desenvolvimento cognitivo de cegos congênicos, em comparação com sujeitos com visão normal, chegando, em tarefas de testes piagetianos de desenvolvimento do raciocínio e conservação de volume, a até oito anos de atraso<sup>2</sup>. Estas deficiências demonstraram a necessidade de que haja o incentivo para programas de treinamento, orientados por professores habilitados para guiar estes estudantes e fornecer a eles situações que promovam a aquisição e a generalização de estratégias de raciocínio, com o atendimento de suas necessidades individuais.

Após a aplicação de tal programa, Stephens e Grube [1982] observaram os sujeitos cegos tiveram uma melhoria em 22 das 26 tarefas de raciocínio, sendo que os sujeitos com visão normal tiveram desempenho melhor somente em três tarefas: duas envolvendo imagem mental e relação espacial e uma envolvendo operações abstratas/formais. Eles consideram que algumas variáveis contribuíram

---

<sup>2</sup> Compreender o conceito de conservação de volume significa saber que, ao mudar um líquido de recipiente, por exemplo, seu volume não se altera.

para a melhoria no desempenho dos sujeitos cegos: (1) as atividades voltadas à melhoria de cada tarefa; (2) a abordagem de ensino orientada a procedimento, e (3) o aumento geral na interação social entre os estudantes e o professor.

Conseguir realizar tarefas de conservação a nível concreto é particularmente importante porque tais conceitos são a base para a aprendizagem de conceitos superiores. Por exemplo, dominar certos conceitos básicos de conservação, tal como reversibilidade do pensamento, é essencial para a compreensão da matemática mais avançada. Além disso, a conservação de número, comprimento, área e massa são fundamentais para que a criança compreenda o mundo à sua volta [Stephens e Grube, 1982].

As tarefas de classificação, por sua vez, são importantes para a compreensão da teoria dos conjuntos e relações numéricas na matemática, conceitos de países e estados em geografia, e as relações físicas ou propriedades dos objetos na física ou na química. Além disso, quando os estudantes não têm a base conceitual para compreender ou classificar o material apresentado na sala de aula, seu desenvolvimento de estruturas conceituais ficará atrasado [Stephens e Grube, 1982].

A capacidade de pensar em um nível abstrato está relacionada com o sucesso na álgebra, nas ciências e nos estudos sociais. Portanto, os estudantes cegos se beneficiariam academicamente de tarefas voltadas ao raciocínio a nível formal.

As crianças cegas apresentaram uma melhoria nas tarefas de rotação mental, formação de imagens mentais e orientação espacial, apesar de não terem obtido níveis de desempenho tão altos quanto os de crianças com visão normal. [Stephens e Grube, 1982]. Isto indica que esta capacidade pode ser melhorada se as crianças passarem por experiências específicas que as permita vivenciar estes conceitos normalmente considerados tão “visuais”, mas que são importantes na área de Geometria, por exemplo. Dodds [1983] acredita que a imaginação visual não é crucial à rotação mental, e que, portanto, cegos congênitos podem desenvolver rotação mental.

Daugherty e Moran [1982] apontam problemas cognitivos similares em crianças de visão sub-normal, especialmente com processos cognitivos que requeriam manipulação de objetos e idéias que fossem externos ao mundo sensorial egocêntrico da criança. Além disso, elas apresentaram muitos distúrbios de aprendizado, com atrasos de dois anos em tarefas de leitura e um ano em matemática, em relação a crianças com visão normal. Daugherty e Moran afirmam que estudantes com visão sub-normal não compõem um grupo homogêneo, e que programas educacionais para estas crianças devem incluir reforço específico em leitura, matemática, e habilidades de linguagem e fornecer um currículo acadêmico e psicomotor que estimule o desenvolvimento cognitivo e perceptivo-motor. Eles também sugerem que os professores que trabalhem com tais crianças tenham uma formação similar dada àqueles que trabalham com crianças com distúrbios de aprendizado.

Weiss e Weiss [1978] apontaram também que a dificuldade que um cego congênito apresenta com as relações espaciais prejudica-o também na aprendizagem da escrita à mão. Saber escrever e, principalmente, assinar, é importante não só para aumentar sua auto-estima, mas também para aprender a assinatura, que é muito importante nas transações legais e para assinar cheques. A criança cega congênita apresenta dificuldades em segurar um lápis ou caneta adequadamente, manter sua escrita em uma linha reta, manter o espaço entre as letras e entre palavras, formar letras e símbolos e conectar letras.

Casey [1978] estudou como sujeitos cegos congênitos organizavam mapas táteis do campus da escola em que estudavam, e comparou estes mapas com os de sujeitos com visão sub-normal vendados. Apesar dos mapas de alguns sujeitos cegos terem sido bem organizados e precisos, a maioria dos mapas feitos por cegos congênitos não apresentava boa organização e integração. Acredita-se que o método de mapeamento cognitivo esteja envolvido com o quão bem uma pessoa se relaciona com seu ambiente, pois as pessoas que apresentaram mapas mais precisos e bem



organizados tinham uma mobilidade e independência maiores. Apesar dos sujeitos cegos exibirem métodos variados para categorizar os elementos de um ambiente grande, acredita-se que eles sejam capazes de desenvolver uma conceitualização holística de um ambiente grande, se forem usadas técnicas adequadas de treinamento.

Segundo Casey [1977], há três estágios principais de desenvolvimento de representações mentais de um ambiente grande: o estágio egocêntrico, o estágio fixo e parcialmente coordenado, e o estágio coordenado e espacialmente integrado. Com pessoas cegas, pode ocorrer uma estagnação em algum destes estágios durante a infância, o que prejudica as tarefas de manipulação mental de objetos e de formação de mapa mental.

Dodds *et al.* [1982] realizaram estudos para a compreensão da representação espacial com crianças cegas congênitas e com crianças com cegueira adquirida. Três das quatro crianças com cegueira congênita apresentaram uma completa falta de compreensão espacial, utilizando estratégias de codificação espacial egocêntricas e de “auto-referência”, enquanto que as crianças com cegueira adquirida utilizaram estratégias espaciais de referência externa. O fato de uma criança cega congênita ter produzido um desenho bi-dimensional adequado aos padrões de visão, indicando tanto a distância quanto a direção, sugere que a experiência visual anterior não é um pré-requisito necessário para se conseguir representar a informação espacial adequadamente, mas ajuda no desenvolvimento de estratégias de codificação espacial externa. Os resultados indicaram também que, através da experiência visual anterior, a criança percebe que há locais que existem simultaneamente.

Enfim, o mapeamento cognitivo é um processo composto de uma série de transformações psicológicas através das quais uma pessoa adquire, codifica, armazena, recupera e decodifica informações sobre as localizações e atributos relacionados dos fenômenos no seu ambiente diário. A atividade de somar as

informações relevantes e transformá-las em relações significativas é fundamental ao desenvolvimento de capacidades eficazes de consciência espacial do ambiente, tanto em pessoas cegas quanto com visão normal.

Baseando-se no que foi citado neste capítulo, o desenvolvimento do mapeamento cognitivo e do raciocínio podem melhorar a independência, mobilidade e desempenho escolar do deficiente visual, e este estudo pretende mostrar que o sistema descrito nesta tese poderá ser utilizado futuramente com o objetivo de atender algumas das necessidades citadas neste capítulo.

## Capítulo 3

### SISTEMAS DE SUBSTITUIÇÃO SENSORIAL

---

---

#### *3.1 - Introdução*

A estimulação eletrotátil, ao passar uma corrente elétrica local através da pele, evoca sensações táteis nesta, principalmente no local onde está o eletrodo. A substituição sensorial é o uso de um sentido humano (no caso, o tato) para receber informações do ambiente normalmente recebidas por outro sentido (freqüentemente a visão ou a audição). Para o sentido de tato, a substituição sensorial é o uso de uma área da pele para receber informações táteis normalmente recebidas em outro local [Kaczmarek *et al.*, 1992].

O campo das próteses sensoriais para os deficientes visuais tem sido tremendamente explorado por muito tempo. Apesar da extensa pesquisa, o problema de “mostrar” ao cego uma imagem não tem, no entanto, resposta. A maioria dos aparelhos existentes têm sido projetados para objetivos específicos e eles substituem

uma parte muito restrita da visão, tais como auxílios à mobilidade (bengala “laser”, etc.) e auxílios à leitura (leitor de texto Optacon, aparelhos de interface de voz para leitura). Segundo Pun [1982], as pesquisas atuais se concentram em sistemas protéticos complexos, como estimuladores neurológicos do córtex visual e sistemas de visão tátil.

A percepção tátil de padrões simples é um meio bem conhecido de aquisição de informações para os deficientes visuais. O alfabeto Braille e os mapas em relevo de cidades são alguns exemplos [Pun, 1982]. Em uma abordagem de substituição sensorial tátil, um sistema sensorial, anteriormente restrito praticamente a contactar informação, deve mediar informação espacial tridimensional e integrar “pistas” espaciais originadas à distância [Bach-y-Rita, 1972].

Acredita-se que os padrões de informação são mais importantes do que as estruturas neurais específicas envolvidas na transmissão desses padrões. Assim, pode-se esperar que o sistema nervoso central se ajuste a esses padrões de entrada durante o processo de aprendizado, integrando as informações de uma forma tal que as impressões subjetivas reflitam o novo papel funcional daquela área da pele e de suas conexões centrais. Assim, o sucesso do desenvolvimento de sistemas de substituição sensoriais práticos depende também de mecanismos de percepção que tenham boa plasticidade para lidar com a informação que chega através de receptores, caminhos neurais e estruturas centrais que anteriormente não eram relacionadas à análise daquele tipo de informação sensorial [Bach-y-Rita, 1972].

Um sistema de substituição sensorial deve se adaptar às características sensoriais singulares da pele, particularmente se o que se deseja for uma substituição de modalidade cruzada (visual para tátil ou auditiva para tátil). Por exemplo, uma prótese auditiva não pode simplesmente usar o sinal do microfone para controlar diretamente a corrente do eletrodo, pois a pele apresenta resposta insuficiente em alta frequência. Portanto, a informação auditiva tem que ser

processada para coincidir de maneira ótima com as propriedades do sentido tátil [Kaczmarek *et al.*, 1991a].

A faixa dinâmica (razão do nível de sinal máximo e mínimo) de um dado sensor geralmente não coincide com a faixa dinâmica de um dado “display” tátil. Por exemplo, em um TVSS a faixa de entrada de luz para uma câmera é muito mais alta do que a faixa típica de estimulação eletrotátil de 6-20 dB. Pode ser necessário o uso de algumas formas de compressão ou escalonamento de amplitude.

Finalmente, um “display” eletrotátil sem dúvida estimula os tipos de fibras aferentes em diferentes proporções do que o toque normal, e não existe atualmente controle preciso de que tipos de fibras são estimuladas. Tal excitação diferencial pode ser necessária para produzir “displays” de substituição sensorial mais eficazes [Kaczmarek *et al.*, 1991a].

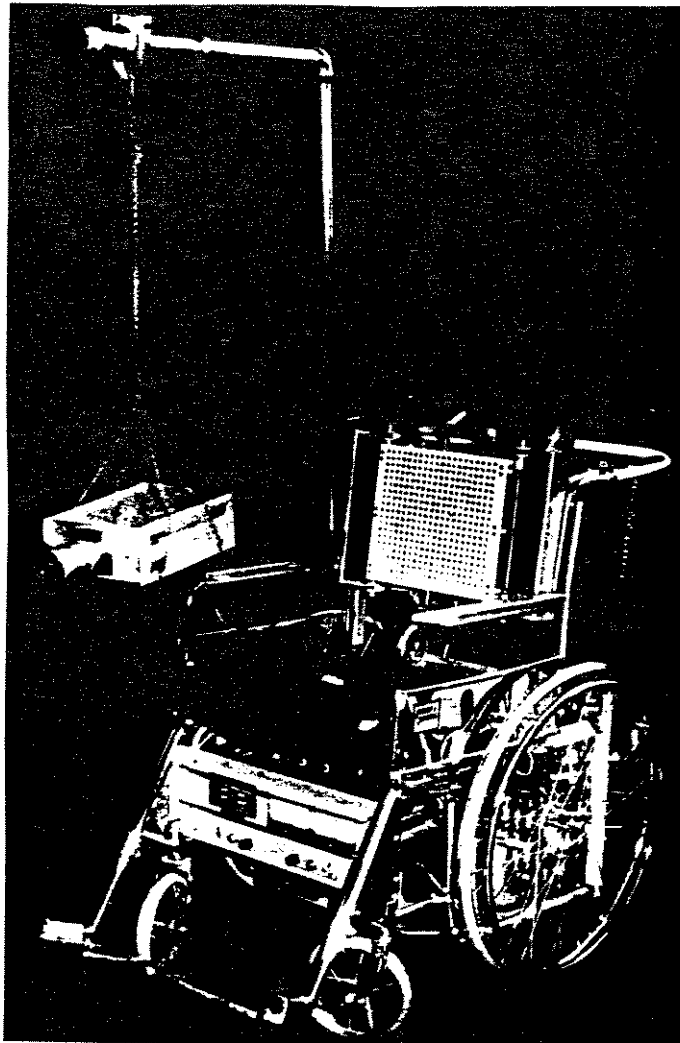
Os “displays” eletrotáteis, como implementados hoje em dia, podem fornecer informações altamente compactadas, de alta resolução com uma faixa espaço-temporal útil de comunicação. Diferente dos vibradores mecânicos, os estimuladores eletrocutâneos não têm partes que se movem e mantêm um contato constante com a pele. Eles são eficientes em termos de consumo de potência, simples de fabricar, e capazes de produzir uma sensação cuja frequência e intensidade podem ser confiavelmente controladas [Szeto e Saunders, 1982].

### ***3.2 - Sistema de Substituição da Visão por via Tátil (TVSS)***

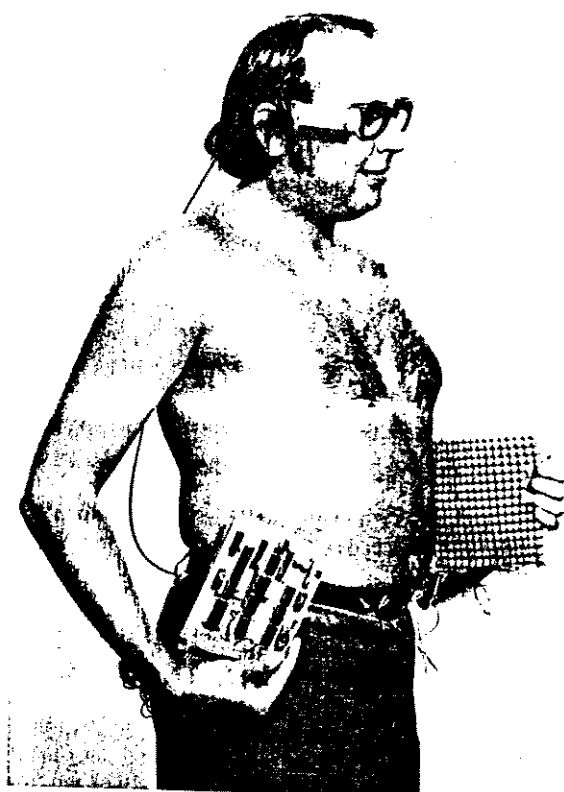
Um Sistema de Substituição da Visão por via Tátil (“Tactile Vision-Substitution System” - TVSS) mapeia uma imagem óptica na superfície da pele, ponto a ponto, para fornecer um sentido de percepção visual através da pele. Uma pessoa totalmente cega pode então desenvolver habilidades sensoriais úteis, similares àquelas que normalmente usam os olhos como entrada [Kaczmarek *et al.*, 1985].

Bach-y-Rita [1972] descreve em seu livro todas as pesquisas feitas no *Smith-Kettlewell Institute of Visual Science* (SKIVS) com um TVSS com uma matriz de 20 x 20 estimuladores vibrotáteis, controlados por solenóides. Eles utilizaram inicialmente uma cadeira de dentista como estrutura mecânica para a matriz de estimuladores, de forma que a pele das costas fosse estimulada. Quando se desejava que a pessoa tivesse mais mobilidade, usava-se uma cadeira de rodas. Tal sistema está representado na Fig. 3.1 a seguir [Nye e Bliss, 1970]. As imagens era captadas através de uma câmera de TV, sob o controle do usuário. Estas câmeras possuíam controle de “zoom”, foco, abertura e eram colocadas em um tripé, de forma a permitir sua movimentação em vários ângulos, possibilitando uma melhor exploração do ambiente à volta do usuário. O campo de visão da câmera era pequeno (de 2 a 10 graus), de forma que a visão se assemelha ao que se veria através do orifício de um funil.

Mais tarde, eles utilizaram um sistema de estimulação elétrica, onde os estimuladores eram eletrodos de prata colocados em uma cinta elástica, que era presa no abdômen do usuário. O circuito de controle da estimulação era preso à cintura com uma mini-câmera era carregada no ombro, como uma bolsa, ou presa em uma armação de óculos, presa à cabeça. A Fig. 3.2 [Bach-y-Rita, 1972] mostra uma das configurações usadas pela equipe do SKIVS. Desta forma, o usuário tinha um interação com o ambiente muito mais ativa, permitindo a exploração de outros ambientes, tais como corredores, e também possibilitava que ele identificasse objetos, andasse até eles e os manipulasse.



**Fig. 3.1:** O primeiro sistema de substituição da visão, desenvolvido no *Smith-Kettlewell Institute of Visual Science*. A matriz 20 x 20 de estimuladores táteis formada por vibradores eletromecânicos localizava-se no encosto da cadeira. [Nye e Bliss, 1970]



**Fig. 3.2:** Um sujeito cego com um sistema portátil de estimulação elétrica. Este sistema consistia de uma câmera fixa na armação de óculos, um circuito de estimulação (em sua mão direita) e a matriz de eletrodos concêntricos de prata (em sua mão esquerda). [Bach-y-Rita, 1972]



Estruturas similares a esta citada por Bach-y-Rita [1972] foram utilizadas por outros pesquisadores, muitos deles da equipe do SKIVS, tais como White [1970], Collins [1970] e trabalhos dessas pessoas em conjunto [Bach-y-Rita *et al.*, 1969]. Mais tarde, outros trabalhos utilizaram as tecnologias desenvolvidas no SKIVS e fizeram várias melhorias no TVSS [Szeto e Saunders, 1982; Kaczmarek *et al.*, 1985; Kaczmarek *et al.*, 1991b, Spisz e Weed, 1991]. Collins [1970] descreve a filosofia, o projeto e o desempenho do primeiro sistema TVSS, o qual ele denominou “Televisão Tátil”. Em seu trabalho, sujeitos cegos conseguiram determinar a posição, o tamanho, a forma e a orientação de objetos visíveis colocados em frente a eles. Eles também acompanharam alvos móveis, prontamente detectando sua direção e velocidade do movimento.

Quando um deficiente visual utiliza um TVSS, ao mover a câmera através de um campo de “visão”, ele obtém uma imagem que se move através dos receptores de sua pele. Aparentemente, estes sujeitos obtêm a informação “visual” basicamente pela análise de contornos, além de outros mecanismos como a análise simultânea das informações. Isto ocorre porque o processo de percepção está constantemente tentando simplificar as regularidades e consistências para detectar e descartar estímulos redundantes indesejados que podem sobrecarregar os canais de entrada [Bach-y-Rita, 1972].

Em uma discussão sobre a capacidade de tais sistemas na substituição da visão, Bach-y-Rita [1972] diz que, na época, seria precipitado predizer que a pele seria capaz de “ver” todas as coisas que o olho pode captar, mas que nunca teríamos sido capazes de dizer que era possível determinar a identidade e formato em três dimensões de um grupo de objetos familiares, se não houvesse sido desenvolvido seu sistema planejado para fornecer para a pele sensações em cerca de até 400 pontos estimulados. Parte da controvérsia sobre a necessidade de pré-processamento de informações sensoriais origina-se da frustração nas taxas com que os seres humanos conseguem lidar com os eventos sensoriais discretos. Naquela época,

Bach-y-Rita achava que certamente as limitações deste sistema eram ainda atribuídos mais à pobreza do “display” do que à capacidade de lidar com a informação da epiderme.

Bach-y-Rita [1972] afirma que, com um projeto adequado de sistema de substituição sensorial, a pele pode ser capaz de transmitir informações dentro de uma extensa faixa dinâmica, com discriminação temporal adequada, e com resolução espacial suficiente para permitir a apresentação de imagens bi-dimensionais complexas. Segundo Bach-y-Rita, o objetivo final de um sistema como este é mediar informações espaciais tri-dimensionais e integrar “pistas” espaciais originadas à distância. Em outros trabalhos, ele também sugere que o desenvolvimento do TVSS adequado serviria não somente para fins protéticos, mas também para o estudo dos mecanismos de processamento nervoso central [Bach-y-Rita, 1970, 1972]. Ele também afirma que, tanto o conhecimento dos mecanismos de análise sensorial, quanto a melhoria dos sistemas de substituição sensorial, podem levar à compreensão da aquisição das capacidades perceptuais.

Não se sabe como as informações sensoriais transmitidas a uma superfície receptora bi-dimensional podem gerar percepções tri-dimensionais. Os mecanismos que interpretam os aspectos de perspectiva podem ser similares àqueles que operam para a visão. Podemos concluir, no entanto, que o conceito que se tinha de que a tri-dimensionalidade somente poderia ser percebida devido à retina não pode mais ser sustentado, apesar de não se entender claramente quais mecanismos os caminhos sensoriais utilizam [Bach-y-Rita, 1972].

Os trabalhos citados anteriormente demonstraram que um TVSS pode fornecer informações visuais aos cegos. No entanto, um usuário de um TVSS anterior relatou limitações no sistema que não permitiam que ele distinguisse objetos normais (portas, janelas) em uma situação real (um corredor) [Guarniero, 1977]; ele comparou isso a ter uma visão de túnel acoplada com uma baixa acuidade

visual. Portanto, um desafio remanescente é adquirir as informações ópticas com acurácia em situações reais [Spisz e Weed, 1991].

### ***3.3 - Potencialidades de Aprendizagem do TVSS***

Aprender envolve tanto a capacidade de formar associações quanto a de resolver problemas e descobrir relações significativas na situação. Mesmo no caso de atividades aprendidas, a aprendizagem pode envolver, e freqüentemente o faz, a organização de um novo esquema generalizado, e não simplesmente a formação de uma associação limitada. Inúmeros fatores influenciam a velocidade e a eficiência da aprendizagem. Eles incluem o ambiente de aprendizagem, o nível de atenção e de motivação, a experiência pregressa, o estado psicológico atual, e o tipo de apresentação do estímulo [Bach-y-Rita, 1972].

Em pessoas cegas congênitas, muitos conceitos espaciais estão completamente ausentes ou distorcidos [Anderson, 1984; Casey, 1978; Dodds *et al.*, 1982]. Bach-y-Rita [1972] relata casos de uma pessoa cega congênita que, após adquirir visão mais tarde em sua vida, não percebia as pistas de conservação de tamanho<sup>1</sup>, ou outras pistas de percepção visual de profundidade. Como exemplo, ele cita o fato de que essa pessoa não tinha as ilusões visuais normais de uma pessoa com visão normal.

Estudos sobre substituição sensorial indicam que fenômenos de percepção, tais como conservação de tamanho e percepção espacial, anteriormente consideradas características exclusivas do sistema visual, podem ser mediadas por um sistema sensorial tátil, e que a organização tri-dimensional da informação em uma matriz tátil dinâmica pode ser obtida. Bach-y-Rita [1972] resume os resultados

---

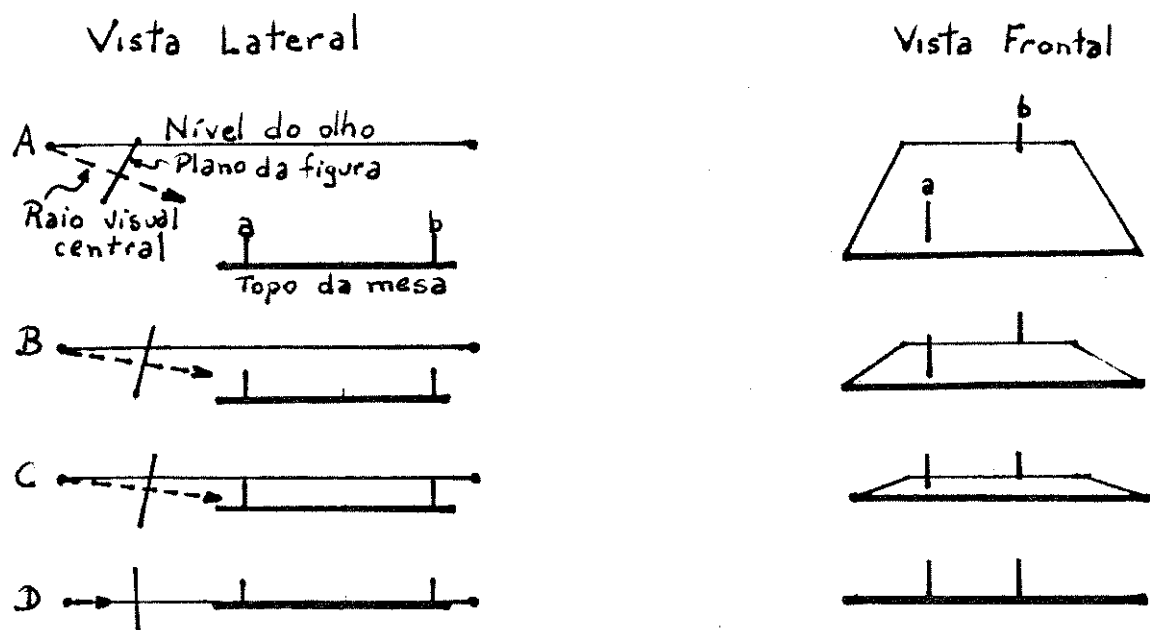
<sup>1</sup> Normalmente, temos a sensação de que um objeto é menor quando visto de longe e maior quando visto de perto. Quando se tem a noção de conservação de tamanho, sabe-se que o tamanho do objeto independe da distância. Em pessoas com visão normal, este conceito é adquirido aproximadamente aos cinco anos de idade.

de muitos experimentos com TVSS e descreve como sujeitos cegos desenvolvem conceitos visuais, tais como paralaxe, perspectiva e até mesmo ilusões de óptica.

Nos estudos de TVSS realizados no SKIVS, todos os sujeitos conseguiram obter informações de profundidade e localização espacial de pistas estáticas “monoculares”. Os tipos de arranjos espaciais que constituíam estas pistas são tradicionalmente usados por artistas para representar um mundo tri-dimensional em um plano bi-dimensional. Era a percepção do mundo em um estado monocular, estático que inicialmente gerou a representação de perspectiva, sombras, conservação de tamanho, e outras representações no plano da tri-dimensionalidade [Bach-y-Rita, 1972].

A pista que foi relatada com mais frequência pelos sujeitos cegos que participaram dos estudos de Bach-y-Rita [1972] para determinar a distância relativa mencionada foi a altura aparente dos objetos no campo visual. A diferença aparente é aprendida rapidamente, e aparentemente é a mais relevante para determinações de distância. Ao utilizar um sistema TVSS onde o sujeito fica sentado na cadeira de estimuladores, os objetos são colocados a uma distância conhecida por eles quando as tarefas são de identificação de objetos e julgamentos de seu tamanho.

Conforme pode ser observado na Fig. 3.3 [Bach-y-Rita, 1972], os objetos colocados em uma distância maior parecem maiores no campo visual do que aqueles colocados mais próximos. Pistas desta natureza podem ser aprendidas por sujeitos cegos usando o TVSS, e são usadas para avaliar a posição relativa e a distância de vários objetos em uma mesa. Isto indica que, com treinamento adequado e técnicas de apresentação relevantes às capacidades e limitações do sistema estático, monocular, sujeitos cegos podem aprender os conceitos relacionados à visão necessários para fazer julgamentos espaciais consistentes. Eles podem fazer avaliações corretas de tamanho, distância, rotação e outros conceitos tri-dimensionais que sejam apresentados em um “display” bi-dimensional, e eles podem aplicar o que foi aprendido a outros “displays” [Bach-y-Rita, 1972].



**Fig. 3.3** - Os princípios da perspectiva aplicados a um TVSS estático. [Bach-y-Rita, 1972]

Para os sujeitos cegos congênitos, estas pistas precisam ser demonstradas, explicadas e usadas por eles como ferramentas intelectuais. Determinar a distância relativa entre dois objetos em uma mesa para uma pessoa sem experiência visual envolve o aprendizado de pistas visuais e sua aplicação subsequente a novas situações. No entanto, após obter experiência, os sujeitos eram capazes de fazer estimativas corretas da distância entre objetos de acordo com suas alturas relativas no campo de visão, e um sujeito relatou ter feito um julgamento imediato da orientação de um cubo pelas pistas que ele havia aprendido, mas sem precisar passar pelo longo processo intelectual que ele havia usado outras vezes

antes [Bach-y-Rita, 1972].

White [1970] teve em seus experimentos sujeitos cegos e de visão normal. Estes dois grupos mostraram desempenhos incrivelmente similares. Ele afirma que deveria-se esperar que os cegos congênitos teriam grande dificuldade em adquirir facilidade na organização tri-dimensional da estimulação tátil utilizada no TVSS. No entanto, não foi o que se observou nos testes, pois os cegos congênitos apresentaram uma rapidez grande no aprendizado e na familiarização com o sistema.

White [1970] relatou um acontecimento interessante sobre um dos sujeitos que participaram de seus testes com TVSS. Esta pessoa era cega desde os quatro anos, e dava aulas de introdução à Psicologia em um colégio. Nestas aulas, ele havia explicado a muitos alunos a relação entre o ângulo visual de um objeto e a distância daquele objeto ao observador. Um dia, quando ele estava sentado em uma cadeira de estimuladores do TVSS, um colega vestindo um casaco branco aproximou-se dele e da câmera, vindo do outro lado da sala. Só então ele compreendeu o que realmente significava aquela relação que ele ensinava na escola.

Os sujeitos que participaram dos testes de Bach-y-Rita [1972] e também dos de White [1970] relataram que era possível identificar objetos conhecidos que estivessem sobrepostos e também distinguir suas distâncias relativas e de posição, como, por exemplo, qual objeto estava na frente.

Para testar a capacidade de se julgar a direção de um plano inclinado, foi utilizado um tabuleiro de xadrez inclinado em 70 graus em relação ao paralelo frontal, como indica a Fig. 3.4 [Bach-y-Rita, 1972]. White [1970] e Bach-y-Rita [1972] descreveram este experimento, onde o tabuleiro era apresentado em uma das quatro direções possíveis e o sujeito devia indicar a direção da inclinação. Do experimento de White participaram sujeitos cegos com controle do movimento da câmera e sujeitos com visão normal, que viam a imagem em um “display” como o de um osciloscópio. Os observadores cegos tiveram uma taxa de acertos de 83% e os sujeitos de visão normal, de 97%. No experimento de Bach-y-Rita, cinco sujeitos

cegos já treinados com o sistema participaram, e eles também deviam relatar a direção da inclinação. Duas pistas eram apresentadas: primeiro, a convergência das linhas exterior e interior em relação à direção da inclinação e, segundo, a clareza da resolução fornecida pela iluminação do laboratório, fazendo com que o lado mais distante parecesse menos distinto. Para o julgamento da direção da inclinação, o desempenho desses sujeitos foi, em média, de 90%, enquanto que, com a utilização de iluminação uniforme, o desempenho caiu para 75%, visto que a pista de clareza de resolução havia sido eliminada. Daí, pode-se dizer que a perspectiva linear fornece a base para o julgamento da inclinação, enquanto que a clareza de resolução fornece informações adicionais úteis [Bach-y-Rita, 1972].

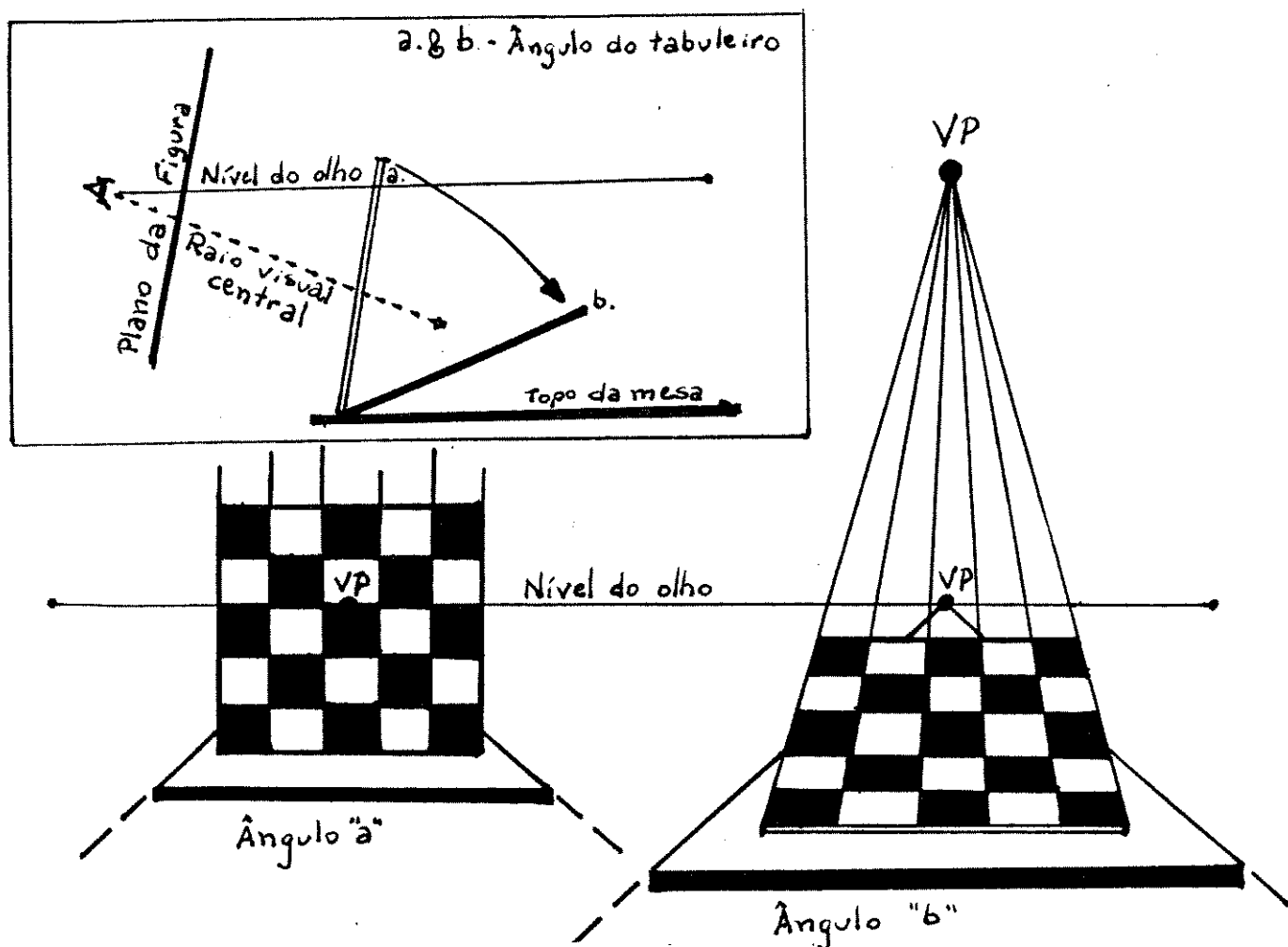
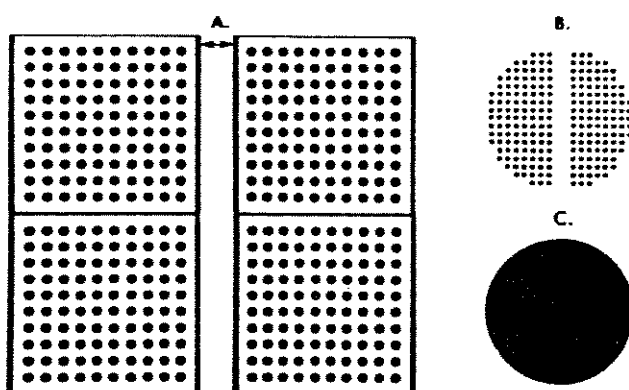


Fig. 3.4: Tabuleiro de xadrez. [Bach-y-Rita, 1972]

Quando a estimulação é feita em um “display” tátil normalmente usado em um TVSS, a imagem transmitida é transmitida de maneira descontínua e pontual. Ainda assim, os relatos dos sujeitos [Bach-y-Rita, 1972] é de que as estimulações são sentidas de maneira unitária, sem que se perceba a descontinuidade. Segundo White [1970], quando uma faixa vertical movia-se continuamente pelo campo de visão, o movimento que se percebia dela também era contínuo, sem saltos na região da divisão dos quadrantes. A Fig. 3.5 mostra o desenho de uma matriz de estimulação vibratória, usada nos primeiros TVSS [White, 1970; Bach-y-Rita, 1972]. Perceba que a matriz (A) é dividida em quatro quadrantes, e que há separações variáveis entre os quadrantes da esquerda e os da direita. Estas separações não eram percebidas por sujeitos cegos treinados. Em B, pode-se ver como um círculo aparece nas costas do sujeito, enquanto que C ilustra a percepção do sujeito, que é a de um círculo ininterrupto. Os estudos de Bach-y-Rita [1972] também indicaram que, ao utilizar a apresentação do estímulo em forma de contorno ao invés de uma figura “cheia”, o desempenho dos sujeitos era melhor.



**Fig. 3.5:** Desenho da matriz de estimulação vibratória em contato com a pele das costas. **A:** cada quadrante contém 100 estimuladores, distanciados de  $\frac{1}{2}$  polegada entre seus centros. No entanto, a distância entre os dois quadrantes da esquerda e os da direita é variável. **B:** Círculo efetivamente estimulado. **C:** Como o círculo é sentido pelo sujeito. [Bach-y-Rita, 1972]



Nos experimentos de Bach-y-Rita [1972], o condutor dos testes primeiro direcionava a análise do sujeito de cada objeto, apontando as partes e suas relações e o objeto como um todo. Depois, ele apresentava um dos objetos e pedia ao sujeito que o identificasse, registrando o tempo para a resposta correta e dando “feedback” quando ele julgava ser necessário. Se um sujeito cometia um erro ao analisar uma letra ou uma imagem, o condutor dos testes avisava o erro ao sujeito e o corrigia, fazendo então uma nova tentativa. White [1970] também relatou que, quando o sujeito não era avisado de seu erro ou acerto, a taxa de erros era impressionantemente alta, visto que o aprendizado não era fortalecido.

White [1970] relatou que os sujeitos reconheciam objetos e palavras familiares já aprendidas muito rapidamente, como que “num relance”. Este reconhecimento era feito a partir de partes do objeto, como no caso de reconhecer um telefone por seu cordão, ou pelo objeto como um todo. Isto também ocorreu com letras e palavras simples, apesar de não ter sido intuito do autor usar o sistema para leitura.

A informação obtida através de um sistema tátil é geralmente adquirido por exploração seqüencial (por exemplo, os dedos tateando um objeto), enquanto que a informação visual é, em grande parte, processada em paralelo. Esta é a principal diferença entre a maneira que o sistema visual e o sistema tátil adquirem as informações. O fato do deficiente visual adquirir normalmente as informações de forma seqüencial dificulta a noção de simultaneidade dos fatos, prejudicando a formação de imagens visuais e rotação mental, conforme foi explicado anteriormente no capítulo 2. Apesar disso, a maneira pela qual a pele é estimulada nestes sistemas permite a integração mental das imagens, como indicam os resultados das pesquisas citadas aqui.

A importância do controle motor na percepção foi levantada em estudos de TVSS [White, 1970; Bach-y-Rita, 1972; Guarniero, 1977], visto que, segundo teorias de Psicologia Geral, são grandes as diferenças entre o desempenho de uma

tarefa passiva e de uma ativa. O controle motor, no caso o controle da câmera e do próprio movimento do sujeito, é importante para a capacidade da pele de captar informações espaciais tri-dimensionais e informações padronizadas detalhadas apresentadas seqüencialmente. Com o controle da câmera nas mãos do sujeito que utiliza o TVSS, as taxas de erro caem bruscamente [White, 1970]. Quando os sujeitos que participaram dos experimentos com TVSS usavam a câmera fixa, suas experiências eram relatadas em termos de sensações da pele, mas quando eles moviam a câmera, seus relatos eram em termos de objetos localizados externamente e, mesmo com a estimulação sendo feita nas costas, a localização era relatada como sendo à frente deles [White, 1970; Bach-y-Rita, 1972]. A transição da percepções táteis para percepções subjetivamente localizadas no espaço geralmente ocorrem após cerca de 5 a 15 horas de treinamento, mas somente se o sujeito tem todo o controle da câmera (direção, abertura das lentes e “zoom”) [Bach-y-Rita, 1972].

No aprendizado de letras, Bach-y-Rita [1972] relata que o desenvolvimento de estratégias de padronização é evidente na substituição sensorial. Sujeitos cegos usando um TVSS aprendem a agrupar letras em certas categorias, dependendo de suas características comuns: “O”, “G” e “Q” formam uma categoria, enquanto que “N”, “H” e “M” formam outra categoria. A estratégia inicial de percepção no reconhecimento de letras é, em primeiro lugar, identificar a categoria e, em segundo lugar, a letra individual na categoria.

Os resultados obtidos com o TVSS demonstraram a praticidade do sistema no campo de aprendizado. Por exemplo, sujeitos cegos são capazes de ler material gráfico (por exemplo, gráficos de barras) e identificar projeções geométricas. Os conceitos espaciais aprendidos pelos sujeitos cegos não estão disponíveis a eles de nenhuma outra forma. Na realidade, até hoje estes são os resultados práticos principais [Bach-y-Rita, 1972].

Nos estudos com o TVSS feitos no SKIVS, o aprendizado progrediu de uma maneira organizada, começando com linhas e formatos simples, indo para

figuras e objetos, e então para arranjos espaciais tri-dimensionais dos objetos antes de prosseguir para figuras, fotografias e movimentos. É preferível que sejam usados objetos que se relacionem à vida diária do sujeito, para que a motivação e o interesse da pessoa sejam mantidos. No entanto, segundo Bach-y-Rita [1972], percebia-se que havia frustração se eram dadas tarefas muito difíceis para os sujeitos, antes que eles tivessem atingido o nível de aprendizado apropriado para aquelas tarefas.

Não se sabe porquê, mas muitas vezes há uma decepção no contato inicial com o mundo visual. Os sujeitos freqüentemente queriam “ver” seus amigos, suas namoradas, seus cães de guarda, ou o pessoal do laboratório. Uma vez, um sujeito ficou minutos observando sua namorada e não disse absolutamente nada. Todos ficaram muito embaraçados com a situação. Pareceu também que os sujeitos apresentavam um pouco de decepção com o mundo visual. Então, os pesquisadores pararam de usar as imagens de sujeitos, pois reconheceram que não estavam preparados para lidar com os aspectos psicológicos da situação resultante.

Os sujeitos cegos devem primeiro entender que nossas limitações tecnológicas ainda não permitem realizar artefatos que possam se adaptar perfeitamente à sua deficiência visual, e este fator é o que nos leva a prosseguir nos experimentos e na engenharia dos TVSS.

### 3.4 - Um Relato de Experiência Pessoal com um TVSS

Gerard Guarniero, que é cego congênito, participou de dois programas de treinamento com um TVSS, financiados pela *American Telephone and Telegraph Company*. O primeiro programa ocorreu em agosto de 1973 e o segundo em fevereiro de 1975, e cada um deles durou três semanas. Os dois períodos de treinamento diferiam nos tópicos abordados e na quantidade de controle que se tinha na escolha das atividades. O primeiro período foi mais voltado ao domínio do sistema e o segundo período, quando não foi necessário muito tempo para se readquirir o domínio do sistema novamente, foi mais voltado para a aquisição de conceitos visuais.

O sistema utilizado durante o primeiro período era eletromecânico, com 400 pontos, montado em uma cadeira de dentista, utilizando dois tipos diferentes de câmera: primeiro uma minicâmera montada em uma armação de óculos e depois uma câmera normal com “zoom” montada em um tripé que tinha que ser operada manualmente. O segundo período de testes utilizou dois sistemas táteis: um eletromecânico montado em uma cadeira de rodas, com uma minicâmera em uma armação de óculos e outro consistia de uma matriz de estimuladores táteis colocados em uma cinta presa ao abdômen, sendo que a parte do circuito de estimulação ficava dentro de uma valise. Com este segundo sistema, foram utilizadas uma minicâmera presa a uma armação de óculos e uma outra com “zoom”, que o usuário podia segurar na mão ou ser colocada em um tripé. As lentes “zoom” eram indicadas para quando era necessário “ver” detalhes ou observar objetos próximos à câmera.

Em um trabalho que descreve suas experiências com este sistema, Guarniero [1977] afirma que, após obter domínio do manejo do sistema, o que ocupou a maior parte do primeiro período de treinamento, ele foi capaz de identificar objetos específicos (desde que eles tivessem sido anteriormente “mostrados” a ele e identificados) e captar conceitos visuais tais como perspectiva

de dois pontos e pistas monoculares de profundidade. Ele considerou que o TVSS não era capaz de servir como recurso de auxílio à mobilidade ou à leitura. Ele também coloca que, depois de um certo tempo usando o sistema, ele não percebia mais a vibração estimulatória, prestando atenção somente na informação transmitida.

Guarniero acreditava que o TVSS poderia ajudá-lo a satisfazer sua curiosidade sobre o mundo visual e que seu interesse principal era adquirir conceitos visuais. Logo no início de seu primeiro treinamento, utilizando as lentes na armação de óculos, ele já podia dizer quando era o objeto que se movia e quando era a câmera, e logo passou a perceber os objetos como estacionários, e aprendeu a orientar a câmera através da orientação das linhas retas. Ele afirma que a obtenção destas habilidades eram essenciais antes que ele pudesse passar para o reconhecimento de objetos.

Guarniero enfatiza que ele nunca foi capaz de reconhecer um objeto baseado na sua experiência tátil anterior e que, portanto, era necessário que, a cada vez que um novo objeto fosse apresentado, fosse dito a ele o que era aquilo. Depois disto, ele era capaz de reconhecer o objeto, inicialmente tendo que explorá-lo inteiramente e, mais tarde, somente através de uma característica daquele objeto, que ele usava como pista para sua identificação.

Ele foi capaz de fazer julgamentos de distância, baseado em pistas monoculares de profundidade, observar tamanho, elevação aparente, relação de posição entre os objetos, observar se duas linhas se intersectavam ou se somente se aproximavam bastante. Mais tarde, ele aprendeu a reconhecer objetos familiares em suas várias orientações possíveis. Com o uso de um espelho plano, ele foi capaz de observar as relações entre um objeto e sua imagem virtual e também de “ver” a frente e as costas de um objeto simultaneamente, o que ele considerou ser “espantoso”.

Ao adquirir os rudimentos da coordenação entre câmera e a mão, ele pode “ver” sua própria mão e também repetir movimentos feitos pela assistente dos testes e também aprendeu a “desenhar”. Formas e figuras eram apresentadas, e ele tinha que pintá-las, ou seja, se manter dentro das linhas da figura. No início, Guarniero teve dificuldades nesta tarefa, pois utilizava a câmera montada na armação de óculos e tinha dificuldades em apontar o que ele queria “ver”. Ele acredita que provavelmente isto ocorria porque ele pensava na câmera como estando em uma posição mediana de seu corpo, sendo que ela na verdade estava deslocada para um dos lados da armação dos óculos.

No segundo período de testes, dentro de um ambiente estático, ele aprendeu fenômenos visuais, tais como perspectiva, sombras, mudança aparente na relação entre dois objetos quando um é estático e outro está em movimento. Mais tarde, ele teria que passar a observar estes conceitos em um ambiente móvel e mais real (corredores, janelas, portas, etc.).

Guarniero diz que um dos conceitos mais impressionantes que ele aprendeu foi a perspectiva de dois pontos e a convenção artística de dois pontos indo ao infinito. Ele diz que sempre foi fascinado com a idéia de se poder desenhar objetos tri-dimensionais em uma folha de papel bi-dimensional. Este conceito foi introduzido a ele através do uso de um quadro de metal e fitas magnéticas, de forma que ele desenhasse cubos ou outras formas geométricas simples. Ele então “olhava” o desenho através do TVSS e o tocava para senti-lo. Ele foi capaz de interpretar o desenho de uma sala onde apareciam duas paredes, com uma porta em uma delas. Depois que adquiriu este conceito, ele não mais precisava tocar as figuras para entendê-las, podendo desenhar o que tinha “visto” e ainda adicionar ao desenho características que não estavam presentes no desenho inicial.

O conceito de sombras pode ser aprendido por Guarniero através de um esquema similar ao das fases da lua. Também foi mostrado a ele a diferença entre um círculo e uma esfera parcialmente iluminados. Guarniero afirma que, tendo a

prática de utilização do sistema e a mobilidade independente que possibilitava o uso da paralaxe (ver o objeto de vários ângulos), ele era capaz de diferenciar entre um objeto bi-dimensional e um tri-dimensional.

Guarniero também foi capaz de observar ilusões de óptica como, por exemplo, aquela em que uma linha vertical intersectando, em ângulo reto, uma horizontal de mesmo tamanho parece maior do que a horizontal. Outra ilusão de óptica foi a de um quadrado dentro do qual havia linhas paralelas a dois de seus lados. Quando o quadrado era girado de forma que as linhas eram verticais, ele parecia mais alto do que largo, se assemelhando a um retângulo, mas quando as linhas eram horizontais, ele se parecia mais com um quadrado.

Mais tarde, Guarniero teve sua primeira experiência móvel com o sistema tátil, usando uma cadeira de rodas para se locomover no ambiente, corredores, etc. Com este sistema, ele foi capaz de entender o conceito de que duas linhas paralelas parecem convergir quando o observador olha para elas de baixo, visto que ele pode observar que as lâmpadas fluorescentes do teto pareciam cada vez menores conforme ele se afastava delas. No entanto, este sistema com a cadeira de rodas não permitia que se obtivessem muitos detalhes e também não permitia as informações proprioceptivas que se tem quando se caminha, e então eles passaram a utilizar o sistema portátil com a valise. Também este sistema não se podia ver muito a não ser as luzes do teto e outros tipos de claridade, devido à falta de iluminação suficiente nos corredores. Para melhorar isso, o sistema passou a ser usado no modo de inversão branco e preto, ou seja, as regiões escuras passavam a ser estimulações ativas, enquanto que as regiões claras não eram estimuladas.

Ele também achou fascinante a diferença entre se observar um ambiente em pé e depois sentar-se no chão e observá-lo de baixo, vendo como o teto parecia tão mais alto. Ele também considerou muito interessante observar como o ângulo de duas linhas que se intersectam muda conforme se aproxima dele, o que pode ajudá-lo para se guiar para ir em direção a um alvo. Ao trabalhar com a locomoção até

tocar um alvo, Guarniero sentiu os mesmos problemas que teve para desenhar em relação à posição efetiva da câmera, que ele julgava estar em uma linha mediana de seu corpo. Ele também considera que não teve tempo suficiente de aprender a fazer os movimentos compensatórios com a cabeça para compensar o estreito ângulo de visão que a câmera permitia.

Guarniero resumiu que foi capaz de entender mais sobre o mundo visual, mas que ainda haviam muitas limitações no sistema que não permitiam que ele distinguisse objetos normais (portas, janelas) em uma situação real (um corredor) [Guarniero, 1977], e que por isso não considerava viável o TVSS como auxílio à mobilidade ou à leitura.

### *3.5 - Alguns Exemplos de Outros Sistemas de Substituição Sensorial*

Vários trabalhos abordam e resumem a tecnologia dos aparelhos para estimulação eletrotátil [Kume e Ohzu, 1980; Szeto e Saunders, 1982; Kaczmarek *et al.*, 1985; Kaczmarek *et al.*, 1991a], substituição da visão [Bach-y-Rita *et al.*, 1969; Collins, 1970; White, 1970; Bach-y-Rita, 1972], substituição auditiva [Szeto e Christensen, 1988], estimulação neurológica do córtex visual [Mladejovsky *et al.*, 1976] e revisões bibliográficas de outras aplicações [Bliss, 1976; Nye e Bliss, 1970; Brabyn, 1982; Szeto e Saunders, 1982].

Os estimuladores do córtex visual [Mladejovsky *et al.*, 1976] são um exemplo de um sistema protético extremamente complicado, pois a própria necessidade da implantação dos estimuladores no córtex visual já é um fator que diminui bastante a possibilidade dos experimentos em seres humanos. Estes experimentos oferecem riscos bem maiores do que os envolvidos normalmente em outros tipos de estimulação eletrotátil, pois o sistema é conectado à superfície do cérebro e os experimentos freqüentemente são feitos em salas de cirurgia, o que inclui a interação do sistema com outros equipamentos [Mladejovsky *et al.*, 1976].



Bliss *et al.*[1970] desenvolveram um equipamento de leitura para deficientes visuais por via eletrotátil, hoje disponível comercialmente, chamado Optacon, que significa “conversor óptico-tátil”. Através de uma câmera que o usuário segura na mão, os traços das letras impressas são convertidas em traços vibrotáteis na ponta do dedo do usuário através de uma matriz de 24 x 6 de estimuladores piezoelétricos. Usuários cegos com bastante experiência com o Optacon chegam a ler um texto impresso a uma taxa de até 80 palavras por minuto.

Szeto e Saunders [1982] fazem uma revisão das utilizações da estimulação eletrocutânea na engenharia de reabilitação citando, dentre outras: a) “feedback” sensorial em próteses/órteses de braço, para controlar força de pinça (“grasp force”) e também para controlar a localização e orientação espacial da mão e dos dedos no braço artificial; b) próteses visuais, como é o caso do TVSS e do Optacon; c) Próteses Auditivas para surdos profundos, para o reconhecimento de sua própria voz, sons do ambiente e algumas palavras, através da codificação dos sons em sensações eletrotáteis. Também Szeto e Christensen [1988] sugerem a utilização da estimulação eletrotátil como prótese auditiva para surdos-cegos, similar ao TVSS, visto que com esta população o tato é praticamente o único meio de comunicação.

Kaczmarek *et al.* [1991a] fazem uma revisão bibliográfica das utilizações de sistemas de substituição sensorial via estimulação eletrotátil e, além dos trabalhos já citados, citam também o desenvolvimento de sistemas de teletoque para luvas espaciais, pois elas reduzem a sensibilidade do toque devido ao fato de serem espessas e pressurizadas, o que faz com que os astronautas usem força demais para pegarem objetos no espaço, cansando suas mãos muito rapidamente. Eles também citam o uso de sensores de pressão, aliados a sistemas de estimulação eletrotátil, para pés e mãos insensíveis, para suprir a propriocepção perdida dos pés e/ou mãos, freqüentemente devido a complicações da diabetes.

Segundo Kume e Ohzu [1980], além da ajuda para deficientes, a transmissão da informação através da pele pode ser usada quando os canais sensoriais auditivos e visuais estão saturados com muita informação. Este é o caso do uso de tais aparelhos em pilotos de aeronaves, desenvolvido na NASA por Bliss [1976].

## **Capítulo 4**

### **FISIOLOGIA DA SENSACÃO TÁTIL**

---

---

#### ***4.1 - Introdução***

Normalmente, o sentido de tato é relegado a um segundo plano, pois a maioria das pessoas vive em um mundo perceptualmente visual. No caso dos deficientes visuais, a falta do sentido da visão faz com que os sentidos da audição e tato tenham um papel preponderante no contexto de suas vidas.

Neste capítulo, serão abordados os mecanismos neurais responsáveis pelas sensações, principalmente a transdução periférica ou sensorial, ou seja, como as terminações das fibras nervosas periféricas convertem a energia em excitações locais, e como tais excitações, por sua vez, geram trens de impulsos nas fibras aferentes, carregando então as informações recebidas até o cérebro, para serem processadas e gerarem algum tipo de reação.

Na experiência humana, assume-se que estímulos diferentes produzem diferentes experiências sensoriais passíveis de serem classificadas e tituladas. Estas

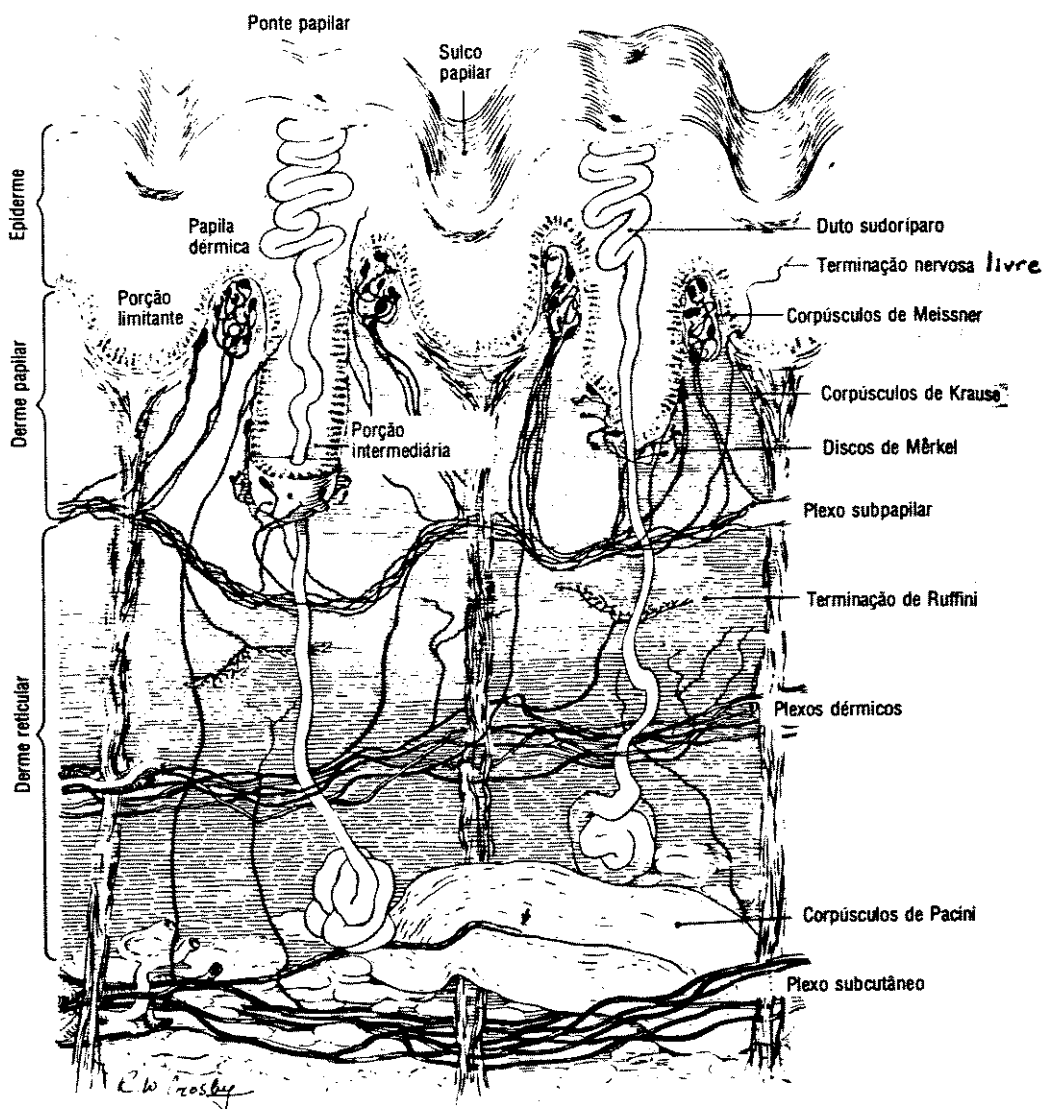
classificações ocorrem com a visão, audição, tato, etc. Essas classes prontamente reconhecidas são chamadas modalidades sensoriais, podendo ser definidas como classes de sensações conectadas ao longo de um processo qualitativo contínuo, periódicas ou aperiódicas.

Neste capítulo, serão abordados mais especificamente os mecanorreceptores de tato-pressão, que ocorrem tanto em terminações nervosas organizadas quanto livres. Alguns dos postulados e definições de fisiologia da sensação citados neste capítulo, utilizados pela literatura até o presente momento, estão no Apêndice A, em ordem alfabética.

## 4.2 Anatomia

A pele humana contém seis tipos de receptores táteis que foram identificados e caracterizados. Alguns destes receptores são encontrados somente em pele glabra (sem pelos; ocorre em superfícies palmares e plantares), ou somente em pele não-glabra (com pelos; restante do corpo). Segundo Guyton [Guyton, 1986], são eles: (1) *Terminações nervosas livres*, que estão presentes em todos os tecidos do corpo; (2) *Corpúsculos de Meissner*, que se encontram abaixo da superfície da pele; (3) *Corpúsculos de Pacini*, que se encontram profundos na pele; (4) folículos pilosos; (5) *Corpúsculos de Merkel*, que ficam abaixo da pele em algumas regiões especiais do corpo e (6) vários outros tipos de terminações especializadas. Na página seguinte, encontra-se na Fig. 4.1 uma secção em corte transverso através da superfície papilar da pele glabra, onde pode-se ver alguns dos elementos acima citados.

A enervação da pele inclui tanto os receptores corpusculares quanto as terminações nervosas livres. As terminações nervosas livres surgem de dentro da derme; elas são densamente distribuídas e formam padrões de enervação múltiplos e ramificados [Szeto e Saunders, 1982].



**Fig. 4.1:** Secção em corte transverso através da superfície papilar da pele glabra.

[Mountcastle, 1982]

Os folículos pilosos são distribuídos diferencialmente na pele. A base de cada folículo é circundada por terminações nervosas, e é sensível a movimento mecânico. Glândulas sebáceas, cujos dutos seguem um caminho comum ao do folículo piloso, provêm um caminho através da epiderme, como fazem os dutos eletricamente condutivos das glândulas sudoríparas. Finalmente, quebras ocasionais no tecido epitelial permitem que a corrente elétrica atinja as terminações nervosas livres na derme durante a estimulação elétrica [Szeto e Saunders, 1982].

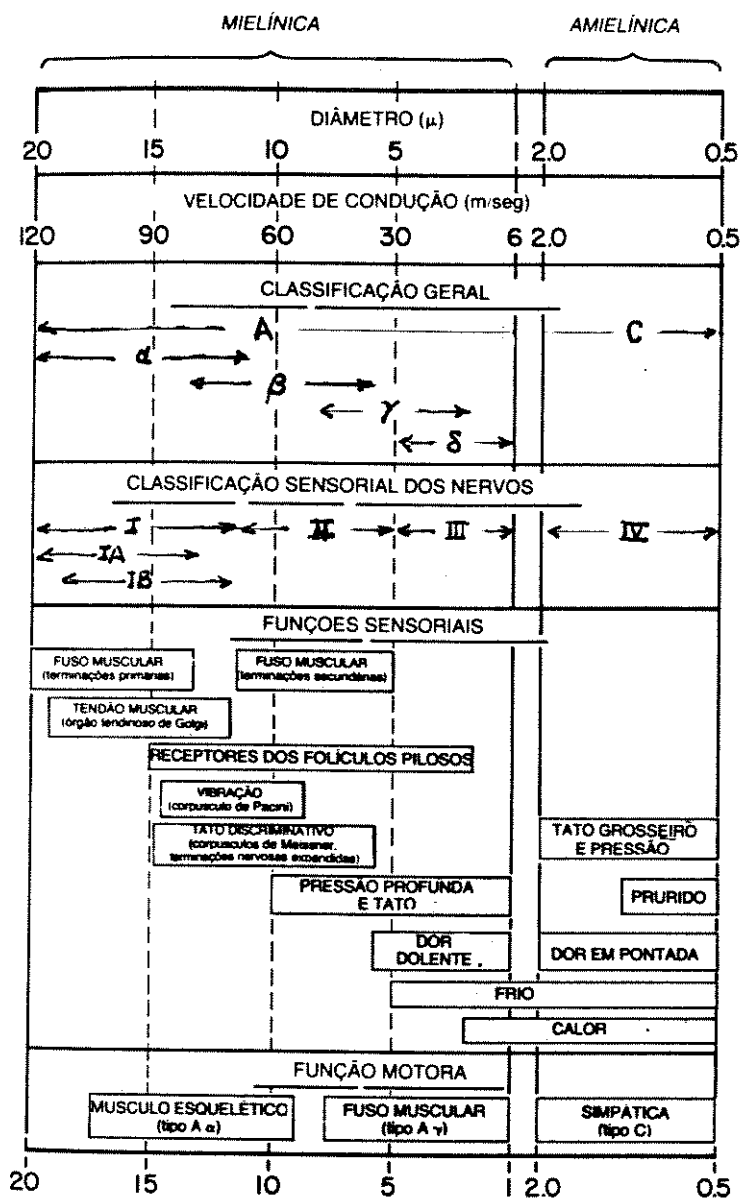
A superfície da pele quando seca apresenta uma alta resistividade elétrica (50 - 200 k $\Omega$ .cm); mas, quando hidratada, apresenta uma resistividade de menos de 10 k $\Omega$ .cm. A camada epitelial varia em espessura dependendo da localização do corpo e do contato mecânico repetido; as superfícies da pele plantar e palmar são significativamente mais espessas que outras superfícies, com uma resistência elétrica correspondentemente mais alta [Szeto e Saunders, 1982].

Resumindo a Tabela 4.I abaixo [Mountcastle, 1982], as terminações periféricas das fibras sensoriais mielínicas são diferencialmente sensíveis a uma ou outra forma de energia que a atinge, independentemente de serem os seus terminais encapsulados por órgãos sensoriais. Eles constituem linhas determinadas para cada modalidade sensorial: o mecanismo da sua sensibilidade sensorial é desconhecido. Portanto, uma vez ativadas, elas causam uma qualidade elementar de sensação ou contribuem para que aquela qualidade se combine com outras, compondo sensações complexas. As fibras que terminam em estruturas organizadas podem ser consideradas mecanorreceptoras; o órgão terminal parece determinar a sensibilidade dinâmica da terminação nervosa [Mountcastle, 1982].

<b>Pele glabra</b>		
Epiderme e papilas dérmicas associadas		
Terminações nervosas (na epiderme e nas papilas dérmicas)	Terminações com pontas expandidas (discos de Merkel)	Terminações encapsuladas (corpúsculos de Meissner)
Derme subpapilar	Terminações com pontas expandidas (terminações de Ruffini)	Terminações encapsuladas (corpúsculos de Pacini e Krause)
Terminações livres		
<b>Pele com pêlos</b>		
Terminações livres (na epiderme e na derme)	Terminações com pontas expandidas (discos de Merkel, terminações de fibras paliçadas e terminações semelhantes à de Ruffini)	Terminações encapsuladas (terminações com as pontas expandidas, quando envolvidas por uma camada de tecido conjuntivo, formam estrutura similar aos corpúsculos de Pacini, Krause ou Meissner)
<b>Estruturas fibrosas profundas</b>		
Terminações livres	Terminações com pontas expandidas (terminações tipo Ruffini)	Terminações encapsuladas (pequenos corpúsculos de Pacini ou terminações de Golgi-Mazzoni)

**Tabela 4.I** : Classificação Estrutural das Terminações Nervosas Periféricas. [Mountcastle, 1982]

Assim como há diferentes tipos de receptores na pele, há também diferentes tamanhos de fibras nervosas envolvidas na transmissão da informação tátil para a coluna vertebral. Existe uma correlação entre as sensações mediadas e o tamanho das fibras aferentes de primeira ordem que as medeiam. A Tabela 4.II [Guyton, 1986] ilustra que diferentes tipos de sensações táteis são transmitidas em fibras nervosas do tipo A beta, gama e delta, e acredita-se que as fibras nervosas do tipo C possam também transmitir sensações táteis, apesar disto não estar completamente provado [Guyton, 1986]. Consideradas como fibras aferentes, sensoriais ou não, todas as qualidades sensoriais estão representadas no grupo delta de fibras A e no grupo de fibras C [Mountcastle, 1982]. Acredita-se que as fibras nervosas pequenas, incluindo as fibras gama e delta, e provavelmente também as fibras tipo C, transmitam impulsos principalmente das terminações nervosas livres [Guyton, 1986].



**Tabela 4.II:** Classificação Fisiológica e Função das Fibras Nervosas. [Guyton, 1986]



As fibras beta transmitem impulsos relacionados a sensações de toque mais leves e também aquelas sensações associadas à localização precisa da fonte do estímulo na superfície do corpo. O corpúsculo de Pacini é um exemplo do tipo de receptor tátil que transmite impulsos através do tipo beta grande de fibra nervosa. As modalidades mecanorreceptivas estão representadas entre as fibras sensoriais mais grossas do grupo beta, que enervam os tecidos periféricos, as quais estão afinadas com os aspectos intensivos, espaciais e temporais do estímulo periférico [Mountcastle, 1982].

Szeto e Saunders [1982] afirmam que a evidência experimental e as características psicofísicas associadas com a estimulação eletrocutânea sugerem que a sensação é gerada através da estimulação direta dos nervos aferentes mielinizados primários na derme, mais do que pelas fibras C mielinizadas ou por nervos aferentes em estruturas mais profundas como os músculos.

#### ***4.3 - Codificação no Sistema Nervoso***

Os elementos celulares do sistema nervoso formam uma rede de comunicação, que recebe, transforma, transmite, armazena, gera e distribui informação. Isto ocorre devido a processos ainda pouco conhecidos de codificação, transmissão, leitura e recodificação. Um estímulo pode gerar tanto uma reação imediata, como correr numa situação de perigo, quanto uma ação posterior, como no caso da aprendizagem de um conceito.

A codificação neural inclui a codificação dos eventos sensoriais em padrões de impulsos na fibra aferente de primeira ordem e também a transmissão e a modificação desses sinais codificados entre diferentes populações de células dentro do sistema nervoso. Quase nada se sabe sobre como as mensagens codificadas na forma de impulso e particularmente aquelas codificadas na forma de atividades de conjuntos de neurônios são lidas pelos neurônios que as recebem [Mountcastle,

1982]. Ainda assim, Mountcastle definiu alguns códigos gerais possíveis, alguns dos quais já são estabelecidos.

Há um mecanismo de codificação periférica que determina o tipo de informação que o sistema nervoso recebe sobre a qualidade, local, intensidade e padrão temporal dos estímulos desencadeadores de sensações [Mountcastle, 1982]. Os seres humanos possuem uma refinada habilidade para identificar ou discriminar entre estímulos que diferem em configuração espacial ou padrão temporal. Mountcastle também afirma que os seres humanos se destacam por sentir mais estados transitórios do que estados constantes de sensações.

Os padrões espaciais e temporais dos impulsos nervosos provêm a base para toda a percepção sensorial. A codificação periférica em padrões de impulsos nervosos e o processamento central em percepções sensoriais subjetivas, provavelmente são os responsáveis pela sensação obtida [Bach-y-Rita, 1970].

Os mecanismos centrais neurais responsáveis pela identificação das diferentes qualidades das sensações ainda não são bem entendidos [Mountcastle, 1982].

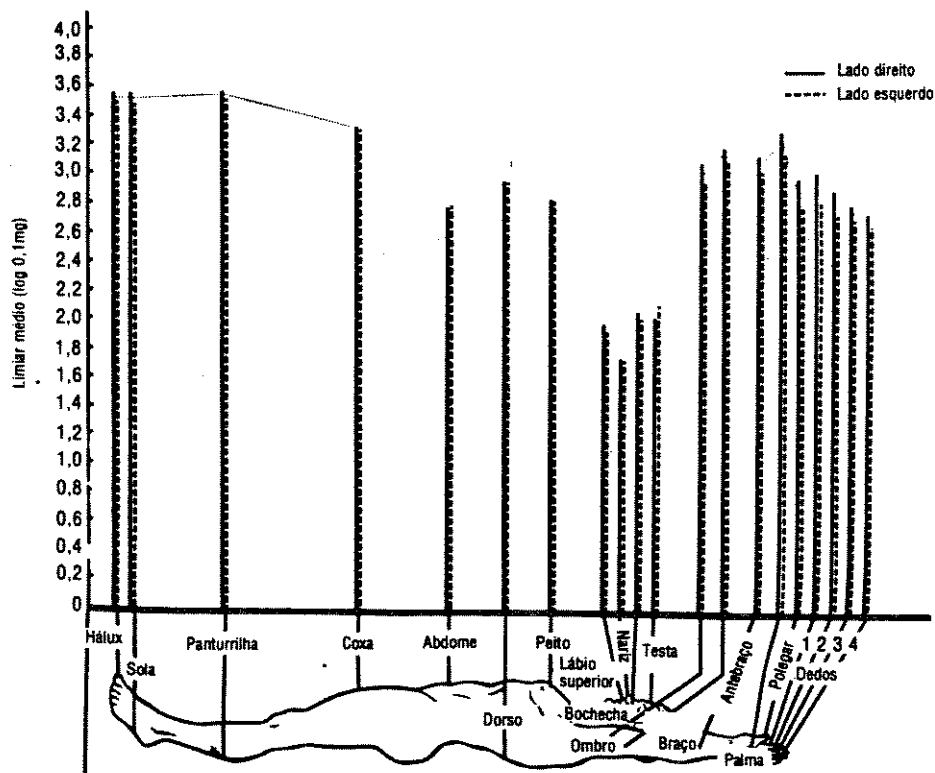
#### ***4.4 - Psicofísica Sensorial***

É importante quantificar a capacidade humana para as sensações, a fim de que se estabeleçam os limiares de detecção do homem e a sua habilidade para escalonar e discriminar entre estímulos que evocam sensações de uma mesma qualidade, mas que diferem quanto a lugar, amplitude ou padrão temporal [Mountcastle, 1982]. Claramente, "resolução espacial" não é uma quantia unicamente definida, mas depende do tipo particular do estímulo ou tarefa a ser feito; dicas temporais e de intensidade também provêm informação espacial a nível perceptual [Kaczmarek *et al.*, 1991a].

A sensação produzida pela estimulação mecânica da pele é determinada tanto pelas propriedades mecanorreceptivas quanto pelos mecanismos neurais centrais. São os mecanismos centrais e periféricos (receptores táteis) que determinam os limites de sensação.

Um aspecto importante da somestesia humana é a capacidade de reconhecer e identificar conjuntos espaciais de estímulos, sejam eles estáticos ou dinâmicos, aplicados à superfície da pele. Dois testes simples para a determinação desta capacidade são: a fidelidade na reprodução da localização de um ponto estimulado (limiar para a sensibilidade à pressão) e a identificação de dois pontos estimulados como dois e não somente um (limiar para a discriminação de dois pontos). Os resultados, obtidos por Weinstein [1968] são apresentados abaixo, nas Figuras 4.2 e 4.3 (Mountcastle [1982]).

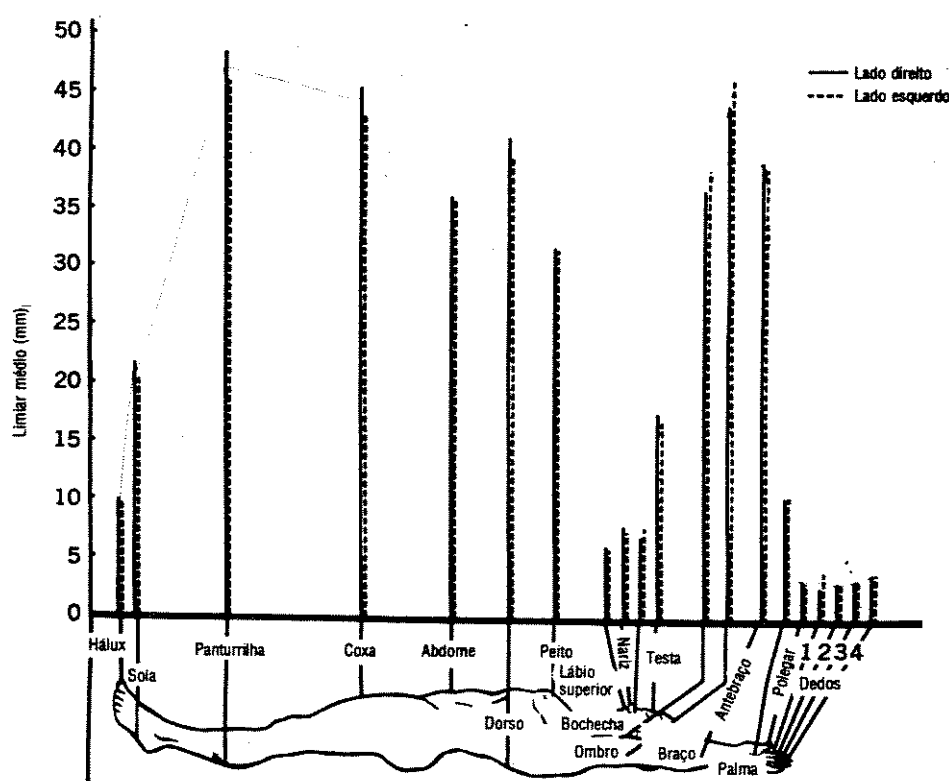
O limiar para a sensibilidade de pressão é determinado contando-se o número de vezes que o ser humano detecta estímulos mecânicos de diferentes intensidades aplicados à sua pele. A intensidade limiar correlaciona-se com a probabilidade do seu reconhecimento: costuma-se designar o ponto de 50 por cento da curva obtida como o limiar; ele é mais baixo em regiões do corpo com grande densidade de inervação como, por exemplo, as mãos e a face [Mountcastle, 1982]. A Fig. 4.2 mostra os limiares de sensibilidade à pressão em diferentes regiões do corpo do homem, obtidos por Weinstein [1968], citados em Mountcastle [1982]. Vale citar que a pele das mulheres é mais sensível, pois encontrou-se que os limites para mulheres são bem mais baixos do que para homens, nas regiões menos sensíveis [Kaczmarek *et al.*, 1991a].



**Fig. 4.2:** Limiares de sensibilidade à pressão em diferentes regiões da superfície corporal do homem. [Weinstein, 1968 em Mountcastle, 1982]

O limiar para a discriminação de dois pontos é geralmente definido como a distância mínima na qual dois estímulos simultâneos são distinguíveis de um único estímulo [Kaczmarek *et al.*, 1991a]. O limiar é mais baixo para estímulos mecânicos de intensidade intermediária e pode baixar ainda mais, se os dois pontos forem sucessivamente estimulados, sugerindo que no caso de uma estimulação simultânea a sobreposição das zonas centrais de atividade tende a limitar a acuidade [Mountcastle, 1982]. A superposição possível dessas duas zonas é muito mais

restrita quanto mais perto se coloca um estímulo do outro; acredita-se que isso seja devido a mecanismos aferentes inibitórios [Vide apêndice A]. A fig. 4.3 [Mountcastle, 1982] mostra os limiares para a discriminação de dois pontos para o homem, obtidos por Weinstein [1968].



**Fig. 4.3:** Limiares para a discriminação de dois pontos em homens, em diferentes partes da superfície corporal. [Weinstein, 1968 em Mountcastle, 1982]

Os valores desses dois testes são comumente citados em trabalhos de TVSS, mas alguns autores os contestam, conforme será discutido no próximo capítulo. Também será discutida no próximo capítulo a importância desses limiares nos projetos de TVSS.

## Capítulo 5

### CARACTERÍSTICAS DA PELE SOB ESTIMULAÇÃO ELETROTÁTIL

---

---

#### *5.1 - Introdução*

O sentido tátil é uma alternativa atraente aos sentidos principais de audição e visão para transmitir informações sensoriais. A comunicação tátil tem vantagens mesmo quando os sentidos principais estão intactos; interfaces (“displays”) táteis podem ser disfarçadas sob roupas para uma aceitação cosmética, podem ser leves e eficientes, e podem liberar outros sentidos principais para outras tarefas mais importantes [Szeto e Saunders, 1982].

Várias técnicas podem ser usadas para acessar o sentido tátil como um canal alternativo de entrada sensorial. A pele é sensível a estímulos térmicos, químicos, elétricos e mecânicos. No entanto, somente as duas últimas formas de estímulos são práticas para aplicação em aparelhos de auxílio sensorial [Szeto e Saunders, 1982]. Em um TVSS, a pele tem o papel de um relê da informação da

câmera de TV, a qual não é um extensão do sentido tátil, mas sim uma superfície receptora artificial [Bach-y-Rita, 1972].

Há várias vantagens em se selecionar a pele como a superfície sensorial para receber a saída de um receptor artificial. Ela é extensa em área, altamente enervada, e capaz de discriminação precisa [Bach-y-Rita, 1972]. Além disso, quando a pele do tronco é usada, o TVSS não interfere com outras funções motoras ou sensoriais. Estudos de TVSS [Bach-y-Rita, 1972] revelam que a capacidade de lidar com a informação do sistema sensorial tátil é maior do que se imagina da experiência comum de pessoas que simplesmente dependem basicamente de sistemas sensoriais visuais e auditivos.

A pele apresenta um número de similaridades funcionais à retina em sua capacidade de mediar informações. Sua superfície receptora e a da retina são capazes de mediar “displays” em bi-dimensionalidade, bem como ter o potencial de integração temporal. Assim, não há necessidade de transformação topológica complexa ou codificação temporal para a apresentação direta de informação pictórica nas áreas acessíveis da pele [Bach-y-Rita, 1972]. Um sistema como o TVSS, mesmo passando muito menos informações à pele do que o olho à retina, preserva as contigüidades espaciais e temporais que são consideradas o material básico crucial da visão [White, 1970].

Visto que sujeitos cegos em estudos com TVSS relatados na literatura, incluindo o nosso, interpretaram os estímulos como “visuais”, ao invés de “cutâneos”, há forte indicação de que o sistema nervoso central é capaz ou de utilizar mecanismos existentes ou de desenvolver novos mecanismos para processar este novo canal de informações. Este processamento inclui a habilidade de identificar tais conceitos visuais complexos como percepção de profundidade e conservação de tamanho. Há evidências de que, para a maioria das pessoas testadas, subjetivamente a localização do estímulo ocorre fora, no espaço, em frente ao sujeito [Bach-y-Rita, 1970]. O papel sensorial original, no entanto, não é perdido;

quando a matriz estimuladora é retirada (ou mesmo quando está em seu lugar), a região da pele em contato com a matriz pode enviar as sensações normais da pele [Bach-y-Rita, 1972].

Apesar do estimulador da pele ativar inúmeros receptores da pele, os mecanismos centrais e periféricos de processamento da informação tátil não são treinados para mediar as informações em um nível comparável àquele do sistema visual [Bach-y-Rita, 1972]. A resolução máxima na prática obtida com os TVSS usuais é de cerca de 1.000 “pixels” devido à limitada resolução espacial da pele. Mesmo um sistema de 1.000 pontos é bem inferior aos milhões de “pixels” discriminados pelo olho humano. A pele simplesmente não tem capacidade de processar tanta informação paralela quanto o olho. No entanto, a pele tem uma resposta em frequência mais alta do que o olho. Por isso, mesmo sendo inferior ao olho no processamento de informação espacial, a pele é superior no processamento da informação serial [Kaczmarek *et al.*, 1985]. Assim, o projeto de um TVSS pode aproveitar convenientemente esta característica. Com mais de 10.000 canais paralelos (receptores) capazes de responder a interrupções de estímulos tão pequenos quanto 10 ms [Bach-y-Rita, 1972], o sistema tátil pode ser capaz de processar uma enorme quantidade de informações, desde que adequadamente apresentadas. [Kaczmarek *et al.*, 1991a]

Segundo Bach-y-Rita [1972], em termos de julgamentos de intensidade, os observadores são capazes de identificar corretamente incrementos ou decrementos da ordem de 6%. Esta acuidade é comparável àquela adquirida pelo olho ou pelo ouvido.

As capacidades de processar informações “visuais” dos mecanismos de processamento das informações táteis, e as do sujeito de usar adequadamente estas informações ao desenvolver as estratégias de percepção adequadas, não podem ser conhecidas até que a oportunidade para isso ocorra. Isto requer um “display” com



alta resolução suficiente para se atingir o limite e também treinamento adequado [Bach-y-Rita, 1972].

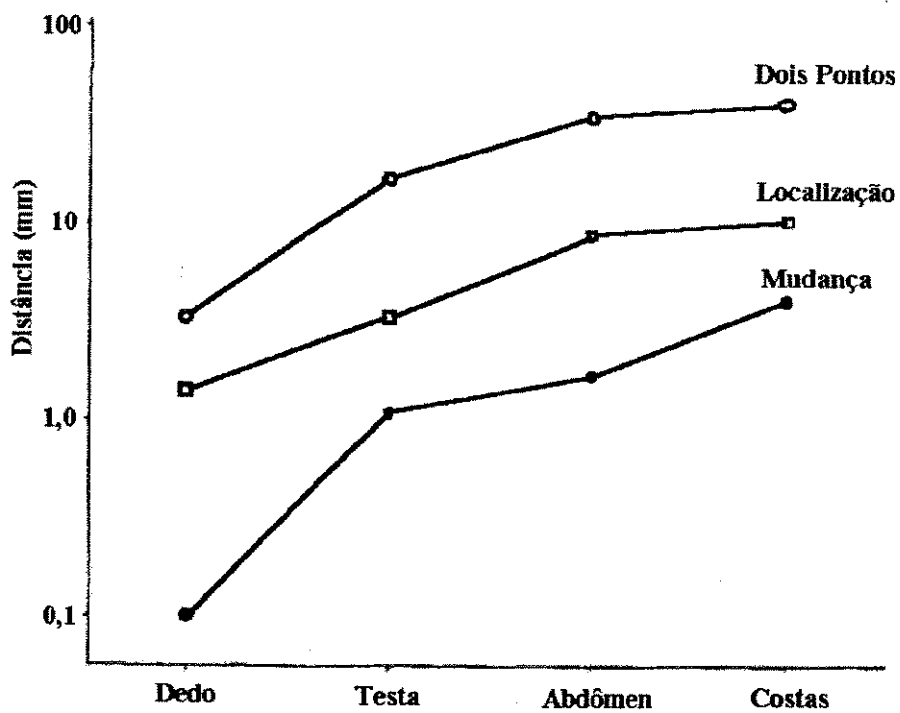
## 5.2 - Resolução Espacial

A resolução espacial, é a medida mais tradicional e simples de acuidade espacial tátil e refere-se ao limite de discriminação entre dois pontos. Em geral, é definida como a distância mínima na qual dois estímulos simultâneos são distinguíveis de um único estímulo [Kaczmarek *et al.*, 1991a]. Outra medida, mais fina do que a resolução espacial, é a acuidade de localização, medida pelo erro de localização de um ponto. Isto significa afirmar que o sentido tátil é capaz de localizar um estímulo pontual com uma precisão consideravelmente maior do que para diferenciar dois pontos. Esta diferença entre os índices de resolução espacial e de localização pontual tem sido consistente nos diversos experimentos relatados na literatura, mesmo com diferentes procedimentos experimentais, variações nas tarefas do sujeito e diferentes definições estatísticas usadas para cada índice. Portanto, esta diferença deve refletir uma propriedade básica do processamento cutâneo [Loomis e Collins, 1978].

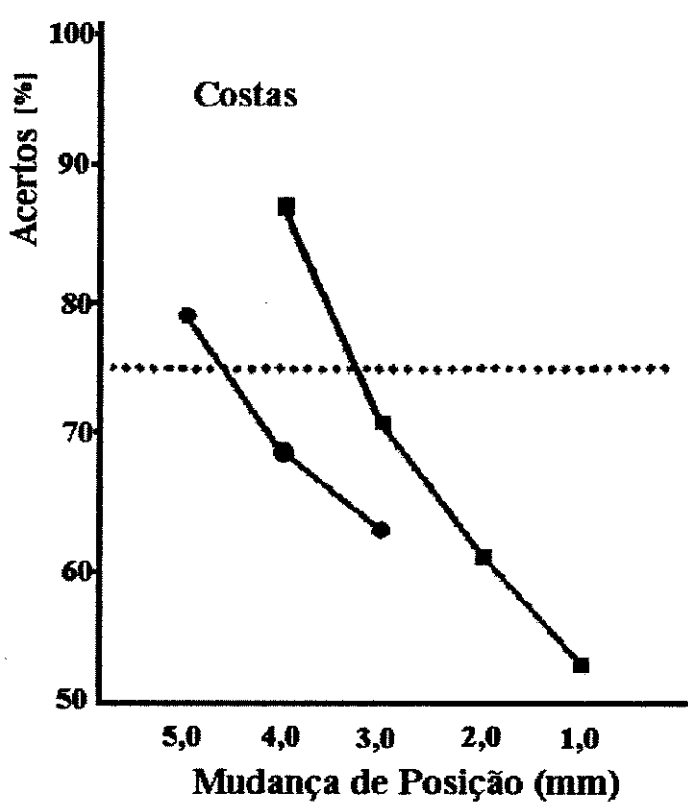
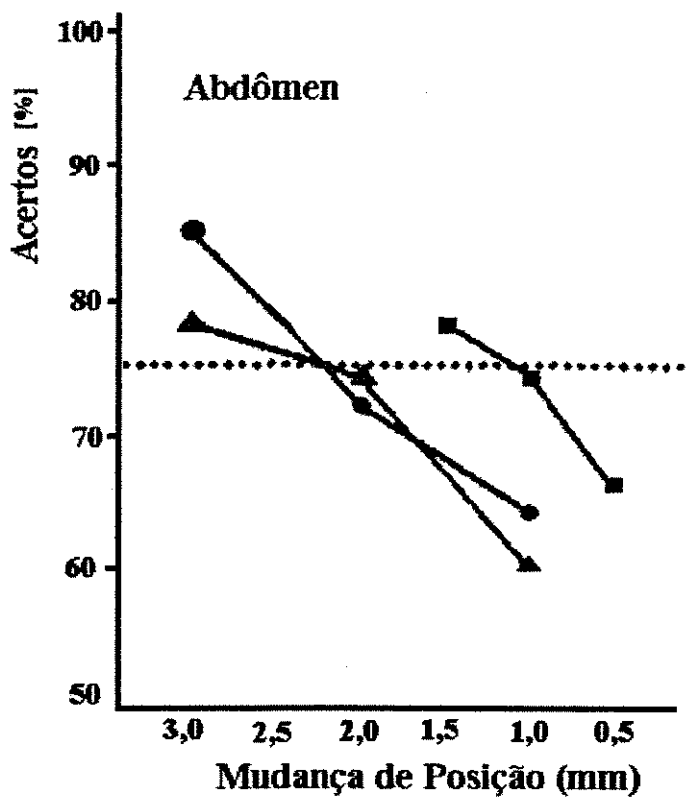
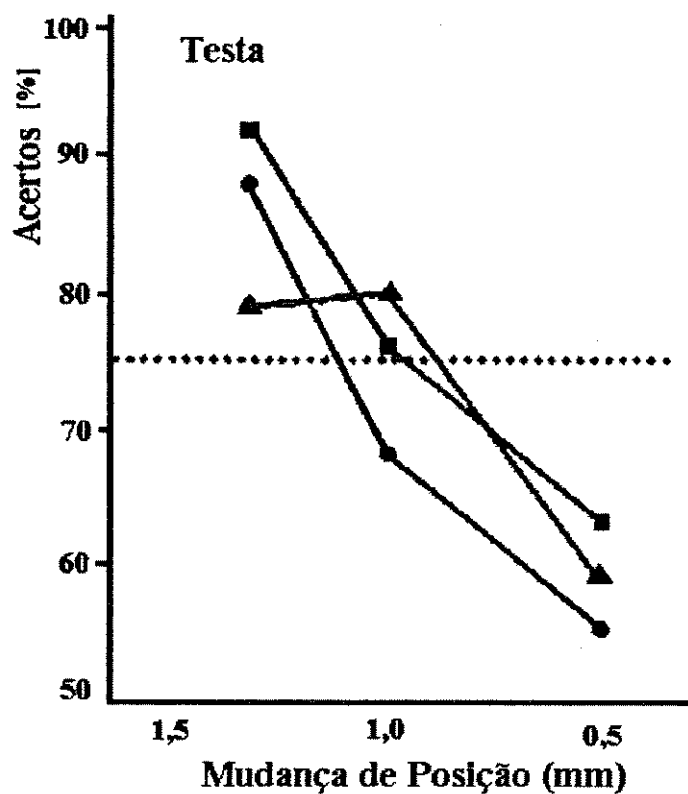
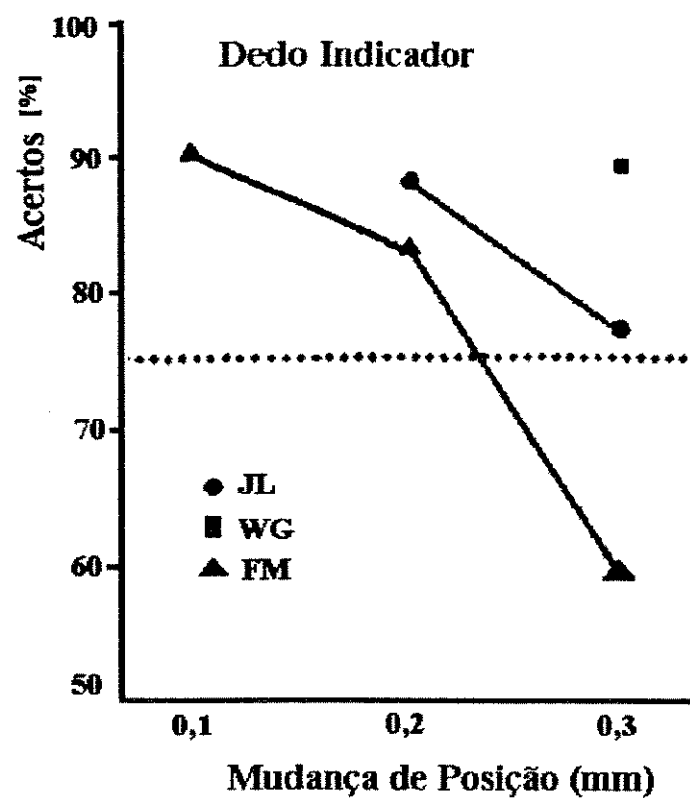
Weinstein [1968] comparou quantitativamente a resolução espacial e a localização pontual para a obtenção de valores típicos, mas vários autores [Loomis e Collins, 1978; Bach-y-Rita, 1970; Kaczmarek, 1991a] mais tarde contestaram tais valores. Szeto e Saunders [1982] tomaram o limite de discriminação entre dois pontos como sendo a distância mínima na qual dois estímulos feitos com uma diferença de 0,5 s pode ser determinada. Eles obtiveram valores de 6 a 9 mm no abdômen, utilizando eletrodos concêntricos.

Loomis e Collins [1978], interessados em descobrir a sensibilidade da via tátil a mudanças na posição do estímulo pontual, fizeram um experimento em quatro

regiões do corpo: dedo indicador, testa, abdômen e costas. Os resultados obtidos estão ilustrados na Figura 5.1, juntamente com os resultados de Weinstein [1968] sobre limites de discriminação entre dois pontos e de localização de um ponto. Para criar uma movimentação no estímulo pontual sem atrito, eles utilizaram a estimulação com jato d'água. Em seu trabalho, este contraste entre localização do ponto e resolução é acentuado pelas descobertas de que os limites de sensibilidade à mudança na localização do ponto estão na faixa de 10 a 30 vezes menores do que os limites para discriminação entre dois pontos obtidos por Weinstein [1968] para os mesmos locais do corpo, como mostra a Fig. 5.1. Acredita-se que a diferença entre os resultados de Weinstein e de outros pesquisadores deve-se ao fato do movimento do estímulo, no deslocamento, ativar mecanismos diferentes do que aqueles do método anteriormente utilizado por Weinstein (estimulação simultânea). A porcentagem de acertos em função da mudança de localização do estímulo, local do corpo e sujeito, avaliados no trabalho de Loomis e Collins [1978], estão indicados na Figura 5.2. Este trabalho obteve resultados que caracterizaram a sensibilidade tátil a mudanças na localização é uma forma de "hiperacuidade", um termo anteriormente usado para certas formas de sensibilidade visual espacial. Com estes dados, entende-se que a pele pode ser um sistema receptor mais eficiente do que se imaginava.



**Fig. 5.1:** Limites de discriminação entre dois pontos e de localização de um ponto (obtidos por Weinstein [1968] ) e limites de sensibilidade à mudança de um ponto em função do local do corpo [Loomis e Collins, 1978].



**Fig. 5.2:** Porcentagem de acertos em função da mudança de localização do estímulo, local do corpo e sujeito [Loomis e Collins, 1978].

Os limites de discriminação entre dois pontos para estímulos estáticos, vibratórios e eletrotáteis em diversos locais do corpo obtidos por vários pesquisadores, estão resumidos na Tabela 5.I [Kaczmarek *et al.*, 1991a]. Os números na Tabela 5.I devem servir apenas de guia; comparações de números absolutos entre os diferentes tipos de estímulos podem ser inexatas, pois várias metodologias foram utilizadas pelos diferentes pesquisadores. Observe que a resolução espacial é menor se o estímulo for apresentado seqüencialmente do que se for apresentado simultaneamente. Resultados similares quanto às diferenças na apresentação seqüencial e simultânea foram encontrados em Kume e Ohzu [1981].

<u>Local do Corpo</u>	<u>Toque</u>	<u>Vibrotátil</u>	<u>Eletrotátil</u>
Ponta do dedo	3	2	< 7
Palma	10	-	8
Testa	17	-	-
Abdômen	36	-	10
Antebraço	38	-	9
Costas	39	11-18	5 - 10
Coxa	43	-	10
Braço	44	-	9
Panturrilha	46	-	9

**Tabela 5.I:** Limites de discriminação entre dois pontos para estímulos estáticos, vibratórios e eletrotáteis, em mm. [Kaczmarek *et al.*, 1991a]

Bach-y-Rita [1970] contestou que os limites de discriminação entre dois pontos encontrados em estudos anteriores (cerca de 6,8 cm) não se aplicam ao TVSS. Ele afirma [Bach-y-Rita *et al.*, 1969] que a acuidade da pele é maior em um fator de 10 do que os valores mostrados em estudos de limites de discriminação

entre dois pontos. Foi por este motivo que Bach-y-Rita, assim como outros pesquisadores que utilizaram estimulação vibrotátil, obtiveram sucesso com estimuladores mecânicos distanciados de 1,2 cm. O objetivo desta proximidade é a otimização do espaço para que se obtenha uma melhor definição da imagem a ser transmitida.

Collins [1970] afirma que o limite de discriminação entre dois pontos para a estimulação elétrica pode ser um pouco menor do que para a estimulação mecânica vibratória. Collins encontrou um limite de discriminação entre dois pontos para a pele das costas de aproximadamente 5 mm, utilizando estimulação elétrica.

Para melhorar a resolução espacial efetiva do Optacon, Kaczmarek *et al.* [1985] utilizaram multiplexação na divisão do tempo em seu “software” de processamento de imagens para apresentar sequencialmente pequenas partes da imagem total, oferecendo quatro modos diferentes de “scanning” da imagem. A imagem é quebrada em blocos e sequenciada, de forma que a superposição dos blocos adjacentes faz com que parte da informação que eles transmitem seja igual. Isto ajuda o usuário, pois a sensação que ele tem é de um bloco em movimento, e não simplesmente de uma mudança. Além de diminuir a taxa na qual uma nova informação da imagem é apresentada, a superposição também reduz a integração ou síntese mental das sucessivas imagens mentais necessárias para a formação da grandes imagens digitais. O uso de ferramentas de “software” e “hardware”, métodos de apresentação da estimulação também são soluções para o melhor aproveitamento das capacidades de resolução espacial da pele.

Outra especulação é de que talvez seja necessário otimizar o número de parâmetros do “display” tátil para maximizar o número de identificações de nível absoluto, mas talvez a escolha destes parâmetros tenha somente que garantir um número  $n$  mínimo de níveis, ainda não especificado. Mas se o canal de informação para o “display” tátil pode ser quantizado em  $n$  níveis sem perda do desempenho do

sistema para aplicações finais também é uma questão em aberto [Kaczmarek *et al.*, 1991a].

Devido à diversidade de métodos de investigação e resultados relativos à resolução espacial, pode-se concluir, como resumem Kaczmarek *et al.* [1991a], que a resolução espacial não é uma quantidade unicamente definida, mas depende do tipo particular de estímulo (frequência do estímulo, tempo de atraso entre um eletrodo e outro), do local do corpo, da tarefa a ser desenvolvida e do processo de aprendizagem, através da qual os limites diminuem [Kaczmarek *et al.*, 1991a; Szeto e Saunders, 1982]. Além disso, dicas temporais e de intensidade também fornecem informações espaciais a nível perceptual, como será discutido mais adiante.

### ***5.3 - Localização do Corpo***

A escolha do local do corpo a ser utilizado para a estimulação eletrotátil deve levar em consideração diversos fatores, tais como a aplicação prática de cada sistema e suas necessidades de “hardware” e “software”, as características fisiológicas de sensibilidade de cada região, os níveis de estimulação adequados para cada parte do corpo, a segurança da estimulação, além de fatores mais humanos tais como não atrapalhar as atividades normais da pessoa, ser um sistema cosmeticamente aceitável, confortável tanto em níveis de estimulação como no ajuste ao corpo, etc. Neste item, estão resumidas as escolhas de alguns pesquisadores nesta área e seus argumentos para tal escolha.

Os locais mais utilizados são as pontas dos dedos para sistemas de leitura, como o Optacon, e as costas, abdômen e antebraço para TVSS. Szeto e Saunders [1982] afirmam que superfícies palmares e plantares são mais apropriadas para tarefas que exigem prender e segurar coisas do que para “displays” sensoriais passivos e que elas são mais espessas que outras superfícies e conseqüentemente apresentam resistência maior, o que faz com que sejam os pulsos de corrente sejam

mais difíceis de serem gerados e controlados. Por isso, eles consideram estas superfícies são menos apropriadas para estimulação eletrotátil a longo prazo. Além disso, apesar de serem superiores em discriminação entre dois pontos quando comparadas com a pele do tronco, têm uma área disponível consideravelmente menor. Isto explica seu uso no caso de dispositivos como o Optacon, que exigem alta resolução da pele, mas não grandes superfícies.

No caso dos TVSS, a quantidade de informação a ser transmitida da câmera para a pele é relativamente grande em dispositivos com matrizes de 256 e 400 pontos. Devido a características fisiológicas de estimulação da pele, como será discutido mais adiante, os eletrodos têm um tamanho mínimo e uma distância mínima entre si para se obter uma estimulação confortável.

Collins [1970] defende a utilização das costas pelos motivos descritos acima e por ser uma área contínua relativamente grande e plana. Segundo ele, as mãos e dedos deveriam ser evitados, apesar de sua alta resolução tátil, simplesmente por serem úteis e necessários na realização de outras tarefas. Além disso, a região das costas quase não é usada para outras entradas sensoriais e é prática, conveniente e cosmeticamente aceitável para o uso de uma matriz estimuladora portátil, a qual em geral é presa em um tipo de colete. Collins diz também que a estimulação elétrica da pele das costas requer menos potência do que a estimulação mecânica.

Também Bach-y-Rita [1970] utilizou os receptores da pele das costas, “apesar da insensibilidade desta área cutânea em relação a outras áreas do corpo” (p.108). Ele afirma que este local era o mais adequado para as contingências do projeto de instrumentação e também por ser uma superfície receptora que tinha menos probabilidade de interferir com outras tarefas. Em um outro trabalho seu [Bach-y-Rita, 1972] ele afirma que as superfícies ventrais são mais confortáveis que as dorsais para estimulação elétrica, e que as superfícies plantares e palmares são indiscutivelmente as menos satisfatórias.



Kume e Ohzu utilizaram em três de seus trabalhos [1980, 1981 e 1986] o antebraço como superfície para a estimulação eletrotátil, mas não justificaram sua escolha.

Szeto e Saunders [1982] utilizaram o abdômen em seus experimentos, afirmando que esta região tem se mostrado satisfatória para “displays” eletrotáteis uni e bidimensionais; eles consideram que as superfícies internas dos braços e coxas são igualmente satisfatórias, apesar de serem menores em área. Superfícies imediatamente acima de um grande feixe de nervos, assim como o pulso, são menos adequadas, visto que a estimulação direta do nervo produz parestesia (sensações anormais) e pequenos movimentos musculares involuntários [Szeto e Saunders, 1982].

Bach-y-Rita [1972] realizou experimentos para medir a acuidade tátil no reconhecimento de letras de forma e a latência no reconhecimento. Estes valores foram medidos utilizando matrizes vibrotáteis de 200 pontos em diferentes locais do corpo: abdômen, parte interna e externa da coxa e costas, obtendo a Tabela 5.II abaixo. Como pode ser observado, o abdômen apresenta uma acuidade maior no reconhecimento dos caracteres.

<u>Local do corpo</u>	<u>Acuidade (%)</u>	<u>Latência (segundos)</u>
Abdômen	85	18
Parte interna da coxa	75	29
Parte externa da coxa	70	31
Costas	50	38

**Tabela 5.II:** Acuidade no Reconhecimento de Caracteres. [Bach-y-Rita, 1972]

Collins [1970] afirma que para se obter um TVSS portátil e de alta resolução, a estimulação elétrica é mais prática do que a estimulação mecânica, do ponto de vista de peso reduzido, custo e consumo de potência. Ele conclui de seus estudos anteriores que a estimulação elétrica na pele das costas requer menos potência do que a estimulação mecânica, o que já não deve ser verdade para a ponta dos dedos, provavelmente motivo pelo qual o Optacon utiliza estimulação mecânica.

#### ***5.4 - Mecanismos Fisiológicos e Sensações Envolvidos na Estimulação Elétrica***

A maioria dos pesquisadores acredita que uma corrente elétrica passando pela pele diretamente estimula as fibras nervosas aferentes. Se a estimulação atingir um feixe de nervos, então a sensação resultante não estará necessariamente confinada a uma pequena região da pele [Kaczmarek *et al.*, 1991a].

A estimulação elétrica ativa receptores e padrões de receptores diferentes do que os vibradores mecânicos [Bach-y-Rita, 1972]. O caminho curto que a corrente elétrica percorre entre os anéis internos e externos do eletrodo concêntrico faz com que somente as terminações nervosas livres sejam estimuladas [Bach-y-Rita, 1972; Szeto e Saunders, 1982], enquanto que os vibradores mecânicos produzem ondas que estimulam os receptores em seqüência e provavelmente estimulam receptores mais profundos. Segundo Bach-y-Rita [1972], seus resultados sugerem que são os mecanismos neurais de nível mais alto que apresentam plasticidade e que estão basicamente envolvidos com sensações subjetivas e percepções. Melen e Meindl [1971] concordam que a corrente estimula as terminações nervosas, mas que somente parte da corrente estimuladora total chega a elas no caso da estimulação localizada, sendo que o restante flui nas camadas mais externas da pele com pouco ou nenhum efeito. Bach-y-Rita [1970] faz algumas suposições sobre os mecanismos neurais e partes do cérebro que estariam

envolvidos na tarefa desta transmissão da informação pictórica, mas que não chegam a ser conclusivas.

Melen e Meindl [1971] em seus experimentos com o Optacon observaram que a condução através das glândulas de perspiração pode ter um papel importante na estimulação eletrotátil. Experimentos feitos com mãos bem limpas resultavam em limites de corrente mais altos e maiores impedâncias da pele. O tratamento da pele passou então a ser mais cuidadoso. Segundo Szeto e Saunders [1982], uma vez umedecida, a pele abaixo do “display” eletrotátil tende a permanecer úmida, e a impedância permanece baixa, parcialmente devido à ação vasodilatadora da corrente de estimulação e devido à retenção parcial da umidade normal da pele abaixo do eletrodo.

Bach-y-Rita [1970] diz que, no caso dos estimuladores vibrotáteis, os receptores cutâneos produzem um padrão de impulsos nervosos que é levado ao cérebro através das fibras nervosas aferentes de um ou de ambos os tipos de receptores presentes: os receptores do folículo piloso e as terminações nervosas livres. Se fôssemos entender o conceito de especificidade do receptor de maneira restrita, era de se esperar que a estimulação vibrotátil produzisse sensações cutâneas, como a de toque, por exemplo. No entanto, depois de várias horas de treino com o sistema, os receptores cutâneos funcionam com mediadores do padrão de informação visual, e a sensação é comparável à sensação visual. Isto foi observado não só em nossos sujeitos, como também em outros trabalhos [Bach-y-Rita, 1970; Collins, 1970; Szeto e Saunders, 1982].

Bach-y-Rita [1972] usou estimulação mecânica nas costas de seus sujeitos e depois estimulação eletrotátil no abdômen. Os sujeitos que já haviam sido treinados com a matriz mecânica nas costas imediatamente transferiram o aprendizado, incluindo a localização subjetiva no espaço, quando houve a modificação da matriz para o abdômen. Eles ainda relataram que a mudança para a estimulação eletrotátil no abdômen gerou contornos das imagens mais bem

delineados. Os vibradores mecânicos produzem ondas de movimento na pele, que viajam ao longo desta, enquanto que o efeito da estimulação elétrica está limitado aos anéis interno e externo dos eletrodos concêntricos, o que pode explicar as imagens mais bem delineadas.

Já os sujeitos dos experimentos de Kume e Ohzu [1981] relataram que as sensações geradas pela estimulação eletrocutânea no antebraço eram mais abrangentes, espalhadas, enquanto que com a estimulação mecânica elas eram mais localizadas, praticamente o oposto dos experimentos de Bach-y-Rita. Isto serve para ilustrar como a diferença de procedimentos pode gerar resultados tão contrastantes. Em particular, os experimentos de Kume e Ohzu [1980, 1981 e 1986] pareceram destoar bastante dos de outros pesquisadores e de nosso próprio estudo.

A estimulação eletrotátil pode produzir sensações que freqüentemente não são familiares e nem comparáveis a sensações de toque normais. Em particular, a relação entre a intensidade do estímulo (corrente) e a sensação percebida é muito diferente do que para o toque normal [Kaczmarek *et al.*, 1991b].

As sensações produzidas pela estimulação eletrotátil podem ser tanto confortáveis (vibratórias) quanto desconfortáveis (picadas). A estimulação eletrotátil pode produzir uma sensação de picada desconfortável mesmo em níveis moderados de estimulação, se formas de onda ou eletrodos impróprios forem utilizados. O nível máximo de aceitação da sensação de picada limita a corrente de estimulação e portanto a faixa dinâmica útil, ou seja, a faixa que vai desde que se sente o estímulo até onde se começa a sentir dor [Kaczmarek *et al.*, 1992].

As pessoas descrevem as sensações eletrotáteis qualitativamente como um tipo de zumbido, coceira, vibração, toque, pressão, beliscão, dor aguda e ardência, dependendo da tensão, corrente e forma de onda de estimulação, tamanho e material do eletrodo, força do contato, localização, espessura e hidratação da pele [Kaczmarek *et al.*, 1991a].

Em sua revisão bibliográfica, Kaczmarek *et al.* [1991a] concluíram que, na maioria dos locais da pele, eletrodos de cerca de 1 mm<sup>2</sup> de área dão uma sensação desconfortável, como uma “picada” que se torna dolorosa em níveis logo acima do limite de sensação. Eletrodos maiores resultam em uma estimulação mais confortável descrita como toque ou vibração, provavelmente porque 1) tanto as fibras de toque quanto de dor (“picada”) são estimuladas, e/ou 2) as fibras de toque de diâmetro grande são estimuladas em densidades de corrente menores que as fibras da dor. No entanto, mesmo mudanças de posição de 1 mm em eletrodos grandes pode mudar a sensação subjetiva, bem como os limites de sensação e de dor. Melen e Meindl [1971] observaram que é possível que uma sensação seja sentida em um local diferente do que o estimulado pelos eletrodos, particularmente em áreas bem sensíveis, como a ponta dos dedos. Esta falta de localização foi atribuída à provável estimulação de nervos cujas terminações estavam mais perto da ponta do dedo do que do eletrodo estimulador.

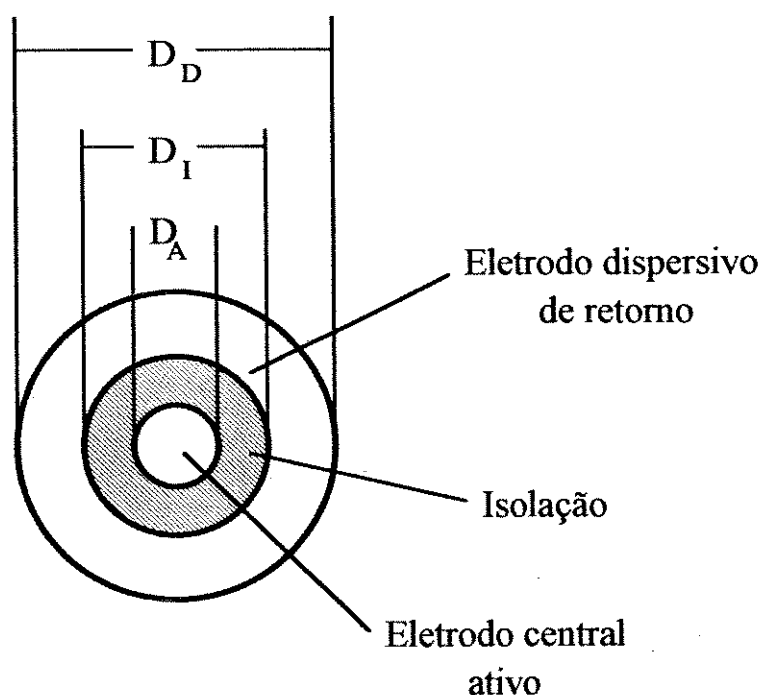
A interface eletrodo-pele é não-homogênea. A superfície da pele é enrugada e é interrompida por poros, folículos pilosos, glândulas sebáceas e coisas afins. Visto que a condutância da pele é quase totalmente devida à presença de um eletrólito, a saber, o suor, quando se coloca o eletrodo pela primeira vez em uma área não tratada do antebraço, as regiões de maior condutividade serão ou onde a superfície da pele permite um contato melhor entre o eletrodo e a pele, ou onde a perspiração insensível aumentou a densidade de carregadores de corrente. A maior parte da corrente será então conduzida através destes locais de resistência menor, causando marcas vermelhas e dano ao tecido. As altas densidades localizadas nestas áreas microscópicas de resistência menor causam a dor e as conseqüentes queimaduras visíveis [Mason e Mackay, 1976]. Para evitar este tipo de problemas e melhorar a uniformidade da estimulação, dependendo da aplicação desejada, aplica-se um gel especial abaixo do eletrodo sobre a área da pele onde será aplicada a estimulação. Este gel é similar àquele utilizado em eletrocardiogramas (ECG).

Devido às grandes variações nos métodos experimentais e na forma vaga como as descrições de sensação são feitas, é difícil prever quais formas de onda de estimulação, locais do corpo, etc., geram quais tipos de sensação, muito menos determinar os mecanismos neurais envolvidos. Mesmo assim, investigadores propuseram alguns mecanismos [Mason e Mackay, 1976].

### **5.5 - Relação entre os Eletrodos e a Sensação Eletrotátil**

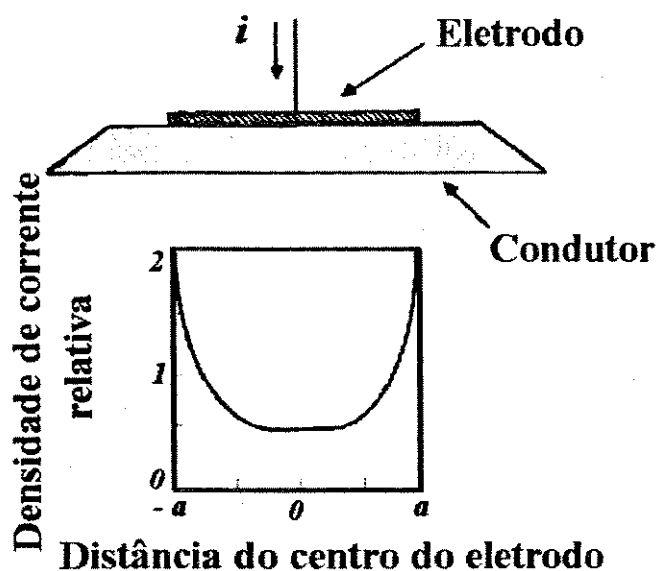
A maioria dos sistemas de substituição sensorial usa eletrodos de metal; os metais mais comuns são ouro, platina, prata e aço inoxidável. Devido ao fato de que o fluxo de corrente através da pele é iônico, um transdutor (eletrodo) é necessário para converter o fluxo de elétrons no fio condutor para fluxo iônico. Para reduzir irritação da pele e algum possível dano, o eletrodo não deve introduzir íons não-ativos na pele. O eletrodo também não deve reagir quimicamente de forma a produzir uma camada isolante entre o eletrodo e a pele [Kaczmarek *et al.*, 1991a]. O uso de materiais como o aço inoxidável, o ouro e a platina é devido à minimização de reações químicas de tais materiais com a perspiração ou com o gel [Webster, 1992].

Nos eletrodos eletrotáteis, a corrente entra pelo eletrodo central ativo e retorna pelo eletrodo anular dispersivo, como mostra a Fig. 5.3 a seguir. Isto concentra a região de densidade de corrente mais alta na região da pele imediatamente abaixo do eletrodo ativo, de forma a gerar sensações bem definidas. As dimensões típicas dos eletrodos são apresentadas na Fig. 5.3 [Kaczmarek *et al.*, 1991b].



**Fig. 5.3:** Representação do eletrodo e de seus parâmetros típicos (2-10 mm para  $D_A$ , 1-4 mm para  $D_I$  - $D_A$ , e 4-100 mm para  $D_D$ ) [Kaczmarek *et al.*, 1991b].

A distribuição da corrente sob os eletrodos se dá da seguinte forma: as reações eletrodo-pele sob um eletrodo aumentam com densidade de corrente  $J$ , que deveria ser mantida a mais baixa e uniforme possível. Infelizmente, a distribuição de  $J$  não é bem entendida. A Fig. 5.4 [adaptada de Wiley e Webster, 1982] mostra uma secção transversal da densidade de corrente para um eletrodo circular contactando um condutor de volume homogêneo "infinito". Mesmo no caso homogêneo,  $J$  é muito maior na extremidade do eletrodo que no centro. No entanto, o caminho condutivo através da pele não é uniforme a nível microscópico para qualquer tipo de eletrodo. Atualmente não há nenhum modelo adequado de distribuição de corrente sob um eletrodo de estimulação que inclua estas não-uniformidades [Kaczmarek *et al.*, 1991a; Wiley e Webster, 1982].



**Fig. 5.4** - Densidade de corrente na superfície de um condutor de volume homogêneo, em função da distância do centro de um eletrodo circular de estimulação de um raio  $a$  [adaptada de Wiley e Webster, 1982].

A configuração concêntrica aumenta a discriminação de pontos adjacentes e limita o espalhamento da corrente. As correntes de fuga, medidas no centro de um eletrodo adjacente, geralmente não excedem 5-8 % da corrente do eletrodo [Szeto e Saunders, 1982].

A possibilidade de queimaduras e choque elétrico são questões sobre a segurança do usuário que devem ser consideradas. Eletrodos e vibradores podem gerar calor o suficiente para causar sensações dolorosas de calor, bem como queimaduras. Queimaduras sob eletrodos são de pelo menos três tipos. 1) Queimaduras eletroquímicas e irritação devidas ao fluxo líquido de íons, que são prevenidos em grande parte ao se assegurar que um fluxo líquido de corrente dc em um eletrodo seja zero. 2) Não é provável que ocorram grandes queimaduras térmicas nas frequências de interesse em sistemas de substituição sensorial ( $< 1$  kHz), a não



ser que o nível de estimulação seja dirigido bem para a região de dor. 3) Pequenas marcas pretas (0,25 mm diâmetro) são visíveis na pele sob aumento após fisgadas súbitas de um eletrodo. Mason e Mackay [1976] sugerem que as marcas são queimaduras causadas por uma alta densidade de potência em um único caminho condutivo. No entanto, seus cálculos assumem que as dinâmicas de tensão e corrente do eletrodo são mensuráveis durante uma fisgada com um gravador de fita e que a maior parte da corrente flui através de um único caminho [Kaczmarek *et al.*, 1991a].

Para prevenir qualquer possibilidade de fibrilação cardíaca, o circuito de saída do estimulador deve ser projetado de forma que o fluxo máximo de corrente através do tórax do usuário seja abaixo de 0,1 mA a qualquer momento, mesmo se houver uma falha no circuito ou se uma parte do corpo entrar em contato com outro objeto de metal, aterrado ou não.

Collins [1970] diz que é necessário usar acoplamento capacitivo com a pele para prevenir que a corrente polarizadora flua através da pele, o que produz vermelhidão e até mesmo bolhas.

Bach-y-Rita [1972] coloca como regra geral que, com a diminuição dos diâmetros do eletrodo ativo e do anel isolante, sujeitos relataram uma sensação mais agradável, que pode ser melhor localizada na pele. No entanto, há alguns fatores limitantes quanto a eletrodos pequenos, pois é menos provável que eles mantenham um bom contato, sendo também vulneráveis a um curto-circuito devido à sujeira ou transpiração, condições que levariam a uma perda na sensação no local do eletrodo.

Segundo Szeto e Saunders [1982], as fisgadas súbitas, às vezes seguidas de vermelhidão, podem ser prevenidas ao se limitar a área do eletrodo ativo para menos de 15 mm<sup>2</sup>, reduzindo portanto o número de caminhos paralelos disponíveis e limitando a amplitude de corrente para aproximadamente 1 mA/mm<sup>2</sup> de área de eletrodo ativo. Já Saunders [1977] encontrou que a razão P/S (P - limite de dor, S - limite de sensação, conforme está explicado posteriormente no item 5.6) aumenta

com o tamanho do eletrodo desde que fisgadas súbitas não ocorram. Ele descobriu que 10-15 mm<sup>2</sup> é a área ótima de eletrodos de metal no abdômen, faixa de valor escolhida para manter um compromisso entre eletrodos maiores (P/S maior) e eletrodos menores (menos possibilidade de fisgadas súbitas).

Sob eletrodos de metal grandes (>100 mm<sup>2</sup>) na pele seca, um dos caminhos condutores da pele irá ocasionalmente cair subitamente em resistência, desviando a maior parte da corrente do eletrodo através deste caminho. A alta densidade de corrente resultante causa uma súbita fisgada aguda e marca avermelhada na pele. É mais provável que a fisgada ocorra com eletrodos de pulso negativo. Descobriu-se que cobrir eletrodos de metal com um adesivo condutor elimina estas fisgadas agudas [Saunders, 1977]. A resistência do adesivo pode servir para equalizar a corrente em vários caminhos, mesmo se um tem resistência menor que os outros. O mecanismo exato não é claro [Kaczmarek *et al.*, 1991a].

Após fazerem uma grande revisão bibliográfica sobre os sistemas de substituição sensorial existentes e estudarem os tipos de eletrodos utilizados no sistema de cada pesquisador, Kaczmarek *et al.* [1991a] resumem os trabalhos sobre eletrodos dizendo que as sensações de “fisgada” são melhor evitadas usando-se eletrodos de área de 10 mm<sup>2</sup> e permitindo que se forme suor. A perda parcial de contato do eletrodo reduz a área efetiva do eletrodo e deve portanto ser prevenida para evitar sensações dolorosas e “picantes”. As fisgadas são evitadas em grande parte ao se usar eletrodos menores que 100 mm<sup>2</sup> ou pelo uso de coberturas de polímero condutivo nos eletrodos.

Segundo Szeto e Saunders [1982], no caso de vários eletrodos, as variáveis adicionais que podem afetar a eficácia da comunicação sensorial incluem a geometria espacial, a densidade e tamanho da matriz de eletrodos e as relações de tempo entre os vários eletrodos. Por exemplo, Bach-y-Rita [1972] cita que, ao se substituir uma matriz de eletrodos de prata de 3 mm, espaçados de 6 mm, por uma matriz de eletrodos concêntricos de 5 mm com espaçamento de 12 mm, os requisitos

de corrente e largura de pulso para uma percepção adequada diminuíram. Isto sugere que os mecanismos inibitórios podem ser o motivo destas diferenças, visto que eles ocorrem mais intensamente quando os eletrodos estão mais próximos. Portanto, visto que alguns dos experimentos aqui apresentados foram feitos com um só eletrodo, algumas das conclusões aqui citadas podem não valer para matrizes bidimensionais de eletrodos.

O bom contato dos eletrodos com a pele é fundamental para o conforto da estimulação. Uma desvantagem da estimulação à corrente constante é que, se um eletrodo tem um contato ruim com a pele, a área efetiva de contato diminui, aumentando a densidade de corrente, e a sensação torna-se desagradável. Para melhorar este contato, Kume e Ohzu [1980] utilizaram um eletrodo central ativo convexo em relação à superfície da pele. Os contornos do corpo e seus movimentos normais dificultam a manutenção de um contato adequado em cintas bidimensionais grandes. A matriz de eletrodos deve ser montada em um material de suporte que mantenha um contato bom, uniforme e estável com a pele durante os movimentos normais do corpo.

Materiais elásticos para a confecção da cinta de eletrodos são bons do ponto de vista de ajuste aos contornos do corpo e boa sustentação mas, dependendo do material, podem apresentar problemas de falta de ventilação, o que torna desagradável seu uso tanto por motivos higiênicos quanto de calor. Também deve-se observar a elasticidade do material, para que não comprometa o contato com a pele. A cinta de eletrodos utilizada em nosso estudo é explicada no capítulo 7.

Kaczmarek *et al.* [1991a] também concluíram que um modelo prevendo os limites como funções do tamanho do eletrodo, material, forma de onda, etc., é difícil de formular devido a grandes variações na metodologia entre os pesquisadores. Cada sistema desenvolvido deve seguir as diretrizes básicas existentes sobre a geometria e tamanho de eletrodos, juntamente com as formas de onda de estimulação e avaliar o conforto para cada sistema em particular.

## 5.6 - Limites de Sensação e Dor

A medida tradicional de faixa dinâmica de intensidade é dada pela razão P/S, onde P é o limite de dor e S é o limite de sensação. Em uma revisão sobre os experimentos realizados para determinar P/S, Kaczmarek *et al.* [1991a] descobriram valores de P/S que variavam entre 2 (6 dB) a cerca de 10 (20 dB) no máximo. Esta faixa é limitada quando comparada com outros sentidos, como a audição (120 dB) e a visão (70 dB). Ela é uma limitação para códigos de estimulação modulada em intensidade, mas não necessariamente para códigos modulados em frequência ou espacialmente[Kaczmarek *et al.*, 1991b].

Pelo menos três fatores contam para as disparidades nos resultados entre os pesquisadores ao determinar o P/S. 1) Não há definição uniforme para “dor”; ela pode ser definida desde um desconforto leve até insuportável. 2) A condição psicológica e o treinamento modificam o limite de dor; sujeitos com experiência toleram pelo menos o dobro dos níveis de estimulação de sujeitos não treinados [Kaczmarek *et al.* [1991a]; em outro experimento, Kaczmarek *et al.* [1991b] descobriram que o P/S normalmente varia entre 2-4 para sujeitos que não têm experiência com estimulação elétrica e de 6-8 para sujeitos com experiência. 3) A razão P/S é uma função do tamanho do eletrodo, do material, da localização, bem como dos parâmetros da forma de onda de estimulação. Finalmente, os limites de sensação e dor podem mudar significativamente com pequenas mudanças (1 mm) na posição do eletrodo[Kaczmarek *et al.*, 1991a].

A condição da pele também tem uma influência grande na faixa dinâmica e no conforto da estimulação. A pele seca tem uma impedância alta e gera uma sensação de “picada” (provavelmente devido à distribuição não-uniforme da corrente). A preparação eficaz da pele varia de simplesmente aplicar os eletrodos 20 minutos antes da estimulação [Mason e Mackay, 1976] até umedecer a pele com água [Szeto e Saunders, 1982]. Assim que a estimulação começa, a produção de

suor aumenta e fornece umidade suficiente para uma boa estimulação [Kaczmarek *et al.*, 1991a].

Umedecer a pele ou simplesmente deixar o eletrodo por um tempo antes da estimulação tem o efeito de diminuir a resistência da pele e também de deixá-la mais homogênea e portanto aumentar a área efetiva do eletrodo. Ambas estas mudanças fazem com que o limite de dor seja aumentado. O simples procedimento de deixar o eletrodo no lugar, sem estimulação, por mais ou menos meia hora, pode ser usado para tirar vantagem da perspiração natural de umidade da epiderme, a qual naturalmente evaporaria. Portanto, desde que a resistência da pele esteja baixa o suficiente e a área do eletrodo ativo seja grande o suficiente, a densidade de energia térmica permanece abaixo dos valores necessários para produzir dor e dano ao tecido [Mason e Mackay, 1976].

Se a estrutura do eletrodo não é porosa, a produção de suor reduz a resistência a um nível satisfatório, sem necessitar a utilização de pastas de eletrodo, que normalmente são pegajosas e difíceis de manipular [Mason e Mackay, 1976]. Além do mais, em uma matriz de vários eletrodos, apesar dos “gels” comerciais para eletrodos fornecerem uma baixa resistência, eles podem curto-circuitar eletrodos adjacentes em uma matriz de eletrodos pouco espaçados e aumentar os níveis de corrente necessários. Além do mais, o gel pode secar e ser necessária uma reaplicação depois de algumas horas de operação.

Um modelo que preveja os limites de sensação e dor como funções de tamanho do eletrodo, material, forma de onda, etc., é difícil de ser formulado devido às grandes variações na metodologia utilizada pelos diversos pesquisadores.

A diferença mínima perceptível (JND - “just-noticeable difference”) é uma medida da sensibilidade de canal. Ela indica quantos níveis, não classificados como níveis absolutos, podem ser diferenciados na estimulação. Kaczmarek *et al.* [1991a] resume os estudos de níveis de JNDs: de 6 a 59 níveis para estimulação eletrotátil e 15 níveis para estimulação vibrotátil. As grandes variações são devidas

em parte às diferentes variáveis para mudar o “nível” (corrente, frequência, etc.) e a localização do corpo (abdômen, braço ou palma). Em particular, é possível que aumentando a corrente em pequenos degraus a uma taxa baixa possibilite um grande número de degraus a cada degrau, mas parte do aumento do nível perceptual é perdido devido à adaptação. O número de JND para corrente é mais alto do que o número de JND para a frequência.

### 5.7 - Conforto na Estimulação Elétrica

As sensações de dor são a maior desvantagem da estimulação eletrotátil, apesar que a estimulação confortável é normalmente assegurada se várias recomendações de projeto forem seguidas. Os três tipos mais comuns de dor ou desconforto são 1) sensações de “picada” em todos os níveis de estimulação, 2) fisgadas súbitas em níveis de estimulação de baixos a moderados, e 3) sensações de queimação em níveis de estimulação altos [Mason e Mackay, 1976]. Sensações de queimação representam o limite superior da intensidade de estimulação eletrotátil. Note que nós distinguimos uma sensação de queimação de um real dano térmico à pele.

O conforto mecânico de qualquer “display” tátil é altamente influenciado pelo método usado para segurar o “display” à pele. Frequentemente, um compromisso deve ser feito entre o desempenho e o conforto. Por exemplo, a sensação produzida pela estimulação eletrotátil é mais confortável quando a interface eletrodo-pele está molhada com transpiração e os eletrodos são presos firmemente à pele [Kaczmarek *et al.*, 1991a].

Segundo Kaczmarek *et al.* [1991a] ainda não é conhecido nenhum modelo dinâmico unificado que explique adequadamente os limites de sensação e de dor da estimulação eletrotátil usando estimulação superficial, apesar de grandes avanços terem sido dados nesta área. Uma estimulação confortável é dada pela escolha adequada dos parâmetros da estimulação e dos eletrodos. Estes itens serão melhor abordados nos próximos capítulos.

## Capítulo 6

### VALORES E FORMAS DE ONDA DA ESTIMULAÇÃO ELETROTÁTIL

---

---

#### *6.1 - Introdução*

O uso da estimulação elétrica direta da pele pode evitar a maioria das dificuldades associadas com a estimulação mecânica (manutenção, custo, peso, etc.), mas introduz um novo conjunto de problemas [Mason e Mackay, 1976]. Melen e Meindl [1971] afirmam que a estimulação eletrotátil tem suas vantagens para este tipo de aplicação em substituição da visão, tais como poder ser construída em uma pequena matriz e ter um tamanho pequeno. No entanto, há muitas limitações, como o conforto da estimulação, a variação dos limites de um sujeito para o outro, segurança, consumo de potência, etc.

A sensação gerada por uma série de pulsos retangulares de corrente limitada pode variar de imperceptível até muito dolorida. Em correntes baixas de

estimulação, uma sensação vibratória confortável pode mudar incontrolavelmente para uma sensação de fisgada, com somente pequenas mudanças nos parâmetros de estimulação. Ao escolher cuidadosamente os parâmetros dos impulsos elétricos da pele (largura de pulso, amplitude, duração e taxa de repetição), é possível causar no usuário uma sensação de vibração no ponto de estimulação. A intensidade da sensação pode ser melhor controlada ao variar ou a largura ou a amplitude do pulso; com a variação da taxa de repetição, um refinamento melhor pode ser obtido na textura da sensação.

A intensidade subjetiva de um trem de pulsos é aumentada pelo aumento da corrente, largura do pulso e, até um certo ponto, com a taxa do pulso (frequência). Por isso, a corrente da estimulação deve ser cuidadosamente controlada para evitar sensações fortes desagradáveis [Kaczmarek *et al.*, 1991a].

A parte resistiva da impedância de uma interface eletrodo-pele cai drasticamente com o aumento da corrente. Por isso, em geral os eletrodos são estimulados à corrente constante ao invés de a tensão constante. Uma desvantagem da estimulação à corrente constante é que se um eletrodo faz um contato ruim com a pele, a área efetiva é reduzida, o que resulta em uma densidade de corrente maior e uma sensação muito mais forte e, dependendo da área sendo estimulada, até mesmo dolorosa.

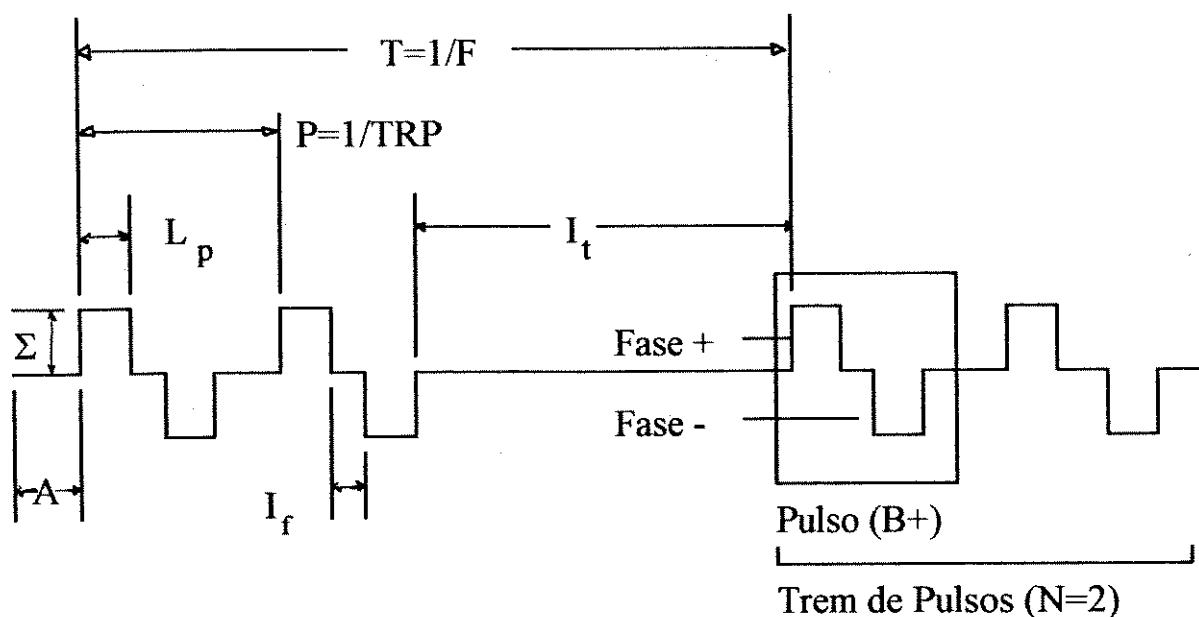
Para sua segurança, o usuário deve ter meios de ajustar o nível de estimulação e rapidamente desligá-lo completamente, se necessário. Ele também deve ficar livre para poder ajustar a intensidade da estimulação e a faixa dinâmica se desejar. Isto permite não só sua segurança, mas também um “feedback” imediato para melhorar as sensações eletrotáteis e, conseqüentemente, a qualidade da informação que o usuário está recebendo.



## 6.2 - Formas de Onda da Estimulação Eletrotátil

A literatura contém terminologia inconsistente sobre formas de onda. Conceitos como formas de onda mono ou bifásicas muitas vezes são confundidos na literatura. Por isso, no apêndice B podem ser encontradas algumas definições na área de estimulação eletrotátil. Nesta tese, o termo monofásico refere-se a pulsos de um único sentido de polarização, enquanto que o termo bifásico refere-se a pulsos de formas de onda alternativamente positivos e negativos.

Todos os nove parâmetros da forma de onda apresentada na Fig. 6.1 abaixo influenciam a sensação eletrotátil. Os parâmetros são: atraso do início do trem de pulsos (A), largura de pulso ( $L_p$ ), intervalo entre fases ( $I_f$ ), taxa de repetição do pulso (TRP), número de pulsos por trem de pulsos (N), intervalo entre trens de pulsos ( $I_t$ ), período total do trem de pulsos (T), frequência de repetição do trem de pulsos (F), e a intensidade da estimulação ( $\Sigma$ ). Na fig. 6.1 abaixo, pode-se observar como é feito o trem de pulsos na estimulação. Algumas relações surgem entre estes parâmetros, tais como:  $P = 1/TRP$  e  $T = 1/F$ . Estes parâmetros de forma de onda definem uma forma generalizada de onda de estimulação, que pode ser ou bifásica, como na Fig. 6.1, ou monofásica, como na Fig. 6.2. A escolha apropriada dos parâmetros pode descrever qualquer forma de onda retangular de estimulação eletrotátil descrita na literatura [Kaczmarek *et al.*, 1991b].

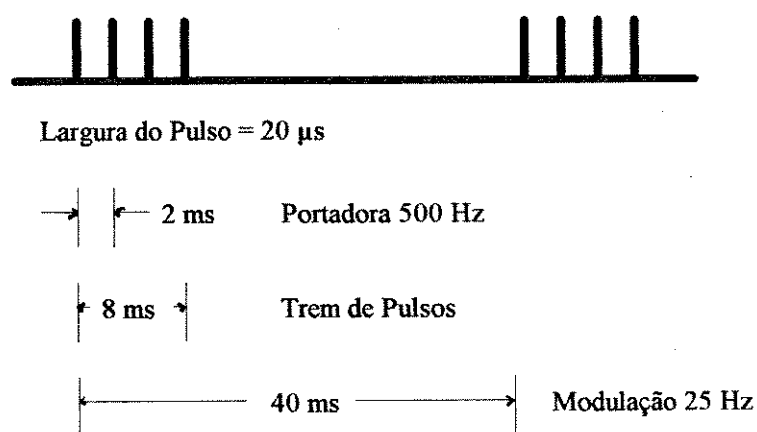


**Fig. 6.1:** Parâmetros da Forma de Onda de Estimulação Eletrotátil [Kaczmarek *et al.*, 1991b]

O sistema de Kaczmarek *et al.* [1991b], cuja forma de onda está descrita na Fig. 6.1 acima, possuía 16 canais de estimulação, controláveis independentemente. As mudanças de parâmetro em um canal não afetavam a forma de onda em outro canal. Todos os parâmetros da forma de onda podiam ser controlados em tempo real por funções matemáticas de tempo ou entradas externas análogas de botões ou sensores controlados pelo sujeito. Além do mais, os parâmetros de estimulação para uma tentativa experimental podem ser funções de respostas anteriores do sujeito no experimento [Kaczmarek *et al.*, 1991b]. Este sistema fornecia um atraso de início de trem de pulsos de 0-20 ms, uma corrente de fase de 0-50 mA, um intervalo entre fases de 0 -1000  $\mu$ s, número de pulsos por trem de pulsos de 1-100, taxa de repetição do pulso de 0,1-25 kHz, largura da fase de 2-1000  $\mu$ s, e pulsos funcionalmente monofásicos ou pulsos bifásicos balanceados.

Collins e Saunders [1970] descobriram que a estimulação elétrica sem dor pode ser conseguida usando-se trens de pulso de corrente constante e similares

aos da Fig. 6.2. Trens de quatro pulsos monofásicos de largura ( $L_p$ ) igual a  $20 \mu\text{s}$  espaçados de  $2 \text{ ms}$  foram utilizados com os trens de pulso sendo repetidos a uma taxa de  $25 \text{ Hz}$ . A sensação evocada por este estímulo foi descrita pelos sujeitos como vibração mecânica, zumbido, cócegas ou toque. As correntes utilizadas foram de cerca de  $5$  a  $10 \text{ mA}$ . Em seus experimentos com estimulação elétrica, Collins e Saunders [1970] obtiveram o limite de sensação de aproximadamente  $2 \text{ mA}$  e o limite de dor acima de  $20 \text{ mA}$ . Portanto, operaram na região de  $5$  a  $10 \text{ mA}$  com sensação de vibração sem dor.

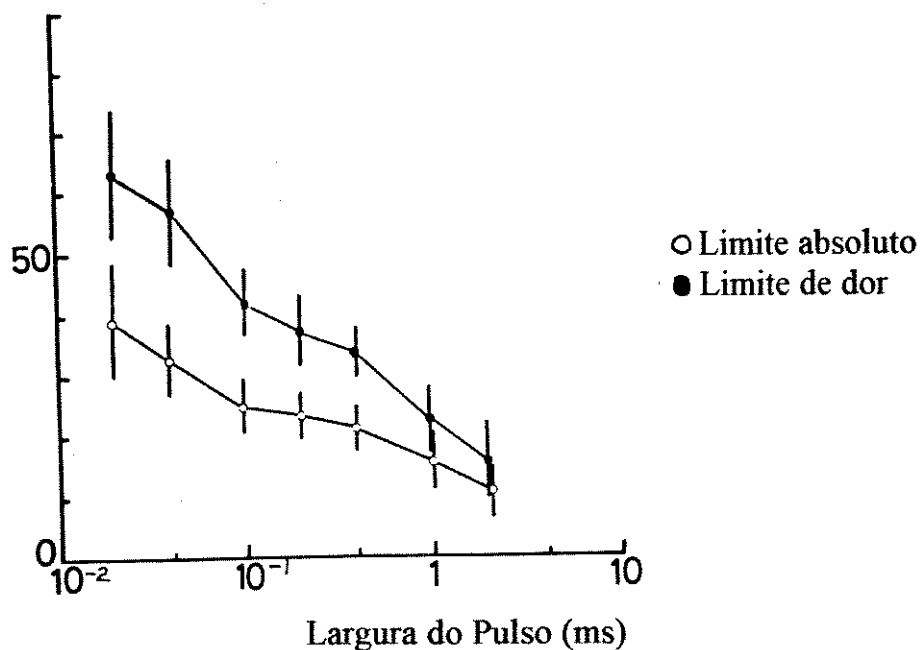


**Fig. 6.2:** Forma de Onda de Trens de Pulsos Monofásicos [Collins e Saunders, 1970]

A quantidade de carga que passa de um eletrodo para a derme é dada pelo produto da amplitude da corrente pela duração do pulso. Para um pulso de  $10 \text{ mA}$ ,  $10 \mu\text{s}$ , a carga transferida é portanto  $100 \text{ nC}$ ; para um eletrodo ativo de  $25 \text{ mm}^2$ , a densidade de carga é portanto,  $4 \text{ nC/mm}^2$ . O que deve especificamente ser evitado são: eletrólise da água, dissolução do metal e oxidação salina. Estas reações irreversíveis não ocorrem até que quantidades substanciais de carga sejam entregues, na faixa dos  $4 \mu\text{C/mm}^2$ . Os níveis de estimulação empregados em nossos

“displays” eletrotáteis, descritos no item 8.3.2 do capítulo 8, podem ser assumidos como sendo teoricamente seguros, já que a área do eletrodo ativo utilizado estava em torno de  $50 \text{ mm}^2$ , com largura de pulso de  $20 \mu\text{s}$ , o que com uma corrente máxima de  $10 \text{ mA}$  gera uma densidade de carga de aproximadamente  $4 \text{ nC/mm}^2$ , o que é um milésimo do valor aceitável [Szeto e Saunders, 1982]. Segundo as normas da AAMI (*Association for the Advancement of Medical Instrumentation*), os valores limite para transferência a uma pessoa são de  $10 \text{ mA}$  para corrente e de  $75 \mu\text{C}$  para carga.

Kume e Ohzu [1986] utilizaram pulsos negativos de corrente constante. A largura do pulso e a taxa de repetição do pulso eram, respectivamente,  $100 \mu\text{s}$  e  $400 \text{ s}^{-1}$ . Em outro experimento, Kume e Ohzu [1980] utilizaram pulsos negativos e repetidos a uma taxa de 100 pulsos por segundo (pps), em mais de cinquenta sessões. Da Fig. 6.4, pode-se ver que, conforme se aumenta a largura do pulso, tanto os limites absoluto quanto o de dor diminuem e a faixa dinâmica também se estreita. Comparando-se o desvio padrão dos limites com a faixa dinâmica, o desvio padrão dos limites é grande demais para gerar uma sensação confortável. Dos resultados mostrados na Fig. 6.4, as condições ótimas de estímulo estão em larguras de pulso de cerca de  $100\text{-}500 \mu\text{s}$  a  $100 \text{ pps}$  devido ao nível de tensão do estímulo e a largura da faixa dinâmica e o desvio padrão tanto dos limites absolutos quanto dos de dor. No entanto, a variação e o desvio padrão dos valores limites são dependentes da não-homogeneidade da superfície da pele e até mesmo das condições psicológicas do sujeito.



**Fig. 6.3:** Relação entre Limites de Sensação e Dor e Largura de Pulso para um Sujeito Testado. [Kume e Ohzu, 1980]

Mason e Mackay [1976] usaram em seus experimentos um eletrodo de diâmetro ativo de 1/4 polegada, preso em uma superfície de borracha colocada no braço e ligada por tiras de Velcro. Os parâmetros utilizados foram: largura de pulso, 1 ms; magnitude do pulso, 0,1-10mA; taxa de repetição, 4 Hz; separação entre o pulso positivo e negativo, 2 ms.

Bach-y-Rita [1972] afirma que estimulação elétrica sem dor pode ser conseguida utilizando-se pulsos curtos (1-500  $\mu$ s) de corrente constante (0,5-10 mA), com acoplamento capacitivo com eletrodos coaxiais de prata com diâmetros internos de 0,25 a 5 mm.

Mason e Mackay [1976] afirmaram que, quando se usa gel, dois tipos distintos de sensações dolorosas podem ser geradas. A mais intensa e imprevisível pode ser descrita como uma sensação de fígada aguda que é percebida em níveis

relativamente baixos de estimulação, tipicamente a 500  $\mu$ A com larguras de pulso de 1 ms. A sensação é transiente, durando até 30 s antes de desaparecer espontaneamente. Em níveis de corrente maiores, na faixa de 5-10 mA para pulsos de 1 ms, é produzida uma sensação mais difusa, de queimação. Esta sensação aumenta com o aumento dos níveis de estimulação e não desaparece até que a intensidade do estímulo seja reduzida. De uma maneira geral, pode-se dizer que esta sensação de fisgada está associada a pulsos mais estreitos, enquanto que as sensações de queimação estão associadas a pulsos mais largos [Kume e Ohzu, 1980]. Enquanto existir a possibilidade de produzir a sensação intensa de fisgada, a corrente estimulatória deve ser restrita a níveis baixos, limitando drasticamente a faixa dinâmica de estimulação que pode ser usada confortavelmente em um aparelho protético.

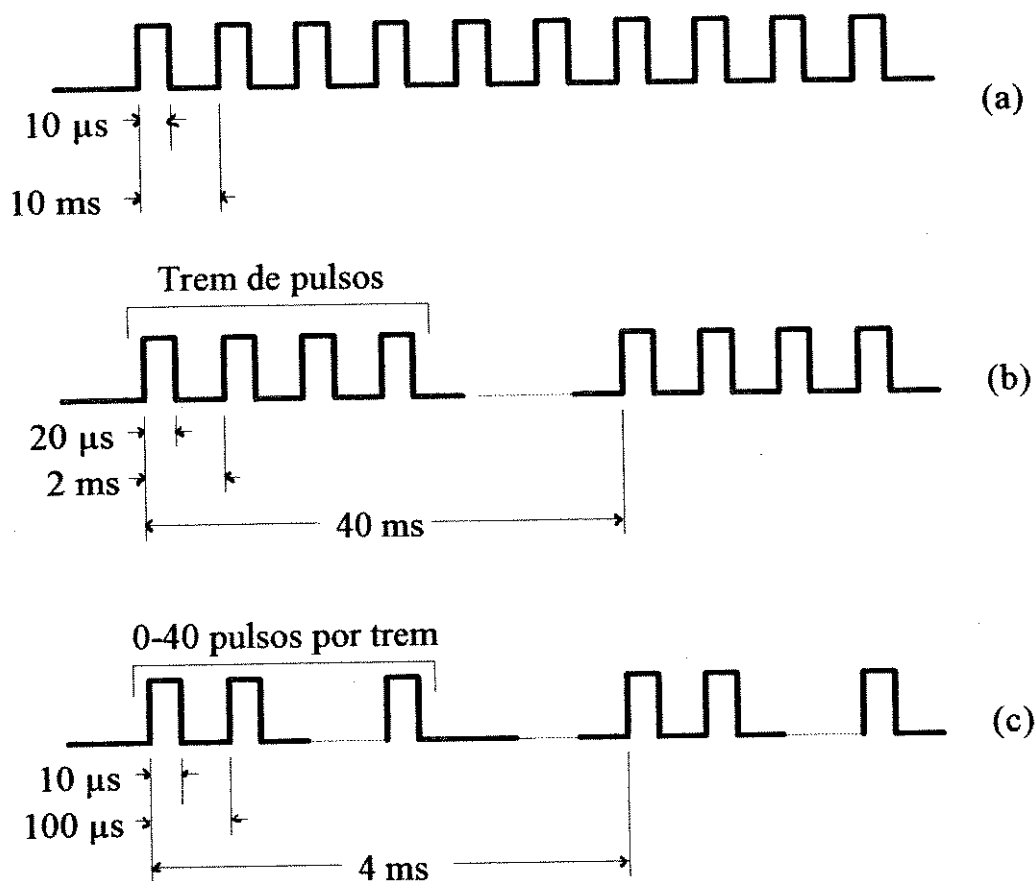
### *6.3 - Efeitos de Cada Parâmetro de Estimulação*

- *Adaptação*

Adaptação, ou seja, uma mudança na magnitude percebida na sensação, ocorre após estimulação eletrotátil prolongada, como em outras modalidades sensoriais. A sensação pode até mesmo deixar de ser percebida quando há adaptação. A taxa de adaptação (ou adaptação sensorial) é uma função da frequência de estimulação; baixas frequências vibratórias (menos do que 10 Hz) mostram muito pouca adaptação, enquanto a intensidade da estimulação em 1000 Hz ou acima disto fica próxima ao limite (ou abaixo dele), após poucos segundos. Para a estimulação bifásica, a adaptação sensorial ocorre logo após 15 min. A estimulação monofásica parece ser susceptível à adaptação sensorial [Szeto e Saunders, 1982].

Kume e Ohzu [1980] afirmam que a estimulação elétrica é menos susceptível à adaptação do que a mecânica. Mesmo na estimulação elétrica, no entanto, a sensação desaparece após algum tempo com uma taxa de repetição relativamente alta. Deve-se evitar que este fenômeno da adaptação ocorra para manter o nível de sensação constante. Eles afirmam que os pulsos bifásicos são eficientes para prevenir a adaptação. Também para uma taxa de repetição abaixo de 100 pps, especialmente abaixo de 50 pps, não é provável que haja adaptação.

Kaczmarek *et al.* [1991a] resumem, na Fig. 6.4, os efeitos da adaptação de acordo com os parâmetros. A intensidade subjetiva de um trem contínuo de pulsos [Fig. 6.4(a)] diminui com o tempo devido à adaptação. A taxa de adaptação varia com a frequência; enquanto pouca adaptação ocorre a 10 Hz, a sensação produzida por um trem de pulsos de 1000 Hz diminui dentro de segundos [Szeto e Saunders, 1982]. Kume e Ohzu [1980], afirmam que, acima de 100 pps, a adaptação era grande. A adaptação eletrotátil tem mais efeito no limite de sensação do que a níveis acima do limite. A modulação com trem de pulso [Fig. 6.4(b)] reduz a adaptação. Com trem de pulsos de pulsos de 500 Hz chaveados na frequência de 25 Hz, esta forma de onda gera uma sensação de “zumbido”. Na Fig. 6.4(c), os trem de pulsos do pulso são de 10 kHz, no quais o número de pulsos em cada trem de pulsos varia de 0 a 40. A Fig. 6.4(c) mostra somente pulsos monofásicos, mas na realidade são pulsos bifásicos.



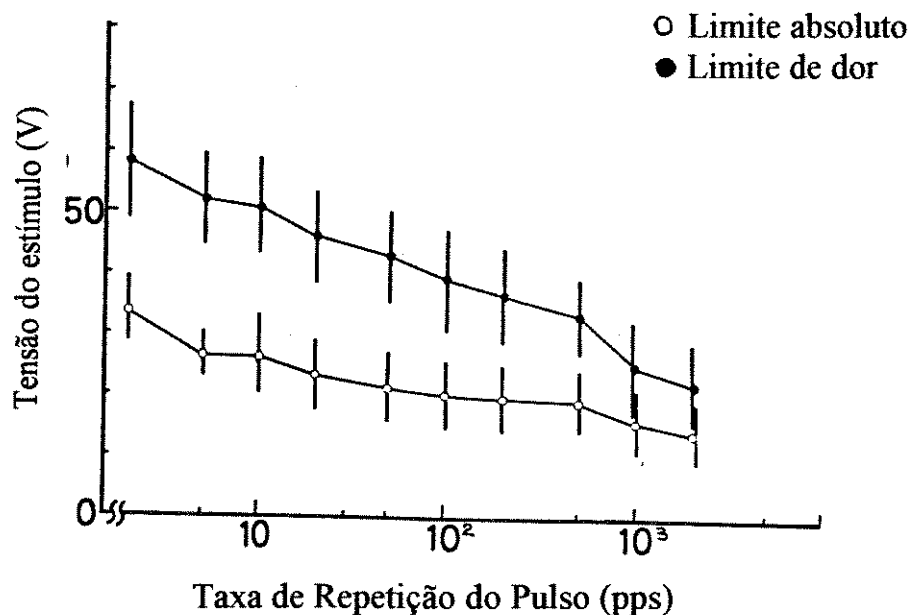
**Fig. 6.4:** Formas de Onda de Estimulação Eletrotátil e sua Relação com a Ocorrência de Adaptação: (a) Trem contínuo de pulsos de 100 Hz, sujeito à adaptação; (b) Trens de pulsos de 500 Hz, a uma frequência de 25 Hz, menos sujeito à adaptação; (c) trens de pulsos de 10 kHz, a intensidade subjetiva aumenta com o número de pulsos por trem de pulsos. [Kaczmarek *et al.*, 1991a]

- *Taxa de Repetição do Pulso (TRP)*

Kume e Ohzu [1980] afirmam que a estimulação eletrocutânea pode ser sem dor e com uma boa faixa dinâmica, tal que cada estímulo que atravessasse um eletrodo possa gerar a sensação, apesar da não-homogeneidade da superfície da pele. A Fig. 6.5 mostra a relação entre a taxa de repetição do pulso e a tensão do



estímulo. A largura do pulso, que era negativo, foi fixada em 100  $\mu$ s neste experimento.



**Fig. 6.5:** Relação entre Taxa de Repetição de Pulsos e Limites de Sensação e Dor. [Kume e Ohzu, 1980]

Kume e Ohzu [1980] consideraram ótimos pulsos monofásicos com os seguintes valores de parâmetros: taxa de repetição de 100-400 pps, largura de pulso de 50-500  $\mu$ s, a uma taxa de repetição de 100 pps. Segundo eles, nesta faixa os estímulos pareciam com vibrações, como em estimuladores mecânicos, além do limite ser baixo o suficiente e a faixa dinâmica ser larga o suficiente nesta faixa. Portanto, a frequência de repetição do pulso é determinado a 400 pps. Um trem consistindo de 4 a 5 pulsos foi considerado adequado por eles.

Kaczmarek *et al.* [1992] afirmam que as formas de onda com menor número de pulsos por trem de pulsos reduz substancialmente a intensidade da

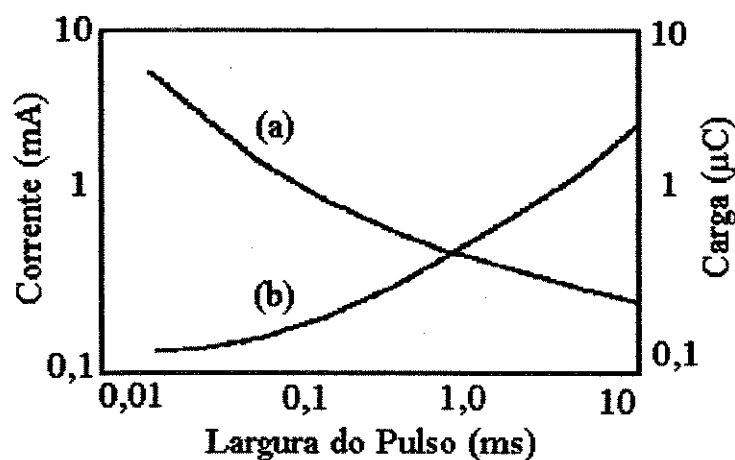
percepção vibratória (50% de redução em  $N=1$ ), enquanto mantém em grande parte a percepção de fisgada. Quanto aos níveis de estimulação e formas de onda utilizados, Kaczmarek *et al.*[1992] utilizaram  $N = 6$ ,  $TRP = 350\text{Hz}$ ,  $L_p = 150 \mu\text{s}$  para maximizar a magnitude da percepção vibratória comparada com a percepção de fisgada.

Outras conclusões às quais Kaczmarek *et al.* [1992] chegaram foram de que  $N \geq 15$  é sentido como maior em “frequência”. Esta percepção de frequência maior é esperada porque trens de pulsos mais longos ocupam uma porção maior do período geral  $T$  da forma de onda, e portanto a forma de onda passa a parecer com um trem de pulsos contínuo em uma frequência alta. Eles especulam que  $\tau$  é maior na faixa de  $N$  entre 1 e 6 devido a um aumento na proporção da estimulação das fibras aferentes de toque ( $\alpha$ ) do que a estimulação das fibras de dor ( $\gamma$ ). Considerando a  $TRP = 350 \text{ Hz}$ , isto se torna consistente com a alta sensibilidade do toque normal à vibração na faixa de 100-600 Hz. O aumento de  $N$  também pode aumentar irritação na pele, assim como pode também causar adaptação sensorial, porque há um aumento na entrega de carga média à pele por trem de pulsos.

Szeto e Saunders [1982] também utilizaram um pulso bifásico quântico, que consistia de uma primeira fase com carga o suficiente para atingir o limite, seguida de um segundo pulso de fase oposta com uma latência maior que  $10 \mu\text{s}$ . Estes pulsos quânticos foram gerados em uma taxa de 10 kHz (intervalos de  $100 \mu\text{s}$ ) e eram chaveados em trens de pulsos de 1-32 pulsos. A taxa de repetição do trem de pulsos era variada de 1 a 300 Hz, permitindo uma sensação vibratória. Neste formato, a modulação em intensidade era suave e confiável; as intensidades mais altas eram fortes, sem serem sentidas como doloridas. Em uma faixa dinâmica de 1-32 pulsos por trem de pulsos, aproximadamente 16 níveis de intensidade podiam ser confiavelmente discriminados. Os sujeitos classificaram esta forma de estimulação como mais confortável que a de pulsos monofásicos de outra polaridade acoplados capacitivamente.

- *Largura do Pulso ( $L_p$ )*

Kaczmarek *et al.* [1991a] mostram, através da Fig. 6.6 abaixo, que a corrente de limite de sensação necessária aumenta com a diminuição da largura de pulso, sugerindo que o limite de sensação é determinado pela carga do pulso (corrente X duração). A Fig. 6.6 também mostra que, para durações de pulso mais longas que 100  $\mu$ s, a carga limite aumenta, de onde se conclui que a integração temporal da carga elétrica levando à sensação eletrotátil ocorre somente parcialmente acima de 100  $\mu$ s e não ocorre de jeito nenhuma acima de 5 ms. Esta integração temporal deve ocorrer por dois motivos: primeiro, porque a interface eletrodo-pele temporariamente soma carga e, segundo, porque a membrana da fibra nervosa aferente temporariamente soma carga.



**Fig. 6.6:** Limites de Sensação de Corrente (a) e Carga (b), em função da largura do pulso monofásico. [Kaczmarek *et al.*, 1991a]

Devido à limitada integração temporal eletrotátil da pele e à redução da faixa dinâmica com durações mais longas, os pulsos de corrente com duração menor que 500  $\mu$ s são os mais apropriados. Finalmente, para pulsos mais longos que 500

$\mu\text{s}$ , o limite de dor cai mais rapidamente que o limite de sensação, indicando que diferentes mecanismos de integração podem determinar os limites de dor e de sensação [Kaczmarek *et al.*, 1991a].

Kaczmarek *et al.* [1992] também afirmam que os efeitos de  $L_p$  e TRP podem ser dependentes do local da pele e do sujeito.

- *Intervalo entre Fases na Forma de Onda Bifásica*

Segundo Kaczmarek *et al.* [1992], o intervalo entre as fases positiva e negativa ( $I_f$ ) de uma forma de onda bifásica balanceada não tem efeito na faixa dinâmica. Mais estudos sobre pulsos bifásicos mostraram que se o segundo pulso, de fase oposta, segue imediatamente o primeiro, a carga limite observada é elevada. Uma separação de  $10 \mu\text{s}$  entre o primeiro e o segundo pulsos, ou o uso de pulsos de fase alternada, permitiram um limite mínimo e, conseqüentemente, uma eficiência maior [Szeto e Saunders, 1982]. Por outro lado, Kume e Ohzu [1980] defendem que uma separação zero (ou seja, sem separação entre as fases positiva e negativa) para pulsos bifásicos é efetiva para minimizar o limite absoluto. As diferenças provavelmente são devidas a diferentes procedimentos de medição e da sensação subjetiva.

- *Resolução Temporal*

A sensação de vibração se transforma em uma sensação de pressão constante em uma taxa de repetição de trens de pulsos de algumas centenas de Hz, análoga à vibração mecânica, e as JND's nestas frequências são bem grandes. No entanto, pulsos unitários de  $10 \mu\text{s}$  de duração e uma carga de 100-200 nC podem ser percebidos; a separação temporal mínima necessária para a percepção de não-simultaneidade foi medida como sendo 12 ms no abdômen; e a ordem da

apresentação de dois estímulos espaciais distintos podem ser corretamente identificados com uma separação de 40 ms. A faixa comumente aceita de frequência útil é 1-100 Hz [Szeto e Saunders, 1982].

Bach-y-Rita [1972] afirma que pulsos retangulares, em taxas vibratórias de até algumas centenas de Hertz, permitem uma razão de descanso-excitação de 1000:1, dando tempo suficiente para que a pele se recupere entre estimulações sucessivas. Este tempo de descanso parece ser essencial para prevenir os efeitos de somação que produzem dor. Também Kume e Ohzu [1981] afirmam que um intervalo apropriado entre os estímulos melhora a resolução espacial das sensações da pele, e que o SNC (Sistema Nervoso Central) precisa de alguns intervalos para reconhecer e julgar o local estimulado.

Os resultados sobre as relações acima apresentadas dos parâmetros da forma de onda estimulatória e os valores utilizados em cada experimento dizem respeito a diferentes “hardwares”, tipos de eletrodos e locais do corpo. Além disso, vários destes experimentos utilizavam somente um eletrodo para a estimulação; os efeitos da integração espacial e do mascaramento podem alterar a forma de onda ótima para matrizes de múltiplos eletrodos. O estudo feito neste trabalho sobre a influência de cada parâmetro na sensação subjetiva do voluntário são abordados posteriormente, no capítulo 8.

#### *6.4 - A Escolha entre as Formas de Onda Monofásica e Bifásica*

A escolha entre a utilização das formas de onda monofásica ou bifásica é feita basicamente de acordo com as necessidades de aplicação de cada dispositivo. Para se decidir sobre qual tipo de forma de onda utilizar, deve-se comparar os níveis de corrente, conforto, clareza da sensação e as reações da pele.

Szeto e Saunders [1982] fizeram vários experimentos sobre irritação da pele em função do tipo de forma de onda utilizada, monofásica ou bifásica. Em uma bateria de testes de 2 semanas, de dez horas por dia, na qual cinco sujeitos usavam

estimuladores com eletrodos coaxiais de prata, no antebraço, eles observaram que os pares de pulsos bifásicos produzem menos vermelhidão de longa duração e uma sensação mais confortável do que os pulsos monofásicos acoplados capacitivamente. Também concluíram que a estimulação bifásica foi considerada a mais confortável, mas sua largura de pulso menor requeria uma amplitude de corrente maior para permitir uma sensação equivalentemente forte, e portanto produzia uma grande quantidade de vermelhidão transiente na pele e outras mudanças reversíveis. A estimulação monofásica com pulso mais longo requeria menos quantidade de corrente para a sensação adequada, e produzia menos vermelhidão transiente. Eles concluíram que ambas as formas de onda são adequadas.

A escolha da forma de onda de estimulação pode, portanto, ser baseada na aplicação específica envolvida e no mecanismo de codificação a ser empregado, ao invés das preocupações de segurança. Também são necessárias mais pesquisas para determinar os efeitos de longa duração da estimulação eletrotátil em função dos tipos de eletrodos e formas de onda [Kaczmarek *et al.*, 1991a].

### **6.5 - Sensação Fantasma**

Apesar da lentidão do SNC para reagir à entrada tátil (200 ms), a estimulação percebida pode variar significativamente com pequenas variações (< 1ms) nos tempos de estimulações sucessivas [Kaczmarek *et al.*, 1991a]. A informação espacial e temporal têm forte interação. Por exemplo, dois estimuladores táteis distanciados de 5 cm colocados na ponta dos dedos e pulsados simultaneamente por 1 ms, são sentidos no meio da distância entre os estimuladores. Já quando eles estão distanciados temporalmente de 0,2 ms, a sensação percebida deste estímulo “fantasma” se move em direção ao primeiro estímulo, sendo portanto conhecida como sensação fantasma.

A sensação fantasma é um fenômeno psicofísico conhecido, gerado por estas interações espaciais e temporais. Quando dois estimuladores estão dispostos na pele com uma certa separação espacial e eles são estimulados simultaneamente com a mesma magnitude, os dois estímulos são sentidos como um só, em uma posição ponderada entre os dois. No entanto, se um estímulo é atrasado em relação ao outro, ou se as intensidades dos dois são diferentes, a localização da sensação tátil parece se mover. Portanto, a localização da sensação é controlada pelos parâmetros do estímulo dos dois estimuladores. A ocorrência deste fenômeno pode ser atribuída à inibição temporal e de amplitude [Kume e Ohzu, 1980]. Se a relação das intensidades de dois eletrodos adjacentes é variada, uma sensação fantasma pode ser percebida, cujo local muda em função da relação de intensidade [Szeto e Saunders, 1982]. Isto pode ser interessante no caso de uso de matrizes de eletrodos, onde as diferentes intensidades e o efeito fantasma podem ser usados para fazer uma modulação em intensidade. Neste caso, os estímulos não são mais “zero ou um”, como na maioria dos TVSS, mas são modulados em relação ao estímulo de entrada, de forma a criar um código para o usuário.

Estas mudanças na posição aparente são comuns na utilização de matrizes de estimulação, pois não só os pontos são estimulados de maneira não simultânea, como também as amplitudes dos estímulos podem ser variados propositalmente (no caso de modulação em intensidade), como também de forma não-intencional, devido a pequenas mudanças na posição da matriz de eletrodos, aprimorando ou degradando o contato dos eletrodos.

Segundo Kaczmarek *et al.* [1991a], os efeitos precisos das características de um sistema real, tais como atraso no tempo, diferenças de tempo entre os elementos, e mudança de fase são difíceis de se prever e precisam ser determinados empiricamente para cada sistema específico.

## **Capítulo 7**

### **O TVSS UTILIZADO**

---

---

Os testes realizados para este trabalho foram realizados em um TVSS anteriormente desenvolvido nesta Faculdade [Antonino, 1992], composto de “hardware”, “software” e cinta de eletrodos. Este sistema será descrito neste capítulo, bem como algumas modificações posteriores que se fizeram necessárias após o surgimento de problemas durante os testes.

Cabe dizer que o objetivo desta tese não era otimizar este sistema, mas sim analisar as suas potencialidades em áreas que ainda não foram exploradas por outros pesquisadores, bem como as técnicas necessárias para a apresentação do sistema ao usuário, sua utilização e impacto no aprendizado de conceitos visuais.



## 7.1: "Hardware"

O sistema de estimulação eletrotátil utilizado é mostrado de forma simplificada na Fig. 7.1 abaixo. É constituído de uma unidade de processamento (microcomputador PC-XT/386), uma unidade de controle e estimulação, com 256 canais multiplexados no tempo, uma cinta de eletrodos, e uma unidade de "display", composta de uma matriz de "leds" com a mesma dimensão e formato da matriz de eletrodos, para monitorar a transmissão dos caracteres. A comunicação com o microcomputador é feita através de uma placa de interface padrão Centronix ligada à porta paralela.

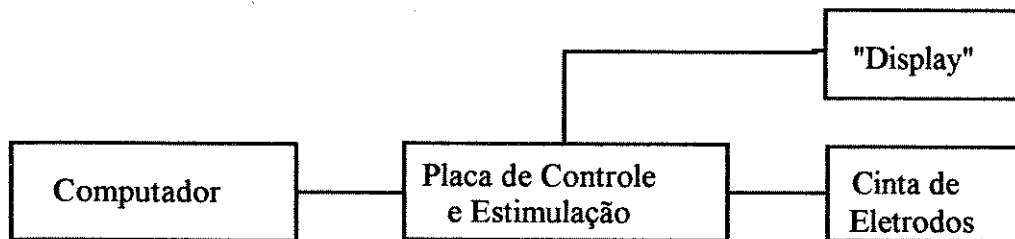


Fig. 7.1: Diagrama de Blocos do Sistema de Substituição da Visão por Via Tátil (TVSS)

Cada uma das partes desse sistema será explicada brevemente nos itens a seguir.

- **Unidade de Processamento**

Para processar o "software" utilizado, foi utilizado um microcomputador IBM/PC com 20 MHz de "clock", microprocessador 80386 e monitor CGA. Como o "software" desenvolvido por Antonino [1992] visava somente definir os parâmetros de estimulação e enviar os caracteres escolhidos para a estimulação, tal

estrutura de processamento foi suficiente. No entanto, para o desenvolvimento futuro de um “software” que processe em tempo real imagens a serem estimuladas, a estrutura de processamento deverá ser reestruturada.

- **Unidade de Controle e Estimulação**

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 de 0 a 120 volts, um circuito para isolar o usuário da rede elétrica e uma interface de comunicação com o microcomputador. Cada uma dessas partes será explicada a seguir.

*Circuito de chaveamento:* Ele serve basicamente para selecionar o eletrodo que será ativado. Este circuito recebe 8 bits de controle, um sinal de estimulação, e tem em sua saída 32 vias, formando uma matriz de 16 linhas por 16 colunas, proporcionando a ativação de até 256 eletrodos independentes. Esta unidade foi desenvolvida com este tamanho visando a ampliação da matriz de eletrodos de 5x7 utilizada nos testes preliminares para uma futura matriz de 16x16, a ser utilizada na apresentação de imagens ao usuário.

*Estimulador de Tensão:* O estimulador de tensão apresenta os seguintes parâmetros: frequência de estimulação de 1 a 10 K, com incremento de 1 Hz; utiliza pulso monofásico funcional com duração de 10  $\mu$ s a 10 ms e incremento de 10  $\mu$ s; taxa de repetição do pulso; intensidade de 0 a 120 V. 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, ajustada por um potenciômetro.

*Circuito isolador:* Para proporcionar a isolação do usuário da rede elétrica, o circuito é alimentado à bateria, com duas baterias de 9 V cada. O circuito

de isolamento utiliza também dez optoacopladores para fornecer uma isolamento adequada.

*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 programável 8255, fabricada pela Intel.

- **Unidade de Display**

Esta unidade tem a finalidade de monitorar qual a imagem que está sendo entregue à matriz de eletrodo. Ela é composta de uma matriz de “leds” com a mesma dimensão e formato da matriz de eletrodos, de forma a monitorar a transmissão dos caracteres.

## 7.2: “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 via teclado. O fluxograma simplificado do “software” é apresentado na Fig. 7.2. As informações que podem ser enviadas são: pontos, retas e caracteres, dependendo da programação feita. Em nossos testes, utilizamos somente os caracteres, mas Antonino [1992] também realizou testes para pontos e retas.

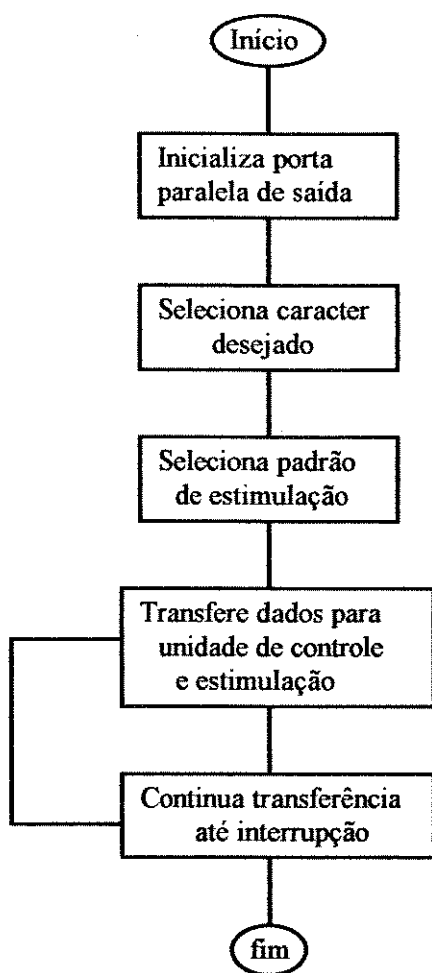


Fig. 7.2: Fluxograma Simplificado de "Software"

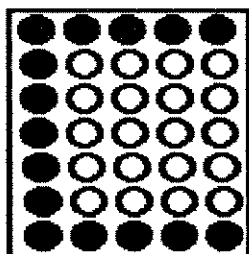
Através de testes realizados utilizando o sistema já existente em voluntários deficientes visuais, verificou-se que a capacidade de aprendizagem de

caracteres alfanuméricos era pequena. Analisando-se o problema, observou-se que a causa se encontrava na forma como os caracteres eram "desenhados" na superfície da pele dos voluntários. Inicialmente, o "software" utilizado nos testes foi aquele desenvolvido anteriormente por Antonino [1992], onde estimulação era feita em forma de "carimbo". Como a aprendizagem não se mostrou muito eficaz por este método, optamos por tentar a estimulação ponto-a-ponto, como seria a seqüência normal dos pontos na escrita à mão das letras de forma, utilizando uma velocidade adequada a cada voluntário. O objetivo era que o caractere fosse sentido na superfície da pele como um desenho dele feito por um lápis, por exemplo.

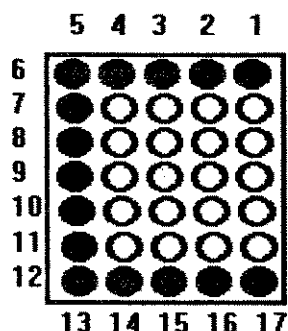
Os dois tipos de "impressão" de caracteres são:

- na forma de um "carimbo", na qual todos os pontos que compõem o caractere são estimulados simultaneamente na matriz eletrotátil. Na figura 7.3 temos um exemplo de como seria a estimulação da letra "C", onde os pontos em negrito simbolizam aqueles que estão sendo estimulados;

- escrita seqüencial, onde procura-se imitar a maneira como se escreve uma letra, estimulando-se os pontos que compõem o caractere um de cada vez. Na figura 7.4 temos a estimulação da mesma letra "C", onde os pontos estimulados seguem a seqüência numérica indicada na figura.



**Fig. 7.3** : Estimulação da letra C na forma de "carimbo".



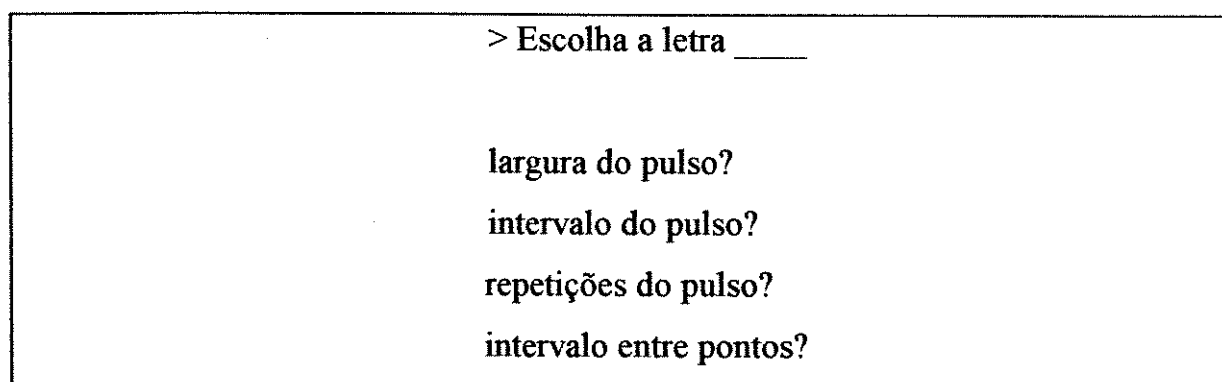
**Fig. 7.4:** Estimulação da letra C na forma seqüencial.

Para a realização das modificações na forma de apresentação dos caracteres, um aluno de iniciação científica fez alterações no "software" existente e refez o banco de dados que continha as 26 letras de forma do alfabeto latino. Atualmente neste banco de dados, cada caractere é constituído por um conjunto de pontos em uma determinada seqüência, pois foram alterados tanto a seqüência dos pontos, quanto o número de pontos que constituíam os caracteres. O "software" foi desenvolvido em linguagem C, ambiente Turbo.

Com estas mudanças, pode-se verificar um desenvolvimento maior na aprendizagem dos caracteres por parte dos deficientes visuais. Através de testes realizados que serão descritos no capítulo 8, observou-se que o reconhecimento e a taxa de acertos dos caracteres apresentados aos voluntários foram bem maiores, de forma que esta nova maneira de estimulação, na forma seqüencial, apresentou uma melhor aceitação por parte deles. A discussão sobre as justificativas desta melhoria e suas conseqüências no processo de aprendizagem serão descritas no capítulo 8.

Ainda foram feitas algumas mudanças quanto à interface "software" - operador dos testes. Neste caso, o operador dos testes é a pessoa que conduz os testes, escolhendo os parâmetros de estimulação e auxiliando o usuário no processo

de aprendizagem. A figura 7.5 abaixo representa a tela de entrada de dados que é mostrada ao se rodar o programa. Através dela, o usuário escolhe o caractere a ser estimulado, bem como os parâmetros desta estimulação. Estes parâmetros, explicados no Capítulo 6 são: largura do pulso ( $L_p$ ), intervalo do pulso ( $I_p$ ), número de pulsos por trem de pulsos ( $N$ ) e intervalo entre pontos ( $T$ ). A intensidade do pulso ( $\Sigma$ ) é regulada por um potenciômetro na placa protótipo. A estimulação escolhida permanece ativa até que se pressione qualquer tecla.



```
> Escolha a letra ____

largura do pulso?
intervalo do pulso?
repetições do pulso?
intervalo entre pontos?
```

**Fig. 7.5:** Tela de entrada de dados para o programa que gera a estimulação.

O programa desenvolvido anteriormente por Antonino [1992] não oferecia uma boa funcionalidade, pois se o operador dos testes errasse algum dado de entrada requerido para os padrões de estimulação ou o caractere desejado, este erro não poderia ser consertado e o padrão de estimulação (ou caractere) incorreto acabava sendo transmitido ao voluntário. Muitas vezes, estes erros causavam uma estimulação incômoda ou desconfortável, prejudicial tanto ao usuário quanto ao processo de aprendizagem, pois gerava ansiedade no usuário a cada caractere estimulado.

Outro problema na operacionalização dos testes se dava quando se desejava parar uma estimulação e começar outra, com outro caractere ou com diferentes padrões de estimulação. Neste caso, o operador deveria chamar novamente o programa, pois quando se interrompia a estimulação, o programa também era interrompido, o que causava uma grande perda de tempo durante os testes.

Estes problemas foram contornados através de algumas modificações no "software" da interface com o operador. Agora, quando o usuário interrompe a estimulação de um caractere, ele pode escolher um outro ou mudar os padrões de estimulação sem ter que sair do programa. E ainda, caso erre, poderá consertar o erro sem ter que incomodar o voluntário com um padrão de estimulação errado. A importância destas alterações reside no aumento de rapidez, eficiência dos testes, conforto nas estimulações e segurança nos passos a serem desenvolvidos, para que não se atrapalhe o voluntário devido aos erros do operador.

Outras influências no processo de aprendizagem, causadas pelo "software" de estimulação, pela maneira com que as letras são apresentadas ao usuário e também devidas à postura do operador perante o usuário durante os testes serão abordadas no capítulo 8.

### *7.3 - Matriz de Eletrodos*

A matriz de eletrodos utilizada nos testes foi desenvolvida anteriormente por Antonino [1992]. É constituída por uma matriz bidimensional com 35 eletrodos, no formato 7 x 5. Esta matriz é experimental, tendo como objetivo analisar a viabilidade do reconhecimento de caracteres simples, e deverá ser expandida posteriormente para um tamanho de 16 x 16 pontos.

Os eletrodos eram concêntricos, para reduzir o espalhamento da corrente e aumentar a discriminação de pontos adjacentes, e bipolares, para que cada



eletrodo tivesse os pontos ativo e indiferente independentes um do outro. Os eletrodos foram confeccionados especificamente para o trabalho de Antonino [1992], pois eletrodos com as características necessárias ao projeto não eram encontrados comercialmente no mercado.

Cada eletrodo utilizado era constituído de três peças: uma arruela lisa M6, servindo como ponto indiferente do eletrodo; um O'ring de borracha com diâmetro interno 4 mm e espessura de 2 mm, isolando o ponto ativo do indiferente, e uma peça usinada em cobre, de 4 mm de diâmetro, servindo de eletrodo ativo. O cobre foi escolhido por ser um bom condutor e por apresentar uma boa usinabilidade. De acordo com as definições da Fig. 5.3, do capítulo 5,  $D_A = 4$  mm,  $D_I = 6$  mm e  $D_D = 12$  mm. Os eletrodos eram espaçados em 15 mm entre os centros.

Para que houvesse um bom contato entre o eletrodo e a pele, os eletrodos foram banhados à prata e fixados em uma cinta elástica abdominal. Esta cinta, comercializada para fins estéticos, é presa ao corpo por vários ganchos, que compõem as diferentes regulagens, uma para cada voluntário. Esta cinta apresentou problemas de perda de elasticidade, o que conseqüentemente diminuiu a discriminação das sensações e aumentou o desconforto da estimulação. Pretende-se encontrar um material que dê sustentação, firmeza e elasticidade suficientes à matriz, mas que também apresente conforto para o usuário em termos de elasticidade e temperatura e boa durabilidade. Além disso, esta cinta deverá ser confeccionada especificamente para uso neste sistema, presa ao corpo por tiras de Velcro que permitam mais agilidade no ajuste para novos voluntários.

## Capítulo 8

### RESULTADOS OBTIDOS

---

---

#### *8.1 - Introdução*

Muito já se fez para a melhoria de “hardware” e “software” dos Sistemas de Substituição da Visão por Estimulação Eletrotátil (TVSS) já desenvolvidos. No entanto, passados 25 anos dos primeiros testes com tais sistemas, nenhum está tendo uma utilização prática nos locais onde foram desenvolvidos. A partir daí, pode-se questionar qual é o motivo de se ter investido tanto em uma linha de pesquisa e não ter nenhum resultado prático. O fato é que todo este investimento foi feito para melhorar o aparelho, mas há quase vinte anos não são relatados testes feitos com sujeitos cegos para analisar as potencialidades do sistema. É verdade que os estudos têm se concentrado muito na melhoria das faixas de valores de parâmetros de estimulação, mas talvez esperar por obter um sistema tão perfeito em termos de “hardware” e “software” faça com que os pesquisadores se afastem do objetivo

inicial desta linha de pesquisa: servir como sistema de reabilitação aos deficientes visuais.

Ao iniciar meu trabalho neste projeto, meu objetivo inicial era trabalhar no desenvolvimento de um “software” de captação e tratamento de imagens obtidas por uma câmera de vídeo. No entanto, quando comecei a fazer os primeiros testes com sujeitos para me familiarizar com o sistema, percebi que nada se sabia sobre a forma com que aquelas informações eram aprendidas pelo deficiente visual, e muito menos como apresentar e ensinar aqueles conceitos a eles. Percebi que os resultados de baixo desempenho no aprendizado de simples letras era um sinal de que aprender figuras e formas geométricas seria muito pior. Foi então que meus estudos se voltaram para a obtenção de técnicas de apresentar de uma forma melhor a informação eletrotátil para o deficiente visual que utiliza um TVSS.

Portanto, este trabalho visa o estudo da importância de se utilizar técnicas educacionais adequadas no processo de apresentação e aprendizagem dos caracteres com o uso desse sistema. As técnicas de ensino de caractere e apresentação da estimulação eletrotátil que se mostraram mais adequadas a este processo de ensino são relatadas, para que sejam futuramente usadas com os usuários do sistema em escolas para deficientes. Conforme já foi dito, a melhor compreensão do processo de aprendizagem de um deficiente visual utilizando este sistema e a otimização deste processo podem diminuir o nível de rejeição à aparelhos de reabilitação e auxílio ao ensino. Este tipo de rejeição pode também ocorrer em um país como o Brasil, onde os deficientes não estão familiarizados com tais ferramentas tecnológicas no auxílio de sua deficiência, devido aos problemas econômicos e financeiros que não propiciam às escolas voltadas a deficientes visuais a obtenção de tais auxílios.

A maior compreensão do processo de aprendizagem do deficiente visual poderá também nos auxiliar no entendimento de como ele utiliza imagens mentais [Dodds, 1983] e suas reais limitações (se é que elas existem) e dificuldades. Com

este entendimento, novos recursos tecnológicos podem surgir para auxiliar na vida diária, pessoal e profissional, dos deficientes visuais.

O objetivo deste trabalho dentro da área de Sistemas de Estimulação Eletrotátil para Substituição da Visão (TVSS) foi avaliar a influência dos seguintes tópicos no aprendizado de caracteres por parte do deficiente visual:

- i) parâmetros de estimulação;
- ii) forma de "impressão" do caractere na superfície da pele;
- iii) analisar o processo de aprendizagem do deficiente visual;
- iv) analisar as melhores técnicas para a apresentação da estimulação eletrotátil e ensino de novos caracteres;
- v) avaliar as necessidades de melhorias futuras no TVSS, através do "feedback" dos sujeitos e de suas necessidades práticas.

A avaliação dos itens acima descritos foi feita utilizando-se o TVSS desenvolvido no Departamento de Engenharia Biomédica da UNICAMP [Antonino, 1992], e contando com a colaboração de voluntários deficientes visuais.

## ***8.2 - Os Sujeitos que Participaram do Estudo***

Antes de se aceitar um sujeito como voluntário, inicialmente era feita uma entrevista. Esta entrevista incluía, além dos itens descritos abaixo, perguntas sobre a saúde do sujeito, alertando-o sobre a impossibilidade de aceitarmos pessoas com deficiências cardíacas ou mulheres grávidas, devido aos efeitos incertos deste tipo de estimulação elétrica sobre tais pessoas.

Apesar do número de pessoas interessadas em participar dos testes, algumas restrições foram colocadas para a seleção destas pessoas: os testes seriam realizados durante o período diurno, era necessário que se conhecesse as letras do alfabeto latino, as pessoas tinham que ter boa capacidade de expressão e estarem bem adaptadas à cegueira. Este último fator é muito importante, pois pessoas que

perderam a visão e ainda não estão reabilitadas tendem a ver sistemas novos como este como a solução para a sua deficiência, depositando uma expectativa muito alta e irreal nestes sistemas.

Finalmente, fechou-se o grupo com três pessoas: dois homens e uma mulher, todos adultos, com idades de 37, 44 e 54 anos, designados a seguir por sujeitos A, B e C, respectivamente. Todos conheciam o alfabeto latino, ou visual, como é algumas vezes chamado. Dois deles (A, C) haviam perdido a visão depois de adultos (C- retinose pigmentar e A-acidente de trabalho) e um deles (B) perdeu a visão aos três anos de idade, por uma infecção de origem desconhecida. Este último (B) foi considerado um cego "congénito". O uso da palavra "congénito" aqui não é exatamente correta, mas é usualmente empregada em pessoas que, ou realmente nasceram cegas, ou que perderam a visão até quatro ou cinco anos, dependendo da convenção de cada autor. O fato de terem perdido a visão até esta idade significa que estas pessoas não têm uma forte referência visual do mundo [Fletcher, 1980; Santin e Simmons, 1977].

Os sujeitos se mostraram extremamente motivados entendendo, no entanto, que a implementação do projeto como um todo, incluindo sua portabilidade e utilização a nível prático demoraria ainda alguns anos, sendo atualmente tema somente de pesquisa.

As experiências foram realizadas durante cerca de quatro meses, duas vezes na semana, totalizando cerca de seis horas semanais de testes. Os testes iniciaram-se com somente um sujeito (B) e um mês depois, os outros dois sujeitos (A e C) começaram a participar também. Vale ressaltar que, anteriormente aos testes com voluntários, o sistema também foi auto-testado por mim e pelo autor do sistema [Antonino, 1993]. Portanto, nas conclusões aqui relatadas, estes resultados também foram levados em consideração.

### **8.3 - Testes Realizados**

Os objetivos dos testes eram os seguintes:

- a) encontrar parâmetros comuns de estimulação para os sujeitos que participaram do estudo;
- b) analisar o processo de aprendizagem das letras;
- c) avaliar a aceitação do sistema pelos deficientes visuais;
- d) analisar as necessidades de modificação e ampliação do sistema atual;
- e) analisar as reais necessidades dos deficientes visuais no seu dia-a-dia.

A metodologia dos testes consistiu das seguintes etapas:

- Adaptação física do sistema ao sujeito.
- Adaptação da estimulação eletrotátil ao sujeito.
- Análise da capacidade de aprendizagem dos caracteres.

Estes itens serão abordados nos sub-ítems abaixo.

#### **8.3.1 - Adaptação física do sistema ao sujeito**

Isto significa encontrar as regulagens adequadas da cinta de eletrodos ao abdômen ou costas do sujeito, dependendo da sua escolha. No nosso caso, preferimos abdômen ou costas, já que a resolução espacial das duas regiões era bem similar, conforme mostrado na Fig. 4.3 do capítulo 4, e sua área é maior do que a de outras regiões de resolução similar, porém de tamanho menor, como o antebraço, coxa, etc. A decisão quanto ao local a ser feita a estimulação foi deixada a cargo de cada voluntário, sendo que todos experimentaram as duas formas. Todos preferiram a estimulação feita no abdômen, por ser mais confortável e permitir ao voluntário

que tentasse algum tipo de ajuste necessário na cinta. Além disso, os voluntários em nosso estudo consideraram que o uso da matriz estimuladora no abdômen permitia um reconhecimento melhor dos caracteres. Talvez o fator psicológico também influa, pois as costas podem ser consideradas um local natural de "retaguarda".

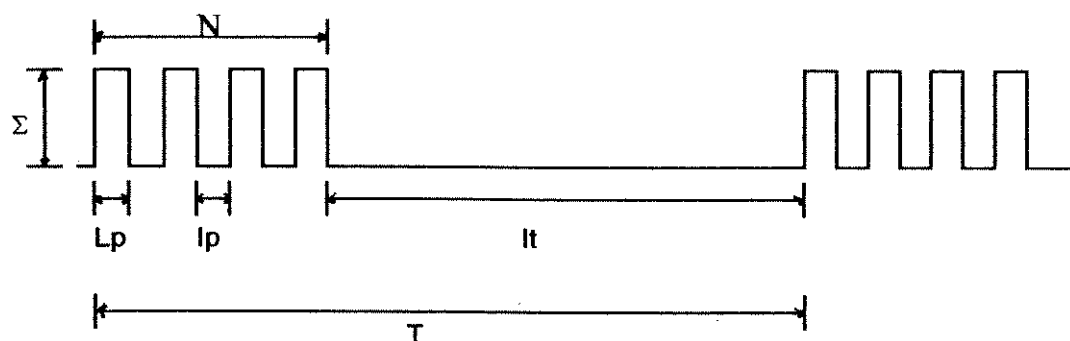
Em nosso estudo, pequenas mudanças na localização do eletrodo provocavam grandes diferenças na sensação obtida pelo sujeito e até mesmo na definição do caractere transmitido. O fato da cinta estar no abdômen facilitava estes ajustes, que serviam não só para atingir diferentes receptores, como foi citado, mas também para melhorar o contato dos eletrodos com a pele, especialmente em regiões não tão planas do abdômen. A estimulação foi descrita pelos sujeitos como um desenho feito "por uma ponta de lápis" ou "por um pincel" na superfície da pele, e sempre sentida como toque e não como um "choque", como temiam os sujeitos no início.

O contato adequado dos eletrodos no corpo era vital para o andamento dos testes, pois algumas vezes a aparente dificuldade no aprendizado das letras era simplesmente a existência de áreas com contato deficiente. Isto levou a algumas conclusões sobre a necessidade de mudança da cinta de eletrodos, que serão discutidas em um item posterior.

### ***8.3.2 - Adaptação da estimulação eletrotátil ao sujeito***

Esta fase pode ser considerada como uma das mais difíceis dos testes, pois a estimulação adequada a cada sujeito variava em alguns itens de pessoa para pessoa. Os parâmetros de entrada do "software" que controlava a estimulação eram: largura de pulso (LP), intervalo do pulso (IP), número de repetições de pulsos (N), ou seja, quantos pulsos são repetidos antes de um intervalo para a estimulação do próximo ponto, intervalo entre trens de pulsos (IT), intervalo entre pontos (T) e

intensidade da estimulação ( $\Sigma$ ). No fig. 8.1 a seguir, pode-se observar como é feito o trem de pulsos na estimulação:



**Fig. 8.1:** Forma de Onda de Estimulação Utilizada.

Os parâmetros que apresentaram maior variação entre sujeitos foram o intervalo entre pontos ( $T$ ) e intensidade de estimulação ( $\Sigma$ ). O intervalo entre pontos, ou seja, o tempo entre o início do estímulo de um ponto e outro, corresponde à sensação de "velocidade" com que a estimulação é feita. No caso das letras, seria a "velocidade" com que o contorno das letras "corre" na superfície da pele, conforme a descrição desta sensação pelos sujeitos.

A freqüência de estimulação de cada ponto corresponde ao inverso do produto do intervalo entre pontos ( $T$ ) e o número de pontos de cada caractere estimulado, conforme a relação descrita na equação 8.1 abaixo.

$$f = \frac{1}{(T \times \text{número de pontos do caracter})} \quad (\text{eq. 8.1})$$

Da fig. 8.1 acima, temos que  $T$  pode ser dado pela equação 8.2:

$$T = [ NLP + (N-1)IP + IT ] \quad (\text{eq. 8.2})$$



Sendo que, para os valores mais utilizados para as variáveis da equação acima, a saber,  $LP = 20\mu s$ ,  $N = 4$ ,  $IP = 4000\mu s$  e  $IT = 20 ms$ , temos  $T = 32,08 ms$ .

Cada caractere tem seu número específico de pontos, dos quais é composto. Na tabela 8.I abaixo, estão relacionados os caracteres utilizados nos testes e seu número de pontos. Da equação 8.1 apresentada anteriormente, obtemos a frequência de estimulação de cada ponto.

<u>Caractere</u>	<u>Número de pontos</u>	<u>Frequência de Estimulação (Hz)</u>
A	22	1,42
C	15	2,08
D	18	1,73
I	7	4,45
L	11	2,83
R	20	1,56

**Tabela 8.I** - Número de pontos dos caracteres utilizados e sua frequência de estimulação.

Devido às variações deste número e do intervalo entre trens de pulsos, cujas variações são descritas posteriormente na Tabela 8.IV, pode-se dizer que as frequências de estimulação de cada ponto variavam entre 1,42 e 4,45 Hz. A influência destas diferenças no aprendizado será abordada no item 8.3.3.3.

Os testes para avaliar os parâmetros - largura, intervalo do pulso e número de repetições de pulsos - foram feitos em uma seqüência contínua de 31 testes, avaliando os valores destes parâmetros que gerariam uma estimulação confortável para cada sujeito. No capítulo 6, encontram-se os resultados de vários

pesquisadores sobre cada um destes parâmetros, sendo que somente serão citados aqui aqueles resultados que forem relevantes à escolha dos parâmetros neste estudo.

Segundo Kume e Ohzu [1980], ao se aumentar a largura do pulso, a faixa dinâmica se estreita, ou seja, a faixa útil entre limite de sensação e limite de dor torna-se muito pequena, fazendo com que o estímulo possa se tornar rapidamente desconfortável no caso da necessidade de um pequeno ajuste. Kaczmarek *et al.* [1991a] afirmam que pulsos menores que 500  $\mu$ s são mais apropriados, tanto por fatores de acúmulo de carga, quanto pelo estreitamento da faixa dinâmica. Bach-y-Rita [1972] defende a utilização de pulsos curtos, entre 1 e 500  $\mu$ s. Alguns desses estudos [Antonino, 1993; Kume e Ohzu, 1980] foram feitos somente para pontos isolados. Como os testes referentes à largura de pulso já haviam sido pesquisados anteriormente [Antonino, 1993], utilizou-se o valor de 20  $\mu$ s considerado ideal para este sistema.

Os outros fatores que afetam os níveis de sensibilidade e dor são número de repetições, intensidade e frequência do pulso, também explorados anteriormente [Collins, 1970; Kaczmarek *et al.*, 1991a; Kume e Ohzu, 1980], mas era necessário testar estes parâmetros para o sistema deste estudo, especialmente porque os métodos utilizados por cada autor são muito diferentes, bem como o sistema de cada um [Kaczmarek *et al.*, 1991a].

Iniciaram-se os testes avaliando o número de repetições do pulso. Segundo estudos anteriores [Kaczmarek *et al.*, 1991a, 1992], a intensidade subjetiva aumenta com o número de pulsos por trem de pulsos. Um número alto de repetições também causa adaptação [Kume e Ohzu, 1980]. Kaczmarek *et al.* [1992] encontraram que  $N = 6$  era o melhor valor para seu sistema, enquanto que Szeto e Saunders [1982] defendem a tentativa de uso de um número de repetições de pulso entre 1 e 32.

Utilizando a letra C como estimulação para estes testes, obteve-se a tabela 8.II abaixo, na qual se alterou o número de repetições de pulsos em relação

ao intervalo de pulso, sendo mantidos fixos a largura do pulso ( $20\mu\text{s}$ ) e o intervalo entre trens de pulso (8 ms).

<u>Teste</u>	<u>Intervalo de pulso(<math>\mu\text{s}</math>)</u>	<u>Número de repetições</u>	<u>Sensação descrita</u>
1	50	200	Estímulo confortável, mas baixa definição
2	2000	200	"esquisito", pouca definição
3	2000	100	ruim
4	2000	2	Estímulo confortável, boa definição
5	50	4	idem ao anterior
6	2000	4	idem ao anterior
7	4000	4	idem ao anterior
8	6000	4	idem ao anterior
9	8000	4	começa a piorar o conforto e a definição

**Tabela 8.II:** Relação entre as sensações obtidas ao se variar o número de repetições de pulso em relação ao intervalo de pulso.

Estes dados corroboram positivamente as informações dos trabalhos citados anteriormente, pois observou-se também que números elevados de repetições provocam estímulos desconfortáveis, influenciando até mesmo na sensação de intensidade.

Mantendo fixos os valores de largura de pulso (20  $\mu$ s), número de repetições de pulso (4) e intervalo entre trens de pulso (8 ms), as sensações descritas ao se variar o intervalo do pulso foram analisadas, e seguem na tabela 8.III a seguir:

<u>Teste</u>	<u>Intervalo do pulso(<math>\mu</math>s)</u>	<u>Sensação descrita</u>
1	40	Estímulo confortável, boa definição
2	50	idem
3	2000	idem
4	4000	idem
5	6000	idem
6	8000	começa a piorar a definição

**Tabela 8.III:** Relação entre as sensações obtidas em função da variação do intervalo de pulso.

Da Tabela 8.III acima, concluiu-se que quando a estimulação possui intervalos muito grandes entre os pulsos, a noção de continuidade do sinal é diminuída, podendo piorar a definição do caractere. No entanto, é necessária a manutenção de um intervalo mínimo entre os pulsos, de forma que haja um "descanso" , ou seja, uma recuperação dos receptores neurais e possibilitar o escoamento da carga acumulada durante a estimulação do pulso.

Os valores considerados ideais para a realização dos testes estão resumidos abaixo:

- largura de pulso: 20 $\mu$ s
- intervalo do pulso: 4000 $\mu$ s
- número de repetições do pulso : 4

Observou-se que estes valores, uma vez definidos, foram comuns entre todos os sujeitos. No entanto, há necessidade de se realizar mais testes para que se possa fazer uma avaliação mais precisa dos parâmetros que podem ter valores fixos em um sistema futuro, e aqueles para os quais são necessárias faixas de variação de parâmetro, que poderiam ser ajustáveis na implementação de um sistema portátil futuro.

Houve um fator que se observou ser variável de acordo com o sujeito, dentro de uma certa faixa: o intervalo entre trens de pulso. Este parâmetro irá compor os valores de frequência de estimulação, segundo a equação 8.2 descrita anteriormente. Para realizar a tabela 8.IV abaixo, onde foi variado o intervalo entre trens de pulso, foram mantidos constantes os valores de duração do pulso (20  $\mu$ s), intervalo do pulso (4000  $\mu$ s) e número de repetições do pulso (4). O caractere estimulado foi a letra C.

<u>Teste</u>	<u>Intervalo entre Trens de Pulso(ms)</u>	<u>Sensação descrita</u>
1	1	Sensibilidade baixa, caractere parece "pequeno"
2	2	Estímulo parece um "carimbo", mas a definição não é boa
3	3	Não se sentia os eletrodos horizontais ( "mais parece um i")
4	8	idem
5	20	Boa definição, estímulo confortável, letra "inteira"

**Tabela 8.IV:** Relação entre as sensações obtidas e a variação do intervalo entre trens de pulso.

Os testes neste item não compõem uma tabela muito extensa, pois no decorrer dos ajustes para cada sujeito, foram realizados muitos testes de ajuste de intervalo entre pontos sem que fossem documentados. Além disto, observou-se que valores abaixo de 8 ms nunca eram bem aceitos, ficando a melhor aceitação para valores entre 15 e 50 ms. Estes resultados também corroboram os de alguns estudos realizados anteriormente, e que foram citados no capítulo 6. Szeto e Saunders [1982] afirmam que a percepção da não-simultaneidade de dois pontos na região do abdômen se dá para pulsos com intervalos de, no mínimo, 12 ms. Bach-y-Rita [1972] afirma que é necessário utilizar uma razão de 1000:1 entre descanso e excitação, para que a pele tenha tempo de se recuperar entre estimulações sucessivas. Para dois sujeitos (A,C), os valores finais foram 20 ms, mas para um dos sujeitos (B), estes valores foram se alterando com o aprendizado, sendo que no último dia em que testes foram realizados, ele preferiu escolher intervalos diferentes para diferentes caracteres, a saber:

C - 40 ms

L - 50 ms

D - 30 ms

I - 30 ms

A - 30 ms

Os intervalos entre trens de pulso também podiam ser variados um pouco de caractere para caractere, o que em certos casos facilitava a aprendizagem sendo, no entanto, absolutamente possível o reconhecimento de diferentes caracteres com o mesmo intervalo entre pontos. Deve-se analisar a possibilidade de se ter, no sistema futuro, uma regulagem do intervalo entre trens de pulso, devido às características do processo de aprendizagem do caractere, conforme será discutido no sub-item 8.3.3.2.

Vale repetir que o objetivo deste estudo não era encontrar faixas de valores ideais de estimulação para diversos sujeitos, mas sim analisar a influência de cada parâmetro na sensação subjetiva e no processo de aprendizagem. Estes valores foram considerados bons para os sujeitos que participaram deste estudo, mas não podem ser simplesmente estendidos a todos os casos. Eles devem ser estudados caso a caso, pois os parâmetros são muito variáveis de pessoa para pessoa. Cabe ressaltar que muitos destes valores nem sequer haviam sido testados anteriormente para este sistema [Antonino, 1993].

Quanto à intensidade da estimulação, observou-se que as mulheres tiveram uma maior sensibilidade na pele aceitando, portanto, menores intensidades de estimulação. Estes resultados vêm confirmar conclusões de outros trabalhos [Kaczmarek *et al.*, 1991a; Pfeiffer, 1968] sobre as diferenças de sensibilidade na estimulação de homens e mulheres. Outro dado interessante foi a presença de um sujeito obeso, que necessitava de níveis de intensidade de estimulação mais altos que os demais, talvez devido à sua maior camada adiposa.

A decisão quanto ao local a ser feita a estimulação (costas ou abdômen), foi deixada a cargo de cada sujeito. Conforme foi explicado no capítulo 5, não haveria muita diferença na estimulação feita nas costas ou no abdômen. Conforme dito anteriormente, no caso deste estudo, os sujeitos experimentaram a estimulação tanto nas costas como no abdômen, preferindo a estimulação feita no abdômen. Segundo eles, a estimulação no abdômen parecia ser mais confortável, permitia que o próprio sujeito fizesse algum tipo de ajuste na cinta se necessário, e o reconhecimento de caracteres parecia ser melhor.

### *8.3.3 - Análise da capacidade de aprendizagem dos caracteres*

Nesta fase, foram analisados vários aspectos:

- Formas de Estimulação
- Aprendizagem Isolada do Caractere
- Aprendizagem da Diferenciação entre Caracteres
- Taxa de Acertos no Reconhecimento de Caracteres

#### *8.3.3.1 - Formas de estimulação*

Conforme foi explicado no capítulo 7, o "software" inicialmente utilizado nos testes [Antonino, 1992] gerava uma estimulação feita em forma de "carimbo", ou seja, todos os pontos que compunham o caractere eram estimulados simultaneamente. Tendo-se notado que a capacidade de aprendizagem dos caracteres apresentados desta forma era pequena, passou-se a analisar outras possibilidades de apresentar os caracteres para facilitar o seu reconhecimento. A princípio, começou-se a variar a frequência de estimulação para, desta forma, aumentar ou diminuir a "velocidade" com que os caracteres eram "carimbados" na superfície da pele do sujeito. Como não se percebeu grande melhoria neste método, optou-se por analisar a forma como o caractere estava sendo "desenhado".

Analisou-se como é feita a escrita por pessoas de visão normal, ou seja, qual é a forma como elas escrevem os caracteres de forma à mão normalmente. Considerou-se também que, ao se fazer um reconhecimento tátil de algum objeto, faz-se isto de uma maneira seqüencial e contínua, identificando primeiramente o contorno daquilo que deseja identificar. Baseando-se nisto, optou-se por tentar uma estimulação onde os pontos dos caracteres fossem apresentados um a um, em uma velocidade adequada, para que este caractere fosse sentido na superfície da pele como um desenho dele feito "por uma ponta de lápis" ou "por um pincel", como foi



citado pelos sujeitos, por exemplo. Para fazer a seqüência dos pontos dos caracteres, utilizou-se como base a maneira normal de escrita de caracteres de forma maiúsculos.

Portanto, os dois tipos de "impressão" de caracteres utilizados foram:

- na forma de um "carimbo", pois todos os pontos que compõem o caractere são estimulados simultaneamente na matriz eletrotátil, como pode ser observado na Fig. 7.3 do capítulo anterior;
- escrita seqüencial, onde procura-se imitar a maneira como se escreve uma letra, estimulando-se, um de cada vez, os pontos que compõem o caractere, como pode ser observado na Fig. 7.4 do capítulo anterior.

Ao se mudar para este tipo de estimulação seqüencial, a aceitação por parte dos sujeitos foi bem maior, de forma a obter resultados no que se refere à aprendizagem, reconhecimento e acertos muito melhores. Nos primeiros testes com este tipo de estimulação, notou-se que os sujeitos conseguiam reproduzir o caractere que lhes estava sendo estimulado, "desenhando-o" com a mão em nossas costas ou na palma de suas mãos.

#### ***8.3.3.2 - Aprendizagem isolada do caractere***

Ao aprender um caractere pela primeira vez na forma de estimulação eletrotátil, percebeu-se que os sujeitos fazem um tipo de codificação para cada um dos caracteres. Esta codificação inclui não somente o formato da letra em si, mas características-chave daquele caractere. Uma letra "a" maiúscula, por exemplo, chama a atenção pela barra horizontal que a corta no meio ao final de seu desenho. Este tipo de reconhecimento fortemente influenciado por uma característica básica do todo, já foi observado nos casos de reconhecimento de imagens no caso de estimulação eletrotátil citados no capítulo 3, como o caso de estratégias de

categorizar letras de acordo com suas características comuns [Bach-y-Rita, 1972] e também no reconhecimento "de relance" de objetos já conhecidos somente por uma parte de seu todo [White, 1970].

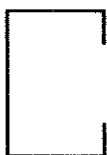
Observou-se também que dependendo da frequência de estimulação, quando o caractere era apresentado com uma velocidade muito alta de varredura dos pontos, o sujeito tendia a se confundir tanto no reconhecimento do caractere, quanto na descrição de seu formato. Algumas vezes, devido a esta alta velocidade, o sujeito descrevia a letra como estando "de cabeça para baixo" ou "virada", fosse para um lado ou para outro. Não se sabe exatamente porque isso ocorreu, mas imaginou-se que talvez isto fosse devido a um tipo de "congestionamento" de informações nas vias sensoriais, atrapalhando o reconhecimento a nível cerebral, talvez por um processo de somação temporal.

Foi interessante notar também que era necessária uma pausa de alguns poucos segundos para uma nova estimulação. Quando uma estimulação era feita logo em seguida da outra, o sujeito apresentava dificuldades no reconhecimento do caractere, sendo muito comum que ele pedisse que se colocasse novamente a estimulação, não apresentando então nenhum problema.

Também a frequência muito baixa de estimulação mostrou-se inadequada para o reconhecimento do caractere. Neste caso, o fato de demorar muito tempo para finalizar a apresentação de um caractere, fazia com que o sujeito perdesse a noção do caractere como um todo, de forma que ele parecia "esquecer" o começo do caractere. Isto provavelmente está relacionado a um problema de adaptação sensorial.

Outro fator que observou-se foi o baixo poder de resolução da superfície da pele, relatado em vários trabalhos sobre estimulação [Collins, 1970; Bach-y-Rita, 1972; Kaczmarek *et al.*, 1991a]. Quando os testes foram iniciados, percebeu-se uma dificuldade grande do sujeito em reconhecer a letra C, que freqüentemente

se confundia com a letra L. Isto ocorreu porque, naquela época, a letra C era desenhada da seguinte forma:



**Fig. 8.2:** Letra C como era estimulada inicialmente.

Como esta forma de desenhar a letra possuía muitos detalhes, o C foi simplificado para um C mais simples, como desenhado abaixo, que foi mais facilmente reconhecido:



**Fig. 8.3:** Letra C como passou a ser estimulada depois.

Ao fazer alguns testes para que fossem filmados, pediu-se ao sujeitos que fizessem um desenho imaginário no ar do que sentiam na estimulação. Alguns desenharam na palma de suas mãos e um deles nas minhas costas. Foi então que percebeu-se que a letra C, desenhada como na Fig. 8.3 acima, não era desenhada com ângulos retos como era estimulada, mas de uma forma arredondada, como é escrita a letra cursiva. Até então isto não havia sido observado, e levantou-se a hipótese de que o sistema nervoso central compõe a estimulação em uma imagem mental que elimina as redundâncias daqueles ângulos retos, criando imagens mais simplificadas e até mais usuais àqueles que já tiveram visão.

### *8.3.3.3 - Aprendizagem da diferenciação entre caracteres*

Foi observado que os sujeitos tinham uma facilidade maior de reconhecimento entre caracteres, ou seja, um caractere de difícil reconhecimento isoladamente poderia ser facilmente distinguido de outro em uma bateria de testes. Atribuiu-se isto aos aspectos individuais que se destacam em cada caractere, e que se tornam mais evidentes quando um caractere é comparado com outro, como explicado anteriormente. Observou-se também que, conforme o número maior de caracteres reconhecidos, os novos caracteres eram aprendidos com maior facilidade que os primeiros.

Além deste fator, notou-se também que não só as características da letra contribuíam para seu reconhecimento, mas também as diferentes frequências e amplitudes de estimulação. Um caractere composto de mais pontos é sentido a um limiar mais baixo de intensidade que um caractere contendo menos pontos, devido à frequência de estimulação de cada ponto, conforme dado na Tabela 8.I. Como a regulagem no potenciômetro era feita no começo de cada sessão de testes para cada sujeito, alguns caracteres eram mais "fortes" que outros, devido ao número diferente de pontos entre eles. Houve problema somente com a letra "i" que não conseguia ser sentida na regulagem adequada para todas as outras. Para solucionar este problema, fez-se a letra "i" com duas barras verticais paralelas, como que "engordando" a letra. Desta forma, o número de pontos de estimulação ficou semelhante às demais letras, podendo então ser reconhecido com as mesmas amplitudes de estimulação.

Devido a estas inevitáveis diferenças de amplitude, mesmo que sutis, o reconhecimento do caractere incluiu também o fator de intensidade de estimulação ( $\Sigma$ ), com forte peso no reconhecimento do caractere. Após descobrirmos isto, percebeu-se que dar uma letra-referência para o sujeito o ajudava muito no reconhecimento entre um caractere e outro. Por isto, os parâmetros de estimulação

eram sempre ajustados pela letra C, que era a mais "forte" em termos de amplitude. Curiosamente, observou-se esta associação com a amplitude não por um relato imediato dos sujeitos, que o confirmaram depois, mas pelo desgaste das baterias. Quando sua carga diminuía, aumentava-se bruscamente o nível de erros nos testes realizados.

À medida em que os testes foram sendo realizados, foram surgindo necessidades de modificação do sistema, especialmente em "software" e ele foi sendo aperfeiçoado. Com isto, o tempo aparentemente grande de testes incluiu não só a aprendizagem dos caracteres, mas também um processo de tentativa e erro para conseguir a melhoria do sistema. Com a melhoria do "software" e a resolução de alguns pequenos problemas no "hardware", a taxa de aprendizado no último mês foi incrivelmente maior do que nos meses anteriores. Ao todo, foram seis caracteres aprendidos (a, c, d, i, l, r), sendo que o último sujeito a entrar no grupo reconheceu em sua primeira sessão três caracteres diferentes que lhe foram apresentados pela primeira vez .

Os dados adquiridos permitiram, além das melhorias implementadas citadas, concluir que o sistema é factível e que o aprendizado é possível e relativamente rápido, após feitos os devidos ajustes a cada sujeito.

#### **8.3.3.4 - Taxa de acertos no reconhecimento de caracteres**

Obteve-se uma taxa de acertos muito satisfatória nos testes realizados. Ao todo, foram 19 testes de reconhecimento de caracteres, realizados sob diferentes condições do sistema, documentados desde os primeiros testes. Para uma melhor avaliação dos resultados dos testes, ele é apresentado abaixo na Tabela 8.V, que resume cada dia de testes específicos em reconhecimento de caracteres, de forma que se perceba a influência de alguns fatores na taxa de acertos. Esta tabela também discrimina os diferentes sujeitos, para que se possa avaliar as variações de cada um. Os testes estão apresentados de forma integral no anexo 2.

Para a discussão a respeito da aprendizagem, dos fatores que a influenciavam, das necessidades do sistema, etc., levou-se em consideração não somente estes testes, mas também os vários testes realizados no período de aprendizagem e apresentação de novos caracteres. Estes testes compreendem: a apresentação de um novo caractere a cada sujeito; sua familiarização com o novo caractere; mudança dos parâmetros de estimulação para um melhor reconhecimento, o que necessariamente inclui uma fase de nova aprendizagem do caractere, vista a associação feita entre caractere e forma de estimulação. Assim, os testes acima citados compõem apenas uma súmula das inúmeras estimulações feitas. Dos três sujeitos com quem trabalhei, dois deles tiveram mais disponibilidade nestes dias específicos de testes, mas a avaliação das dificuldades de cada um pôde ser feita nos testes de período de aprendizagem e ajuste de parâmetros de estimulação.

<u>Dia/ {Sujeito}</u>	<u>Letras envolvidas</u>	<u>Acertos(%)</u>	<u>Observações</u>
17/03 {A}	L, C	100	
	L,C,D	50	
	L,C,D	90	
25/03 {A}	L,C,D,I	50	
	L,C,I	80	
22/04 {A}	R,D,C	70	
05/05 {A}	L,C,D,R	40	Testes feitos após nova regulagem de parâmetros
12/05 {A}	L,C,D,I	60	Modificação na apresentação da letra I
	L,C,D,I	60	
{B}	L,C,D,I	70	Sujeito novo
	L,C,D,I	60	
{C}	L,C,D,I	90	Sujeito novo
	L,C,D,I	70	
13/05 {B}	L,C,D,I	100	
19/05 {B}	L,C,D,I	80	
02/06 {A}	L,C,D,I,A	50	Introdução de novo caractere, ajuste ruim da cinta
	L,C,D,I,A	70	Melhoria na cinta, melhor frequência de estimulação

**Tabela 8.V:** Taxa de acertos ao longo dos dias de testes.

Na realização dos conjuntos de testes, observou-se que no caso de erros, era mais adequado para a melhor aprendizagem das letras que fosse indicado ao sujeito quando houve erro, e que fosse informado a ele qual era o caractere correto naquele caso, simultaneamente à estimulação. Este “feedback” para reforçar o aprendizado já havia sido citado no capítulo 3 por Bach-y-Rita [1972] e White [1970]. Desta forma, o aprendizado era reforçado e também podia ser observado, no caso de erro repetitivo, se a deficiência era no aprendizado ou em outros fatores, tais como: cinta de eletrodos com contato deficiente em alguma região, intensidade inadequada de estimulação, baterias fracas, ou outros fatores, alheios ao processo pessoal de aprendizagem, que estivessem levando o sujeito a confundir os caracteres.

#### *8.4 - Sugestões de Melhorias Futuras*

Dos resultados dos testes descritos aqui e da análise das verdadeiras necessidades dos deficientes visuais, alguns tópicos de implementações futuras foram levantados.

Em termos de “hardware”, é necessária uma miniaturização do sistema, para que ele se torne portátil. Há necessidade também de se realizar mais testes para que se possa fazer uma avaliação mais precisa dos parâmetros que podem ter valores fixos em um sistema futuro, e aqueles que deveriam ser controlados pelo sujeito, e não somente pelo condutor de testes, como é feito atualmente. Até agora, parece ser necessária a criação de pelo menos dois botões de controle do usuário: um para a intensidade da estimulação e outro para o controle da frequência ( $I_t$ ). Também seria interessante que o controle de intensidade tivesse uma faixa mais fina de amplitudes, permitindo ao sujeito uma regulagem fina melhor.

O contato deficiente da cinta de eletrodos foi um problema constante durante os testes. Houve problemas de perda de elasticidade, falta de contato



adequado ao corpo devido ao fato da cinta não ter sido desenvolvida para aquela utilização específica, sudorese, regulagens individuais da cinta, etc. Por isso, tenta-se atualmente, no Departamento de Engenharia Biomédica desta Faculdade, o desenvolvimento de uma cinta de estimulação que utilize um material diferente no lugar dos eletrodos e que seja presa ao corpo do sujeito de uma maneira mais eficaz e confortável. A cinta também será expandida para uma matriz de 256 pontos, de forma a permitir o uso de figuras obtidas por uma câmera.

Um estudo mais completo de faixas gerais de parâmetros de estimulação para este sistema deverá ser realizado futuramente, para que se conclua a caracterização da faixa útil de utilização deste sistema.

Para que não haja problema de diferenças muito grandes de intensidade dependendo da imagem a ser estimulada, como era o caso da letra “i”, citado anteriormente neste capítulo, é desejável que se desenvolva um sistema de “equalização” da carga entregue à pele, para que não ocorra uma estimulação desconfortável. Este sistema deveria ser capaz de analisar a imagem a ser transmitida e normalizar a intensidade com que o estímulo seria entregue à cada eletrodo, após haver sido feita uma regulagem de intensidade máxima de conforto para cada sujeito. Também o efeito de somação espacial deve ser considerado, pois neste tipo de matrizes grandes bi-dimensionais este efeito é muito comum, porém freqüentemente desconsiderado.

Este trabalho inicial tem um caráter de estudo de necessidades e, portanto, pretende também levantar algumas das linhas de pesquisa a serem desenvolvidas posteriormente. Algumas destas sugestões estão citadas aqui, e espera-se que outras pessoas venham a desenvolver alguns destes temas, pois a existência de um grupo de trabalho na área geraria uma produção mais sinérgica e concentrada, estando provavelmente concluída mais cedo.

## Capítulo 9

### CONCLUSÃO

---

Este estudo provou que um TVSS é factível em nossa realidade de pesquisa e foi aceito por uma amostra de deficientes visuais. Os testes realizados foram de grande importância para comprovar que o sistema tátil é capaz de mediar informações e transmiti-las ao sistema nervoso central, compondo informações sequenciais em um todo, podendo realmente ser utilizado como interface com o mundo visual. Também puderam ser detectadas algumas melhorias que precisam ser realizadas para a futura implementação prática deste sistema com imagens reais obtidas por uma mini-câmera.

Os testes realizados provaram que técnicas adequadas de apresentação do estímulo, ensino de caracteres, correção dos erros e avaliação do desempenho são importantes na utilização de um sistema como este, devido aos fatores psicológicos, neurológicos e educacionais envolvidos. Os fatores psicológicos, tais como ansiedade e medo do desconhecido, por exemplo, estão envolvidos no processo de aprendizagem, bem como os fatores educacionais que envolvem tantas destas

técnicas, mas freqüentemente são ignorados por pessoas da área tecnológica, por puro desconhecimento e ignorância.

Muitas das técnicas essenciais aqui apresentadas são “óbvias” para quem trabalha com ensino, mas não o são para aqueles cuja formação é o de desenvolver estes aparelhos de reabilitação. É muito importante àquele que trabalha na área de Engenharia de Reabilitação, uma área basicamente multidisciplinar, perceber a existência dos fatores acima citados, pois somente assim poderá reconhecer as áreas onde terá que recorrer à ajuda de pessoas mais especializadas. Não se pode ignorar os fatores pessoais envolvidos na utilização de um aparelho, somente por não saber como lidar com eles, pois os principais prejudicados são aqueles a quem se quis ajudar. É preciso reconhecer a necessidade de formação de grupos multidisciplinares de trabalho quando necessário, e também a dedicação a estudos fora de sua área original, o que pode vir a ser uma experiência fascinante.

Várias melhorias devem ser realizadas neste sistema antes que ele possa ser utilizado por uma população de deficientes visuais em termos práticos. Dentre elas, podem ser citadas melhorias na cinta de eletrodos, nas faixas de valores ideais dos parâmetros de estimulação, o desenvolvimento de um “software” de captação de imagens, sem o qual é impossível que este sistema se torne viável e prático.

A aceitação do sistema por parte dos deficientes visuais foi boa e a disposição e paciência deles foi realmente incrível. No entanto, como foi citado anteriormente, a frustração que pode ocorrer com o mundo visual pode ser muito grande para compensar o risco de se utilizar tal sistema como simples meio de “matar a curiosidade” que se possa ter com o mundo visual ou, pior ainda, de se esperar que a melhoria futura do sistema possa dar aos deficientes a possibilidade de “ver” novamente.

De uma maneira grosseira, pode-se dizer que o mundo visual como o vemos diariamente é composto de seus aspectos geométricos, de sombras e cores. Os aspectos geométricos, ou seja, a forma dos objetos, carregam as informações

básicas sobre eles, juntamente com as sombras, que complementam a interpretação sobre a direção da iluminação. As cores são um complemento agradável, mas não necessariamente indispensável à vida das pessoas, haja visto que diversas pessoas são cegas para cores e ainda assim levam vidas normais.

Um TVSS provavelmente nunca será capaz de proporcionar a um cego a experiência visual que as pessoas de visão normal têm. No entanto, visto que um TVSS mostrou-se capaz de transmitir a um deficiente visual as informações sobre formas e sombras de um objeto, acredito que, futuramente, com o desenvolvimento de novas tecnologias, seja possível que um TVSS possa proporcionar ao deficiente visual maior autonomia para realizar suas atividades, aumentando suas possibilidades profissionais e sua adaptação ao mundo visual.

Finalmente, acredito que um sistema como este, usado em centros de reabilitação ou escolas especiais para deficientes visuais, pode ser útil não só na aprendizagem dos conceitos visuais que melhorariam a compreensão do mundo visual, o mapa cognitivo e a representação espacial, mas também na aprendizagem de letras “normais” do alfabeto latino e sua escrita, possibilitando a assinatura do nome, aspecto prioritário para que a pessoa se torne legal e juridicamente mais independente.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

---

- AAMI - Standards and Recommended Practices, vol.2 - Biomedical Equipment, *Association for the Advancement of Medical Instrumentation*, 1993.
- Aidley, D.J.: "The Physiology of Excitable Cells", *Cambridge University Press*, 1971.
- Anderson, D.W.: "Mental Imagery in Congenitally Blind Children", *Journal of Visual Impairment & Blindness*, vol. 78, no.5, 1984.
- Antonino, P.H.D.: "Estudo Preliminar para o Desenvolvimento de um Sistema de Substituição da Visão Através da Sensação Tátil, Utilizando Estimulação Eletrocutânea", *Tese de Mestrado*, UNICAMP, 1993.
- Bach-Y-Rita, P.: "Brain Mechanisms in Sensory Stimulation", *Academic Press*, New York, 1972.
- Bach-y-Rita, P.: "Neurophysiological Basis of a Tactile Vision-Substitution System", *IEEE Transactions on Man-Machine Systems*, vol. MMS-11, 1970.
- Bach-y-Rita, P.; Collins, C.C.; Saunders, F.A.; White, B.; Scadden, L.: "Vision Substitution by Tactile Image Projection", *Nature*, vol. 221, 1969.

- Bliss, J.C.; Katcher, M.H.; Rogers, C.H.; Shepard, R.P.: “Optical-to-Tactile Image Conversion for the Blind”, *IEEE Transactions on Man-Machine Systems*, vol. MMS-11, no.1, 1970.
- Bliss, J.C.: “Human Operator Describing Functions with Visual and Tactile Displays”, *3rd Annual NASA University Conference on Manual Control*, NASA sp-144, 67-80, 1976, “apud” Kume, Y.; Ohzu, H.: “Electrocutaneous Stimulation for Information Transmission- I : Optimum Waveform Eliciting Stable Sensation Without Discomfort”, *Acupuncture & Electro-Therapeut. Res. Int. J.*, Vol.5, 1980.
- Brabyn, J.A.: “New Developments in Mobility and Orientation for the Blind”, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. BME-29, no.4, 1982.
- Carpenter, R.H.S.: “Neurophysiology”, *Editora Edward Arnold*, 2a. edição, 1990.
- Carvalho, J. O. F.: “Referenciais para Projetistas e Usuários de Interfaces de Computadores Destinadas aos Deficientes Visuais”, *Tese de Mestrado*, UNICAMP, 1994.
- Casey, S.M.: “Cognitive Mapping by the Blind”, *Journal of Visual Impairment & Blindness*, vol.72, no.8, 1978.
- Castleman, K.R.: “Digital Image Processing”, *Prentice-Hall*, 1979.
- Collins, C.C.: “Tactile Television - Mechanical and Electrical Image Projection”, *IEEE Transactions on Man-Machine Systems*, vol. MMS-11, no.4, 1970.
- Collins, C.C.; Saunders, F.A.: “Pictorial Display by Direct Electrical Stimulation of the Skin”, *Journal of Biomedical Systems*, vol.1, 1970, “apud” Collins, C.C.: “Tactile Television - Mechanical and Electrical Image Projection”, *IEEE Transactions on Man-Machine Systems*, vol. MMS-11, no. 4, 1970.
- Daugherty, K.M.; Moran, M.F.: “Neurophysical, Learning and Developmental Characteristics of the Low Vision Child”, *Journal of Visual Impairment & Blindness*, vol.76, no.10, 1982.

- Dodds, A.G.: “Mental Rotation and Visual Imagery”, *Journal of Visual Impairment & Blindness*, vol.77, 1983.
- Dodds, A.G.; Howarth, C.I.; Carter, D.C.: “The Mental Maps of the Blind: The Role of Previous Visual Experience”, *Journal of Visual Impairment & Blindness*, vol.76, no. 1, 1982.
- Fletcher, J.F.: “Spatial Representation in Blind Children. 1. Development Compared to Sighted Children”, *Journal of Visual Impairment & Blindness*, vol.74, no.10, 1980.
- Fletcher, J.F.: “Spatial Representation in Blind Children. 2. Effects of Task Variations”, *Journal of Visual Impairment & Blindness*, vol.75, no.1, 1981.
- Franzén, Ove: “Neural Activity in the Somatic Primary Receiving Area of the Human Brain and its Relation to Perceptual Estimates”, *IEEE Transactions on Man-Machine Systems, Communications*, 1970.
- Ganong, W.F.: “Fisiologia Médica”, Ed. Atheneu, São Paulo, 4a. edição, 1983.
- Guarniero, G.: “Tactile Vision: A Personal View”, *Journal of Visual Impairment & Blindness*, vol. 71, no.3, 1977.
- Guyton, A. C.: “Fisiologia Humana e Mecanismos das Doenças”, Ed. Guanabara, Rio de Janeiro, 1986.
- Hall, A.: “Recommendations for Evaluating Innovative Products for the Visually Handicapped”, *Journal of Visual Impairment & Blindness*, vol. 74, no. 3, 1980.
- José, N.K.: “Estimativa de Prevalência sobre Cegos e Deficientes Visuais”, 1993. Dados fornecidos pelo Centro de Estudos e Pesquisas Dr. Gabriel Porto da Faculdade de Ciências Médicas da Universidade Estadual de Campinas - UNICAMP, “apud” Carvalho, J. O. F.: “Referenciais para Projetistas e Usuários de Interfaces de Computadores Destinadas aos Deficientes Visuais”, *Tese de Mestrado*, UNICAMP, 1994.
- Kaczmarek, K.; Bach-y-Rita, P.; Tompkins, W.J.; Webster, J.G.: “A Tactile Vision-Substitution System for the Blind: Computer-Controlled Partial Image

Sequencing”, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. BME-32, no. 8, 1985.

- Kaczmarek *et al.*[1991a]

Kaczmarek, K.A.; Webster, J.G.; Bach-Y-Rita, P.; Tompkins, W.J.: “Electrotactile and Vibrotactile Displays for Sensory Substitution Systems”, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol.38, no. 1, 1991.

- Kaczmarek *et al.* [1991b]

Kaczmarek, K.A.; Kramer, K.M.; Webster, J.G.; Radwin, R.G.: “A 16-Channel 8-Parameter Waveform Electrotactile Stimulation System”, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 38, no. 10, 1991.

- Kaczmarek, K.A.; Webster, J.G.; Radwin, R.G.: “Maximal Dynamic Range Electrotactile Stimulation Waveform”, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol.39, no.7, 1992.

- Kume, Y.; Ohzu, H.: “Electrocutaneous Stimulation for Information Transmission- I : Optimum Waveform Eliciting Stable Sensation Without Discomfort”, *Acupuncture & Electro-Therapeut. Res. Int. J.*, vol.5, 1980.

- Kume, Y.; Ohzu, H.: “Electrocutaneous Stimulation for Information Transmission - II: Spatial Characteristics of Skin Sensations”, *Acupuncture & Electro-Therapeut. Res. Int. J.*, vol.6, 1981.

- Kume, Y.; Ohzu, H.: “ Perception of Dot Matrix Characters through Skin Sensation by Electrical Stimulation”, *Medical & Biological Engineering & Computing*; vol.24, 1986.

- Loomis, J.M.; Collins, C.C.: “Sensitivity to Shifts of a Point Stimulus: An Instance of Tactile Hiperacuity”, *Perception & Psychophysics*, vol. 24, no. 6, 1978.

- Mason, J.L.; Mackay, N.A.M.: “Pain Sensations with Electrocutaneous Stimulation”, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. BME-23, no. 5, 1976.



- Melen, R.D.; Meindl, J.D.: "Electrocutaneous Stimulation in a Reading Aid for the Blind", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. BME-18, no. 1, 1971.
- Mladejovsky, M.G.; Eddington, D.K.; Evans, J.R.; Dobbelle W.H.: "A Computer-Based Brain Stimulation System to Investigate Sensory Prostheses for the Blind and the Deaf", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. BME-23, no. 4, 1976.
- Mountcastle, V. B. : "Fisiologia Médica", 13a. edição, *Ed. Guanabara Koogan*, Rio de Janeiro, 1982.
- Nye, P.W.; Bliss, J.C.: "Sensory Aids for the Blind: A Challenging Problem with Lessons for the Future", *Proceedings of the IEEE*, vol. 58, no.12, 1970.
- 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, 1968.
- Pun, T.: "Tactile Artificial Sight: Segmentation of Images for Scene Simplification", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. BME-29, no. 4, 1982.
- Santin, S.; Simmons, J.N.: "Problems in the Construction of Reality in Congenitally Blind Children", *Journal of Visual Impairment & Blindness*, vol. 71, no.10, 1977.
- Saunders, F.A.: "Recommended Procedures for Electrocutaneous Displays", *Functional Electrical Stimulation: Application in Neural Prostheses*, F.T. Hambrecht and J.B. Rswick Eds, Dekker, 1977, "apud" Kume, Y.; Ohzu, H.: "Electrocutaneous Stimulation for Information Transmission- I : Optimum Waveform Eliciting Stable Sensation Without Discomfort", *Acupuncture & Electro-Therapeut. Res. Int. J.*, vol.5, 1980.

- Spisz, T.S.; Weed, H.R.: “An Image Acquisition Subsystem for Tactile Vision Substitution”, *Annual Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, vol.13, no. 4, 1991.
- Stephens, B.; Grube, C.: “Development of Piagetian Reasoning in Congenitally Blind Children”, *Journal of Visual Impairment & Blindness*, vol.76, no. 4, 1982.
- Szeto, A.Y.J.; Saunders, F.A.: “Electrocutaneous Stimulation for Sensory Communication in Rehabilitation Engineering”, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. BME-29, no. 4, 1982.
- Szeto, A.Y.J.; Christensen K.T.: “Technological Devices for Deaf-Blind Children: Needs and Potential Impact”, *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, vol.7, no. 3, 1988.
- Vanderheiden, G.C.: “Making Software More Accessible for people with Disabilities. A White Paper on the Design of Software Application Programs to Increase Their Acceptability for People with Disabilities”; Trace R & D center at the University of Wisconsin - Madison, USA, “apud” Carvalho, J. O. F.: “Referenciais para Projetistas e Usuários de Interfaces de Computadores Destinadas aos Deficientes Visuais”, *Tese de Mestrado*, UNICAMP, 1994.
- Webster, J.G.: “Medical Instrumentation, Application and Design”, *Houghton Mifflin Company*, 2a. edição, 1992.
- Weinstein, S.: “Intensive and Extensive Aspects of Tactile Sensitivity as a Function of Body Part, Sex and Laterality”, em Kenshalo, D.R., editor: *The Skin Senses*, Charles C. Thomas, Publisher, 1968, “apud” Mountcastle, V. B. : “Fisiologia Médica”, 13a. edição, *Ed. Guanabara Koogan*, Rio de Janeiro, 1982.
- Weiss, J.; Weiss, J.: “Teaching Handwriting to the Congenitally Blind”, *Journal of Visual Impairment & Blindness*, vol. 72, vol. 7, 1978.
- White, B.W.: “Perceptual Findings with the Vision-Substitution System”, *IEEE Transactions on Man-Machine Systems*, vol. MMS-11, no. 1, 1970.

- Wiley, J.D.; Webster, J.G.: “Analysis and Control of the Current Distribution under Circular Dispersive Electrodes”, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. BME-29, no. 5, 1982.

## APÊNDICE A

### Postulados e Definições da Fisiologia Sensorial

---

---

A literatura [Guyton, 1986; Mountcastle, 1982; Ganong, 1983] utiliza, até o presente momento, os seguintes postulados e definições, que foram utilizados nesta dissertação.

#### Definições

*Adaptação:* Receptores táteis podem ser definidos grosseiramente pela sua velocidade de adaptação à mudança em degrau na pressão aplicada na pele. A adaptação sensorial é um fenômeno que pode ser definido como uma sensação que diminui com o tempo, quando um estímulo é mantido em uma intensidade constante. A resposta de um receptor é medida pela sua capacidade de produzir uma taxa de disparos de potenciais de ação na sua correspondente fibra nervosa aferente; um potencial de ação é sempre um evento “tudo ou nada” [Kaczmarek, 1991].

Quando ocorre adaptação, a taxa de disparos diminui com o tempo, diminuindo a sensação.

A velocidade com a qual as diferentes fibras sensoriais respondem à estimulação contínua classifica as fibras em adaptação rápida e lenta. As fibras de adaptação rápida detectam somente transientes temporais ou espaciais, mas podem ser ativadas por estímulos de baixa densidade e fornecem pouca informação sobre a intensidade de um estímulo. As fibras de adaptação lenta respondem ao início do estímulo com uma descarga de alta frequência cuja duração e pico são funções da velocidade de aplicação do estímulo e da sua intensidade final. Elas fornecem informações sobre a intensidade dos estímulos quando aplicados constantemente. [Mountcastle, 1982]

A adaptação serve para reduzir a quantidade de informação que não é importante que chega ao sistema nervoso central. Ela também permite que o receptor forneça informação sobre a taxa de mudança de um estímulo, deixando portanto o receptor bem mais sensível a pequenas mudanças na intensidade, sem sacrificar a capacidade de responder a uma grande faixa de intensidades de estímulos [Aidley, 1971].

Campo receptivo periférico: É a área periférica dentro da qual um estímulo de intensidade suficiente e adequado evocará uma descarga de impulsos em uma unidade sensorial. Os limiares variam com a posição de estímulo dentro do campo receptivo, sendo geralmente mais baixos perto de seu centro, o que parece ser determinado pela densidade de terminais dentro do campo receptivo. Os campos receptivos de fibras aferentes podem variar muito em tamanho; em geral essa variação ocorre inversamente em relação ao número de fibras que enervam uma dada unidade de área [Mountcastle, 1982]. Os campos receptivos periféricos podem se sobrepor e quando o estímulo cai em uma dessas áreas de sobreposição, estimulam então as fibras destes campos em diferentes proporções, dependendo da posição onde este estímulo ocupa os campos receptivos. Quando os campos

receptivos são grandes, ocorre um tipo de “borrão” na imagem neural, que pode ser neutralizado, até um certo ponto, pelo processo de inibição lateral [Carpenter, 1990].

Fibra nervosa: É uma célula excitável capaz de transmitir impulsos eletroquímicos através de suas membranas.

Fibra Nervosa Aferente de Primeira Ordem: É a fibra nervosa que conduz informações de receptores periféricos para o Sistema Nervoso Central (SNC).

Integração mental ou síntese, no caso de um TVSS, é o processo pelo qual o usuário deste sistema deve perceber e então lembrar partes individuais de uma imagem para ser capaz de chegar a uma composição mental da imagem inteira. [Kaczmarek *et al.*, 1985]

Inibição Lateral: É uma forma de inibição na qual a ativação de determinada unidade nervosa está associada à inibição de atividade em unidades vizinhas. É um fenômeno geral dos sistemas sensoriais dos mamíferos, que ajuda a aumentar a eficiência do estímulo, reduzir a redundância de informação e melhorar a discriminação [Ganong, 1983].

A inibição lateral é análoga à adaptação, mas a primeira se dá no domínio espacial e a segunda no domínio temporal. A inibição lateral deixa os neurônios sensíveis à mudança de um padrão de atividade neural, enfatizando as regiões onde a estimulação começa ou termina. O fato da inibição lateral aguçar as margens do estímulo compensa o efeito de “borrão” que ocorre nos campos receptivos que se sobrepõem [Carpenter, 1990].

Somestesia: Sensação ou sensibilidade corporal, incluindo os sentidos cutâneo e cinestésico.

Terminação sensorial: É o terminal periférico de uma fibra nervosa aferente. As terminações sensoriais possuem *limiares*, que serão discutidos

posteriormente. O limiar é uma quantidade variada, e por isso é comumente definido a partir de uma estimativa estatística.

Unidade sensorial: É uma fibra nervosa aferente primária, incluindo todos os seus ramos periféricos e centrais.

### **Postulados:**

Especificidade das fibras nervosas: Diferentes conjuntos de fibras nervosas, quando ativos, suscitam diferentes sensações graças às suas diferentes conexões centrais. Em princípio, um determinado conjunto de fibras nervosas suscita sempre uma determinada sensação, independentemente de como as fibras sejam excitadas, quer natural ou artificialmente. [Mountcastle, 1982]

Excitação de uma terminação nervosa aferente: Os dois tipos de atividades para as quais as células nervosas estão capacitadas são claramente ilustradas pela terminação neural e seu respectivo axônio: o primeiro é um condutor de fenômenos locais, graduáveis e passíveis de somação, o segundo é um condutor explosivo “tudo ou nada”.

A excitação de uma terminação nervosa aferente pode ser resumida na seguinte seqüência, dada por Mountcastle [Mountcastle, 1982]:

Estímulos → Mudança de permeabilidade → Corrente geradora (transferência de carga) → Despolarização local (potencial gerador) → Potencial de ação conduzido

Portanto, ocorrem fenômenos locais entre a aplicação de um estímulo ao receptor sensorial e a descarga de impulsos na raiz axônica. Este fenômeno local é uma transferência de carga através da membrana do terminal neural, transferência que produz uma despolarização chamada potencial gerador. Este fenômeno gerador não é conduzido mas, por outro lado, invade as regiões adjacentes dos axônios por

uma propagação eletrotônica. Ele tem ainda a propriedade de ser somado tanto temporal quanto espacialmente, não demonstra período refratário e, quando a despolarização na membrana geradora de potencial de ação atinge o limiar, resultam potenciais de ação que se propagam.

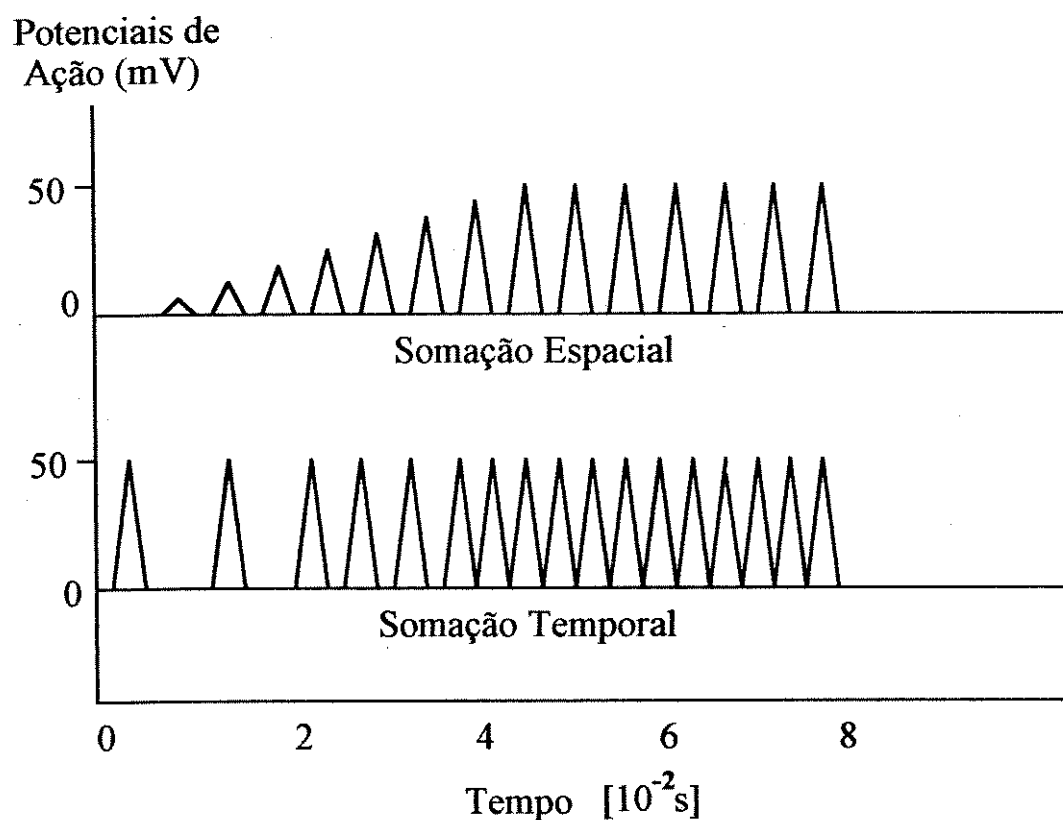
Princípio da Superposição: Os ramos periféricos de unidades sensoriais adjacentes estão consideravelmente superpostos, e essa superposição varia gradativamente ao longo de uma superfície sensorial como, por exemplo, a pele. Este princípio da superposição gradativa é importante para a compreensão dos mecanismos centrais na discriminação espacial, pois a localização exata de um estímulo é dada não só pela representação no córtex somato-sensorial (acuidade cutânea, em geral medida pelo teste de discriminação entre dois pontos), mas também pela informação extra fornecida pela sobreposição dos campos receptivos periféricos [Carpenter, 1990]. Vide também Campos receptivos periféricos.

Somação espacial significa a estimulação simultânea de muitas fibras em um feixe nervoso. Portanto, ao invés de ter um único potencial de ação passando através da fibra nervosa, muitos potenciais de ação passam juntos, “somando-se” na ponta oposta da fibra nervosa, de modo a produzir um efeito muito intensificado [Guyton, 1986]. Franzén [1970] mostra que o aumento obtido é da ordem de raiz de 2 e por isso afirma que o sistema somatosensorial parece somar as magnitudes da sensação monodigital vetorialmente para adquirir uma percepção total da intensidade. Ele também afirma que há a possibilidade de haver uma inibição periférica recíproca na interação entre os pontos estimulados. A Figura 1 mostra os efeitos da somação espacial e temporal.

Somação temporal : É um segundo método pelo qual sinais de diferentes intensidades podem ser transmitidos. Funciona da seguinte forma: o número de impulsos passando por uma única fibra nervosa pode ser 10, 40 ou 100 impulsos. A maioria dos órgãos estimulados por impulsos nervosos não reage em um centésimo de segundo; ao invés disso, reagem lentamente em um período de vários centésimos



de segundo. Assim, quanto mais impulsos chegarem nestes vários centésimos de segundo, maior será a reação. Em geral, sinais de diferentes intensidades são transmitidos por somação espacial e por somação temporal ao mesmo tempo. Ou seja, quanto mais forte for o sinal, maior será o número de fibras envolvidas e também será maior a taxa de transmissão de impulso por cada fibra.



**Fig. 1:** Somação espacial e temporal. [Guyton, 1986]

## **APÊNDICE B**

### **Terminologia da Área de Estimulação Eletrotátil**

---

---

#### **Definições:**

As definições mais aceitas da área de estimulação eletrotátil até a presente data encontradas na literatura [Kaczmarek *et al.*, 1991a; Kaczmarek *et al.*, 1991b; Kaczmarek *et al.*, 1992] estão listadas abaixo, em ordem alfabética.

*Eletrodo coaxial* (também chamado concêntrico ou anular): consiste de um eletrodo central ativo isolado de um eletrodo dispersivo anular maior em torno daquele, para o caminho da corrente de retorno.

*Estimulação eletrotátil* (também chamada eletrocutânea) evoca sensações táteis (de toque) na pele sobre a qual se localiza o eletrodo, ao passar uma corrente elétrica local através da pele.

*Estimulação vibrotátil* evoca sensações táteis usando vibração mecânica da pele, tipicamente a frequências de 10-500 Hz.

*Pixel*: O termo “pixel” é um acrônimo para “picture elements” - elementos de imagem. Durante o processo de digitalização, uma imagem é dividida

em pequenas regiões, chamadas elementos de imagem, ou pixels. São células de tamanho finito, cuja intensidade de luz é amostrada e quantizada [Castleman, 1979].

*Pulso (funcionalmente) bifásico de corrente:* é aquele que tem uma fase positiva e uma negativa de corrente de igual duração e magnitude para uma corrente líquida dc zero. A literatura é inconsistente no uso dos termos monofásico e bifásico. Bifásico é usado em outros lugares para se referir a qualquer forma de onda com fases negativa e positiva. Nós nos restringiremos à definição acima (vide Fig.1 deste apêndice).

*Pulso (funcionalmente) monofásico de corrente:* é aquele que tem uma única fase de corrente positiva ou negativa (vide Fig.1 deste apêndice). Um trem de tais pulsos pode ou não ter uma corrente líquida dc zero .

*Razão P/S ("Pain/Sensation"):* Esta é a medida tradicional de faixa dinâmica de intensidade eletrotátil, dada pela razão entre as correntes de estimulação necessárias para produzir o limite de sensação S e o limite de dor P.

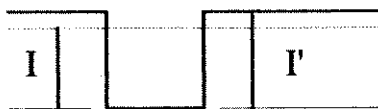
*"Scanning":* É o processo que faz o endereçamento seletivo de locais específicos dentro do domínio da imagem. Cada uma das pequenas sub-regiões endereçadas no processo de "scanning" é chamada *pixel*. É um termo comumente usado como equivalente à digitalização em determinados contextos.

*Substituição sensorial* é o uso de um sentido humano para receber informação normalmente recebida por outro sentido. Para o sentido de tato, a substituição sensorial pode também ser o uso de uma área da pele para receber informação tátil normalmente recebida em outro local.

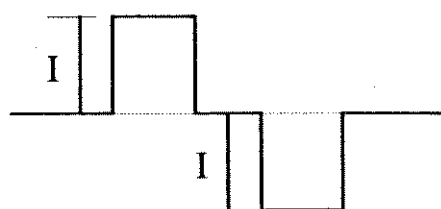
M+ Positiva Funcionalmente  
Monofásica



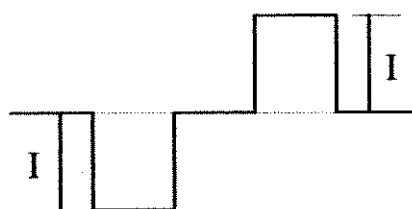
M- Negativa Funcionalmente  
Monofásica



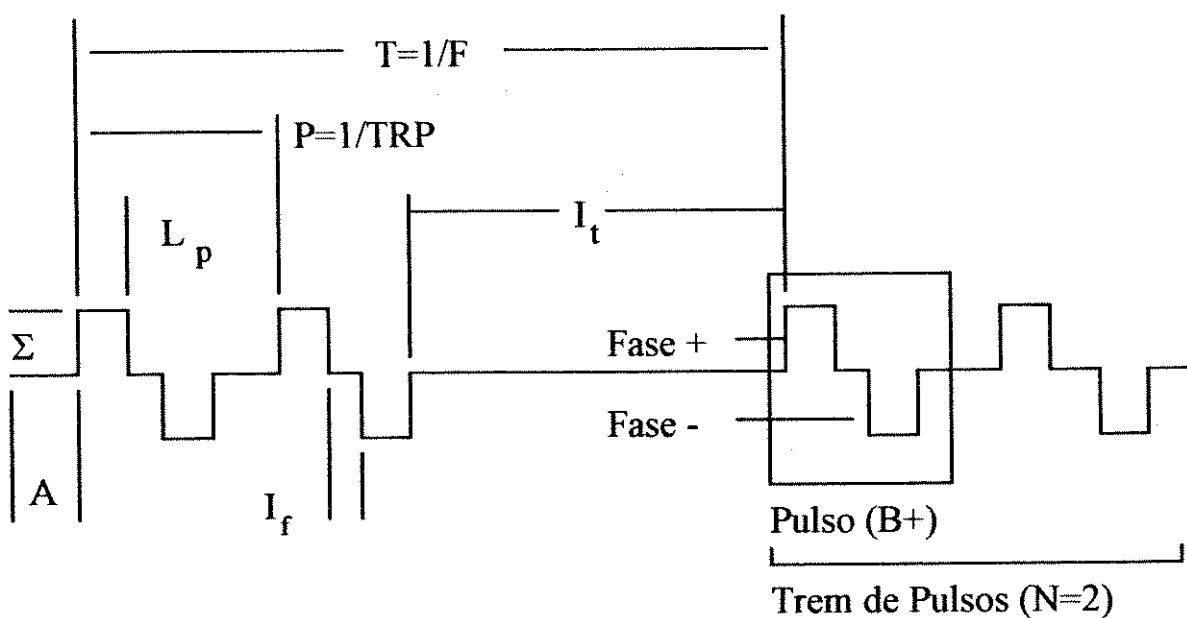
B+ Bifásica Balanceada  
Positiva



B- Bifásica Balanceada  
Negativa



**Fig. 1:** Tipos de pulsos de forma de onda eletrotátil. A corrente média é zero para todos os tipos. A linha pontilhada é a referência de corrente zero [Kaczmarek *et al.*, 1991b].



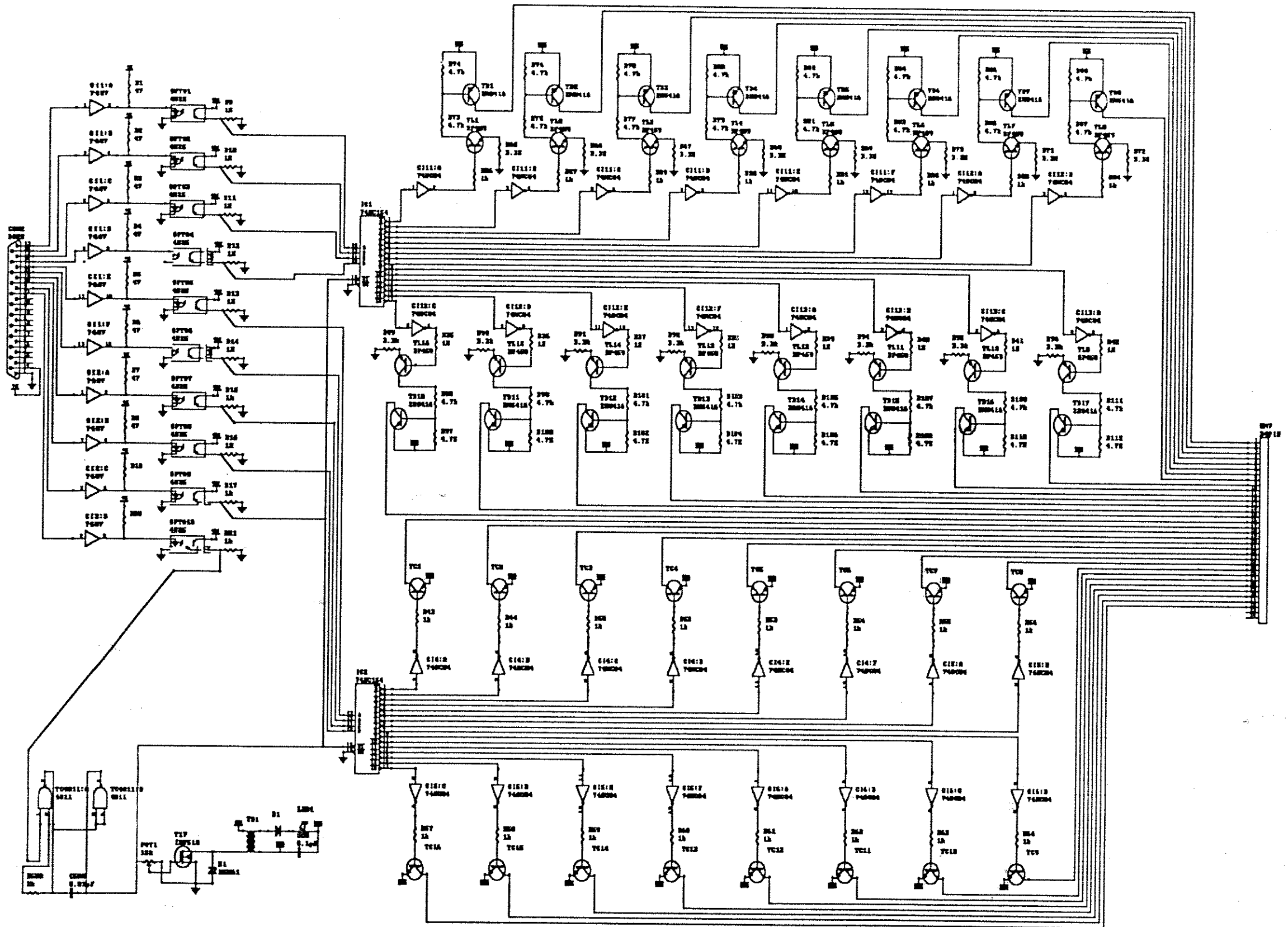
**Fig. 2:** Parâmetros de forma de onda eletrotátil: A, atraso;  $L_p$ , largura do pulso;  $I_f$ , intervalo entre fases;  $I_t$ , intervalo entre trens de pulso;  $\Sigma$ , intensidade da corrente; T, tempo entre trens de pulso; F, frequência de repetição do trem de pulso; P, período de repetição do pulso; TRP, taxa de repetição do pulso; N, número de pulsos por trem de pulso [Kaczmarek *et al.*, 1991b].

A maioria dos artigos na área de estimulação eletrotátil contém terminologia inconsistente sobre formas de onda. Frequentemente, as formas de onda M+ e M-, conforme mostradas na Fig. 1 (com corrente líquida dc zero e linha de base diferente de zero) são chamadas “bifásicas” porque elas têm partes positivas e negativas. B+ e B- são algumas vezes chamadas “bifásicas com partes negativa e positiva iguais.” Uma forma de onda monofásica com linha de base zero (com uma corrente líquida dc) nunca é usada para estimulação eletrotátil devido à irritação rápida da pele que resulta de reações eletroquímicas na interface eletrodo-pele. Portanto, é preferível o uso dos termos “funcionalmente monofásico” para M+ e M- e “bifásico balanceado” para B+ e B- para evitar ambiguidade. No entanto, quando não foi possível inferir dos textos utilizados em qual destas categorias as formas de

onda se encaixavam, manteve-se a terminologia utilizada pelo autor referido. Finalmente, as *duas fases* de um pulso de forma de onda *bifásica balanceada* (Fig. 2) são frequentemente chamados *pulsos* (com o resultado de que o intervalo interfase é chamado “intervalo interpulsos”). Introduzir o termo “fase” evita a ambiguidade acima, e unicamente especifica as relações de tempo de interpulso e interfase [Kaczmarek *et al.*, 1991b].

## **ANEXO 1**

### **ESQUEMÁTICO DO “HARWARE” UTILIZADO**





**ANEXO 2**

**TESTES DE TAXA DE ACERTOS DE CARACTERES**

Os testes descritos na Tabela 8.V são especificados neste anexo, de forma que se possa analisar as técnicas utilizadas, as possíveis causas dos erros e as associações feitas durante o processo de aprendizagem.

### **Descrição dos testes**

Nos testes do dia 17/03, foram analisadas algumas técnicas de apresentação dos caracteres, de forma que se pudesse entender quais se aplicavam melhor ao ensino dos caracteres. A cinta foi utilizada no abdômen neste dia.

Primeiramente, foram realizados testes entre as letras L e C, que já haviam sido aprendidas anteriormente. Nesta bateria de testes, o resultado de quantos acertos e erros haviam sido feitos só foi dado ao final da bateria.

<b><u>Letra</u></b>	<b><u>Certo</u></b>	<b><u>Errado</u></b>
L	X	
C	X	
L	X	
L	X	
C	X	
L	X	
C	X	
C	X	
C	X	
L	X	

O sujeito {A} relatou que a letra L apresentava melhor definição espacial. Nesta fase dos testes, a letra C ainda era escrita da maneira menos simples (vide Fig. 8.2). Quanto à técnica de correção dos erros ao fim da bateria de testes, não foi possível analisar se era uma boa técnica ou não, visto que houve 100% de

acertos. Nos demais testes continuou-se a só dizer o resultado ao fim da bateria de testes, e isto só foi mudado mais tarde. Nos testes onde o “feedback” dos erros era imediato, isso será discriminado.

Ainda no dia 17/03, com o sujeito {A}, tentou-se introduzir a letra D como um padrão desconhecido, ou seja, era uma letra estranha àquelas que a pessoa havia aprendido, e ela não sabia qual letra era. Os testes abaixo descritos correspondem à esta situação:

<u>Letra</u>	<u>Certo</u>	<u>Errado</u>	<u>Desconhecido</u>
C			X
L	X		
I	Não foi detectado devido à baixa intensidade de estimulação		
C	X		
D		X	
C			X
L	X		
C	X		
D		X	
C	X		

Percebeu-se que, ao se utilizar este tipo de padrão desconhecido, a pessoa se confundia muito, chegando a confundir o novo padrão com outros já aprendidos. Por isso, abandonou-se esta técnica e passou-se a dizer sempre de antemão qual era a nova letra a ser estimulada. A letra D foi então apresentada formalmente, foram realizados alguns testes para que se aprendesse a letra e então foi realizada uma nova bateria de testes, cujos resultados seguem abaixo.

<u>Letra</u>	<u>Certo</u> <u>Errado</u>	<u>Confundi</u> <u>com</u>
C		X
L	X	
D	X	
C	X	
D	X	
L	X	
C	X	
L	X	
D	X	
L	X	

Nos testes feitos após este dia, o C passou a ser desenhado de maneira diferente, conforme pode ser visto na Figura 8.3.

Nos testes do dia 25/03, a cinta foi colocada nas costas do sujeito {A}.

Os testes feitos com as letras L, C, D e I tiveram os seguintes resultados:

<u>Letra</u>	<u>Certo</u> <u>Errado</u>	<u>Confundi</u> <u>com</u>
C	X	
L	X	
I	X	
D		X
I	X	
I	X	
L		X
C		X
D		X
C		X

Pode-se observar que o D e o C se confundem muito, devido à semelhança de intensidade das duas letras, e também devido ao formato, visto que nesta fase de testes a estimulação ainda era na forma de “carimbo”, e portanto as características da seqüência do desenho da letra não podiam ser observadas.

Após explicar ao sujeito {A} a possível associação com intensidade, o que ele confirmou ser verdade, pediu-se que ele prestasse mais atenção ao formato da letra. Além disso, passou-se a dar uma letra para o sujeito que fosse uma referência em termos de intensidade. Os testes que foram então realizados são os seguintes:

<u>Letra</u>	<u>Certo</u>	<u>Errado</u>	<u>Confundi com</u>
C	X		
I	X		
L	X		
L	X		
C		X	D
I	X		
C	X		
L	X		
I	X		
C		X	D

Nesta fase, percebeu-se a validade de se mudar a forma como as letras estavam sendo desenhadas e também pôde-se perceber a associação entre a intensidade da estimulação e o reconhecimento delas.

No dia 22/04, fizemos com o sujeito {A} alguns testes para encontrar parâmetros mais confortáveis de estimulação, e a bateria de testes descrita abaixo

foi feita com os seguintes valores  $L_p = 20 \mu s$ ,  $I_p = 4000 \mu s$ ,  $N = 4$  e  $I_t = 20 ms$ . Os testes foram realizados com as letras R, D e C.

<u>Letra</u>	<u>Certo</u>	<u>Errado</u>	<u>Confundiu com</u>
R	X		
D	X		
C	X		
C		X	R, depois com D
C	X		
R	X		
D	X		
D		X	Achou que eram só 2 pontos
R	X		
C		X	D

Estes testes foram feitos após ter sido ensinada a letra R, e também as outras letras, pois a partir daqui as letras passaram a ser estimuladas da maneira seqüencial.

No dia 05/05, percebeu-se que os testes haviam sido feitos quando o novo padrão da letra L, estimulado de maneira seqüencial, não havia sido bem aprendido, de forma que se fez uma confusão grande mesmo com as letras que já se sabia. Além disso, os parâmetros de estimulação haviam sido mudados, e a associação que ocorria anteriormente com a intensidade ficou um pouco menos clara na estimulação seqüencial. Pode-se observar que o sujeito acertou as letras logo no início, mas a confusão foi geral depois, apesar de se dizer os erros a cada resposta, sem porém dar a resposta certa. Os testes foram realizados com as letras L, C, D e R e são mostrados na tabela a seguir.

<u>Letra</u>	<u>Certo</u>	<u>Errado</u>	<u>Confundiu com</u>
L		X	C
C	X		
D	X		
R	X		
R		X	C
C	X		
L		X	D
D		X	L
L		X	C
R		X	C

No dia 12/05, mudou-se a apresentação da letra I, passando-a para um I mais “gordo”. Com isso, a intensidade na qual era sentido passou a ser bem similar à da letra L. Os testes realizados com o sujeito {A} neste dia seguem nas duas tabelas abaixo.

<u>Letra</u>	<u>Certo</u>	<u>Errado</u>	<u>Confundiu com</u>
I		X	C
C	X		
D	X		
L	X		
L		X	C
D	X		
C	X		
I		X	L
I		X	L
L	X		

<u>Letra</u>	<u>Certo</u>	<u>Errado</u>	<u>Confundiu com</u>
D	X		
C	X		
L		X	I
I	X		
I	X		
D	X		
C		X	L
L		X	I
I	X		
C		X	D

Um outro sujeito novo, aqui chamado {B}, começou os testes neste dia. Foi a primeira experiência com estimulação elétrica que ele teve. Os resultados para alguém que recém estava conhecendo as letras estimuladas daquela forma foram impressionantes, e seguem nas tabelas abaixo.

<u>Letra</u>	<u>Certo</u>	<u>Errado</u>	<u>Confundiu com</u>
L	X		
I	X		
C	X		
D	X		
D		X	L
C		X	D
I	X		
L		X	D
D	X		
C	X		



<u>Letra</u>	<u>Certo</u>	<u>Errado</u>	<u>Confundiu com</u>
D	X		
C	X		
I	X		
L		X	D
L		X	D
D	X		
I	X		
L	X		
C		X	D
D		X	I

Na segunda tabela de testes do sujeito {B}, pôde-se notar claramente a associação entre a intensidade da estimulação e a aprendizagem da letra. Após medir as baterias, percebe-se que elas começaram a ficar mais fracas, e as confusões aumentam.

Neste mesmo dia, o sujeito {C}, que já havia tido um dia de testes de adaptação na semana anterior, realizou testes também com as letras L, C, D e I, que estão relatados nas duas tabelas que seguem abaixo.

<u>Letra</u>	<u>Certo</u>	<u>Errado</u>	<u>Confundiu com</u>
C	X		
I	X		
D	X		
C		X	L
L	X		
D	X		
I	X		
L	X		
C	X		
I	X		

<u>Letra</u>	<u>Certo</u>	<u>Errado</u>	<u>Confundiu com</u>
D	X		
C	X		
L		X	I
I	X		
L	X		
D	X		
L	X		
L		X	D
I	X		
D		X	C

No dia 13/05, os testes foram realizados para serem filmados, em uma fita que seria levada a um centro de pesquisa na Europa, para que o trabalho fosse divulgado lá. Apesar do clima de “responsabilidade” que os sujeitos assumiram, os testes transcorreram bem, e o sujeito {B} teve 100% de acerto, como pode ser visto na tabela abaixo.

<u>Letra</u>	<u>Certo</u>	<u>Errado</u>	<u>Confundiu com</u>
C	X		
D	X		
I	X		
L	X		
C	X		
D	X		
I	X		
L	X		
D	X		
C	X		

No dia 19/05, os testes apresentaram diversos problemas. A cinta não fez bom contato, a estimulação parecia bem mais pulsátil que o normal, a intensidade da estimulação precisou ser maior, e o estímulo estava desconfortável e com baixa definição. Os resultados destes testes seguem abaixo.

<u>Letra</u>	<u>Certo</u>	<u>Errado</u>	<u>Confundiu com</u>
C	X		
D	X		
L	X		
I	X		
D		X	L
C	X		
L	X		
I	X		
D	X		
L		X	C

No dia 02/06, o estímulo parecia melhor, e então introduzimos uma letra nova, o A. Os testes realizados com o sujeito {A} seguem abaixo.

<u>Letra</u>	<u>Certo</u>	<u>Errado</u>	<u>Confundiu com</u>
A	X		
L		X	C muito "fino"
I		X	L
L	X		
D		X	A
A	X		
L		X	I
C	X		
I	X		
D		X	L: "o D está partido"

O bom contato da matriz de eletrodos é vital para a avaliação da aprendizagem. Além disso, como a matriz é de 7 x 5, a linha horizontal do L é menor e às vezes não é sentida, sendo o L confundido com o I. Com um pequeno ajuste na cinta e com o estímulo mais lento das letra, obtiveram-se os seguintes resultados:

<u>Letra</u>	<u>Certo</u>	<u>Errado</u>	<u>Confundiu com</u>
A	X		
I		X	D
C	X		
L	X		
D	X		
I	X		
A		X	D, mas percebeu erro
C		X	D
D	X		
L	X		

Este sujeito {A} diz não ter se habituado bem com a mudança do I, e às vezes o confunde com o D, que ocupa uma área grande da estimulação. Ele escolheu velocidades diferentes para cada letra, dizendo que a definição de cada letra melhorava a uma certa velocidade.

Após estes testes, ensinou-se aos sujeitos que as letras ocupam posições diferentes do abdômen, e então o reconhecimento melhorou muito, especialmente em letras que eram confundidas, como o I e o L.

Com todos estes testes, pôde-se perceber a influência da intensidade de estimulação no reconhecimento e, mais claramente ainda, a seqüência do “desenho” das letras. Letras cujo desenho partia do mesmo ponto, ou cujas curvaturas eram

similares, eram facilmente confundidas. Pelos experimentos com estimulação seqüencial, notou-se que a letra C, por exemplo, confundia-se mais com a letra L do que com a letra D. No aprendizado normal de letras pela leitura (visual), o C e o D costumam ser confundidos. No nosso caso, no entanto, a letra C começava a ser desenhada no canto superior direito, descendo pelo lado esquerdo e então terminando no canto inferior direito. Já a letra D começava a ser desenhada no canto superior esquerdo, através de uma linha vertical, e voltava ao canto superior esquerdo para que se desenhasse a parte arredondada da letra, terminando no canto inferior esquerdo. Por isso, creio que certas associações que são feitas na leitura normal não ocorrem neste tipo de estimulação, e as comparações entre as conclusões aqui apresentadas e aquelas de teorias de leitura normal podem não ser válidas em alguns casos.

Para que haja noções mais concretas do processo de aprendizagem com este sistema, é necessário que certas melhorias sejam feitas, conforme dito anteriormente nesta tese. Apesar disto, estes testes preliminares puderam mostrar a importância de se conhecer o processo de aprendizagem na utilização deste sistema, e indicaram os caminhos que devem ser percorridos daqui para frente.