

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS

FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA

DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA

VERA LÚCIA DA SILVEIRA NANTES BUITION

Orientador: Prof. Dr. WANG BINSENG

Dissertação de Mestrado apresentada à
Faculdade de Engenharia Elétrica da
Universidade Estadual de Campinas, S.P.

PROJETO E CONSTRUÇÃO DE UM ESTIMULADOR ÓPTICO

ALTERNADOR E REVERSOR DE PADRÕES

PARA POTENCIAL EVOCADO

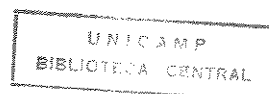
Membros da Banca Examinadora:

Prof. Dr. Wang Binseng
Depto. Eng. Biomédica, UNICAMP.

Profa. Vera Maura Fernandes de Lima
Depto. de Fisiologia, FM-Ribeirão Preto, USP.

Prof. Dr. José Wilson Magalhães Bassani
Depto. Eng. Biomédica, UNICAMP.

- NOVEMBRO de 1989 -



Este exemplar corresponde à redacção
final da tese defendida por
Vera Lúcia de S. N. Button e
aprovada pela Comissão Julgadora
em 08/Nov./85.

17/11/85

Annex 2

ESTE TRABALHO É DEDICADO AOS MEUS PAIS,
AO MEU MARIDO E AOS MEUS FILHOS.

Agradeco

Ao Prof. Dr. Wang Binseng, pela orientaco e incentivo recebidos durante a realizaco deste trabalho;

Ao Prof. Eduardo Tavares Costa, por sua colaboraco na fase inicial dos testes com o estimulador optico;

Aos docentes e aos colegas de pps-graduaco do DEB pelo incentivo e amizade recebidos;

A Profa. Dra. Vera Maura Fernandes de Lima, docente da Faculdade de Medicina de Ribeirao Preto, USP, por seu inestimavel auxilio na execucao dos testes finais com o estimulador optico;

Ao Dr. Jose Luiz Zavaaglia, por sua ajuda na correcao do capitulo de Fundamentos;

Aos Engos. Alexandre Henrique Hermini, Analdo de Oliveira Monteiro e Humberto R. Gamba, pelas sugestoes que contribuiram para o desenvolvimento do estimulador optico;

Ao Sr. Flavio Del Vechio, tecnico do laboratorio de Bioacustica (FM - RP, USP), pela assistencia durante a realizaco dos testes com o estimulador optico e

Aos funcionarios do Centro de Engenharia Biomédica da UNICAMP, que auxiliaram na execucao e documentaco deste trabalho.

RESUMO

O potencial evocado visual (PEV) é uma resposta elétrica provocada por estimulação visual da retina e registrada no escalpo sobre a região occipital do córtex. Como índice objetivo da experiência visual, é utilizado clinicamente para avaliar a função visual, requerendo pouca cooperação do paciente e auxiliando no prognóstico e diagnóstico de distúrbios visuais. Dois tipos gerais de estímulos visuais são usados para provocar PEV: estímulos não-padronizados do tipo "flashes" de luz e estímulos padronizados, i.e., padrões ópticos ricos em bordas de contraste, tais como xadrez e barras. Os estímulos padronizados podem ser apresentados alternadamente com quadros pretos (luminância variável) ou reversivamente, i.e., com os elementos pretos e brancos alternando de cor (luminância constante).

Um estimulador programável com padrões ópticos foi construído com um microprocessador de 8 bits (8085), decodificadores, buffers, RAM (2114), EPROM (2716), controlador de vídeo (8275) e uma interface paralela (8255) para comunicação com o usuário através do painel de controle. Os padrões ópticos gerados são apresentados na tela de um televisor comum em preto-e-branco modificado.

Nas chaves do painel de controle, selecionam-se as características de estimulação:

- tipo de estímulo: xadrez, barras horizontais e verticais;
- número de elementos: xadrez - 1x1, 2x2, 4x4, 8x8, 16x16, 30x30, 40x40 e 80x80;
- modo de estimulação: alternado ou reversivo;
- frequência de estimulação: 0.5, 1.0, 1.5, 2.0, 3.0, 3.75, 5.0, 6.0, 7.5 e 15 estímulos/s; e

- campo visual: completo.

. As medidas de bancada e os resultados dos testes experimentais demonstraram o bom desempenho do protótipo em provocar PEV. Posteriormente, o protótipo será testado e utilizado no Hospital de Clínicas da UNICAMP, em conjunto com o Sistema Integrado para Potencial Evocado em desenvolvimento.

ABSTRACT

Visual evoked potential (VEP) is a cortical response elicited by optical stimulation of the retina recorded on the scalp in the occipital region. It can be used as an objective index of visual experience in studies of human visual system, requiring little patient cooperation and without involvement of subjective judgement.

Two kinds of stimuli have been used to elicit VEP: non-patterned stimuli, i.e., light flashes and patterned stimuli, i.e., optical patterns such as checkerboards or vertical bars. Patterned stimuli can be presented either alternating patterns with black frames (non-constant luminance) or reversing black elements to white and vice-versa (constant luminance).

A programmable optical-pattern stimulator for VEP was built with an 8-bit microprocessor (8085), decoders, RAM (2114), EPROM (2716), a video controller (8275), and a parallel interface (8255). The patterned stimuli generated are presented to patient on the screen of a 16-inch black-and-white TV set.

Five switches on the front panel are available for selection of the stimulation parameters:

- patterns: checkerboard, horizontal bars, and vertical bars;
- number of elements: checkerboard - 1x1, 2x2, 4x4, 8x8, 16x16, 30x30, 40x40 and 80x80; bars - 1, 2, 4, 8, 16, 30, 40 and 80;
- stimulation mode: alternating or reversal;
- stimulation rate: 0.5, 1.0, 1.5, 2.0, 3.0 3.75, 5.0, 6.0, 7.5 and 15 stimuli/s; and
- visual field: full.

The bench tests and the experimental results have confirmed the good performance of the prototype. Further work will be done towards clinical assesment of the optical stimulator in conjunction with the integrated system for evoked potential (currently, being developed) at the University Hospital of Campinas.

ÍNDICE

CAPÍTULO I	INTRODUÇÃO.....	01
I.1	POTENCIAL EVOCADO.....	01
CAPÍTULO II	FUNDAMENTOS.....	04
II.1	POTENCIAL EVOCADO SENSORIAL.....	04
1.1	CLASSIFICAÇÃO DO POTENCIAL EVOCADO.....	04
1.2	INSTRUMENTAÇÃO PARA ESTIMULAÇÃO, CAPTAÇÃO E PROCESSAMENTO DE POTENCIAL EVOCADO.....	04
1.3	APLICAÇÃO CLÍNICA DO POTENCIAL EVOCADO.....	15
II.2	POTENCIAL EVOCADO VISUAL.....	16
2.1	AS RESPOSTAS DO SISTEMA VISUAL.....	16
2.2	EQUIPAMENTOS E ELETRODOS.....	20
2.3	TIPOS DE ESTÍMULOS.....	22
2.3.a	ESTÍMULOS NÃO-PADRONIZADOS.....	23
2.3.b	ESTÍMULOS PADRONIZADOS.....	23
2.3.b.1	ESTIMULAÇÃO ALTERNADA COM LUMINÂNCIA VARIÁVEL.....	24
2.3.b.2	ESTIMULAÇÃO ALTERNADA COM LUMINÂNCIA CONSTANTE.....	24
2.3.b.3	ESTIMULAÇÃO REVERSIVA.....	26
2.4	PEV ESTACIONÁRIO E TRANSIENTE.....	26
2.5	TERMINOLOGIA.....	30
II.3	APLICAÇÃO CLÍNICA DO PEV.....	30
3.1	APLICAÇÃO DO PEV EM OFTALMOLOGIA.....	32
3.1.a	ACUIDADE VISUAL.....	33
3.1.b	AMBLIOPIA.....	35
3.1.c	ERROS DE REFRAÇÃO.....	36
3.1.d	VISÃO BINOCULAR.....	37
3.1.e	ESTIMAÇÃO OBJETIVA DE DEFECTOS DE CAMPO VISUAL.....	39
3.2	APLICAÇÃO DO PEV EM NEUROLOGIA.....	41
3.2.a	ESCLEROSE MÚLTIPLA.....	41
3.2.b	PATOLOGIAS DO NERVO ÓPTICO.....	42
3.3	MEDIÇÕES DA FUNÇÃO CEREBRAL.....	43
CAPÍTULO III	PROJETO E CONSTRUÇÃO DO ESTIMULADOR ÓPTICO.....	44
III.1	CARACTERÍSTICAS DE CONSTRUÇÃO.....	45
1.1	CIRCUITOS DIGITAIS.....	45
1.2	PROGRAMAÇÃO DO ESTIMULADOR ÓPTICO.....	61
1.2.a	SISTEMA OPERACIONAL.....	61
1.2.b	GERADOR DE CARACTERES.....	65
1.3	CIRCUITOS ANALÓGICOS.....	66
1.3.a	FONTES DE ALIMENTAÇÃO.....	66
1.3.b	ADAPTAÇÃO DO SINAL DE SINCRONISMO E DO SINAL DE VÍDEO.....	66
1.3.c	ISOLAMENTO ÓPTICO ENTRE O MICROCOMPUTADOR E O TELEVISOR.....	70
III.2	TESTES COM OS CIRCUITOS E COM A PROGRAMAÇÃO DO ESTIMULADOR ÓPTICO.....	70
CAPÍTULO IV	TESTES COM O ESTIMULADOR ÓPTICO.....	74

IV.1	MEDIÇÕES DE BANCADA.....	74
1.1	SINAL DE SINCRONISMO PARA O PROMEDIADOR.....	74
1.2	SINAL DE VARREDURA HORIZONTAL (HRTC).....	74
1.3	SINAL DE VARREDURA VERTICAL (VRTC).....	74
1.4	SINAL DE VIDEO.....	75
IV.2	CARACTERÍSTICAS FINAIS DO ESTIMULADOR.....	79
IV.3	RESULTADOS EXPERIMENTAIS.....	92
3.1	MATERIAIS E METODOS.....	92
3.2	REGISTROS DE PEV.....	94
3.2.a	PEV TRANSIENTE.....	95
3.2.b	EFEITO DA VARIAÇÃO DA FREQUÊNCIA DE ESTIMULAÇÃO...	99
3.2.c	EFEITO DA VARIAÇÃO DO CONTRASTE NO PEV.....	100
CAPÍTULO V	DISCUSSÃO.....	105
BIBLIOGRAFIA.....		109
BIBLIOGRAFIA TÉCNICA.....		121
APÊNDICE 01	FREQUÊNCIAS DE ESTIMULAÇÃO.....	123
APÊNDICE 02	CONVERSÃO DO TAMANHO DOS ELEMENTOS DO PADRÃO PARA ÂNGULO VISUAL.....	125

CAPÍTULO I

INTRODUÇÃO

I.1 Potencial Evocado

Até o início da década de 1960, o eletroencefalograma era o instrumento básico para que neurologistas e fisiologistas investigassem, não-invasivamente, o cérebro humano.

No eletroencefalograma, que será referido como EEG no restante desta dissertação, registra-se a atividade elétrica do cérebro como um todo, ou seja, dos bilhões de células nervosas ali existentes, sendo até hoje utilizado tanto para o estudo de funções cerebrais como para o diagnóstico clínico de neuropatologias.

Como alternativa para se estudar o sistema nervoso, introduzem-se microeletrodos no cérebro exposto de animais e mede-se a atividade elétrica de células nervosas isoladas em resposta a estímulos sensoriais específicos. Apesar dos resultados assim obtidos contribuírem para o conhecimento do funcionamento do cérebro, tais experimentos não podem ser repetidos em seres humanos, devido a seu caráter invasivo e também ao fato do número de neurônios examinados ser pequeno, o que dificulta a extrapolação dos registros para o complexo cérebro humano.

O potencial evocado consiste no registro da atividade elétrica de regiões do cérebro e, portanto, de muitos neurônios em conjunto, durante estimulação sensorial. Essas respostas neurais geram campos elétricos que são detectados no escalpo através de eletrodos, na forma de pequenas variações de potencial elétrico.

Já nos anos 50 estudava-se o efeito da estimulação luminosa no EEG. As respostas captadas eram as de latência grande, ou seja, aci-

ma de 75 ms, cujas amplitudes também apresentavam-se relativamente grandes: 5,0-50 microvolts. Estas respostas alteravam-se facilmente por parâmetros não-específicos, tais como, a atenção ou sonolência do paciente (Marcus, 1980).

O aperfeiçoamento das técnicas de estimulação dos sistemas sensoriais e o avanço tecnológico em eletrônica permitiram estudar também os potenciais evocados, ou seja, as respostas de latência pequena (menor que 30 ms em relação ao instante de apresentação do estímulo), que se apresentam mais estáveis e com amplitudes diminutas: desde centésimos a algumas unidades de microvolts (Marcus, 1980).

O potencial evocado é mais sensível a mudanças nos parâmetros de estimulações sensoriais específicas e repetitivas, tais como frequência e intensidade de estímulos auditivos ou luminosos, do que o EEG. Mesmo que variações nos parâmetros do estímulo provoquem alterações no EEG, estas mudanças dificilmente são detectáveis, por serem geralmente demasiado pequenas e inconsistentes.

A técnica de provocar, captar e processar o potencial evocado, aperfeiçoada nas últimas duas décadas, permitiu a interação dos registros das respostas de neurônios individuais no sistema nervoso de animais e as medidas qualitativas da percepção consciente de seres humanos. Além disso, permitiu que neurologistas e neurofisiologistas dispusessem de mais uma ferramenta para auxiliar no estudo, diagnóstico e terapia de patologias.

O trabalho de Mestrado que resultou no estimulador óptico tipo alternador e reversor de padrões faz parte de um sistema de instrumentação para estimular, captar e processar potencial evocado sensorial. Esse sistema de instrumentação é composto por um promediador de sinais, estimuladores óptico, auditivo e somatosensorial, e um

pré-amplificador de sinais biológicos. Esses projetos foram desenvolvidos nos laboratórios da Área de Engenharia Médica do Centro de Engenharia Biomédica sob orientação de docentes do Departamento de Engenharia Biomédica da Faculdade de Engenharia Elétrica da UNICAMP.

As razões para o desenvolvimento de um sistema desse tipo são: substituir material importado, contribuir para o desenvolvimento de tecnologia nacional e para a formação de recursos humanos em Engenharia Biomédica e incentivar pesquisas sobre potencial evocado no país. Deve-se lembrar que o elevado custo de sistemas importados (cerca de 20 a 30 mil dólares sem contar os encargos de importação), não só onera o país, mas também restringe os benefícios desta nova técnica de diagnóstico a uma parcela reduzida da população, além de dificultar a realização de estudos sobre a aplicação clínico-científica de potencial evocado.

CAPITULO II

FUNDAMENTOS

II.1 POTENCIAL EVOCADO SENSORIAL

1.1 CLASSIFICAÇÃO DO POTENCIAL EVOCADO

De acordo com o sistema sensorial estimulado, classifica-se o potencial evocado como visual, auditivo ou somatosensorial. Por exemplo, quando a imagem de um padrão xadrez preto-e-branco é focalizada na retina, originam-se sinais elétricos que são transmitidos pelos neurônios desde a retina até a região visual do córtex cerebral, passando pelo tálamo. No córtex, estes sinais ativam os neurônios que processam a informação, gerando potenciais evocados que podem ser detectados através de eletrodos colocados no escalpo sobre o córtex visual (figura II.1). Similarmente, pode-se registrar potenciais evocados no nervo auditivo, no tronco cerebral e na área auditiva do córtex cerebral, após estímulos acústicos (figura II.3). Os potenciais evocados somatosensoriais podem ser provocados tanto por vibrações mecânicas aplicadas à pele, quanto pela aplicação de choques leves diretamente sobre um nervo da perna ou do braço, e podem ser registrados a partir do nervo aferente, na espinha dorsal, no tronco cerebral e no córtex (figura II.2).

1.2 INSTRUMENTAÇÃO PARA ESTIMULAÇÃO, CAPTAÇÃO E PROCESSAMENTO DE POTENCIAL EVOCADO

Os potenciais evocados sensoriais apresentam amplitude máxima da ordem de dezenas de microvolts (vide figuras II.1, II.2 e II.3). O principal obstáculo no registro desses potenciais é a detecção dos

POTENCIAIS EVOCADOS VISUAIS

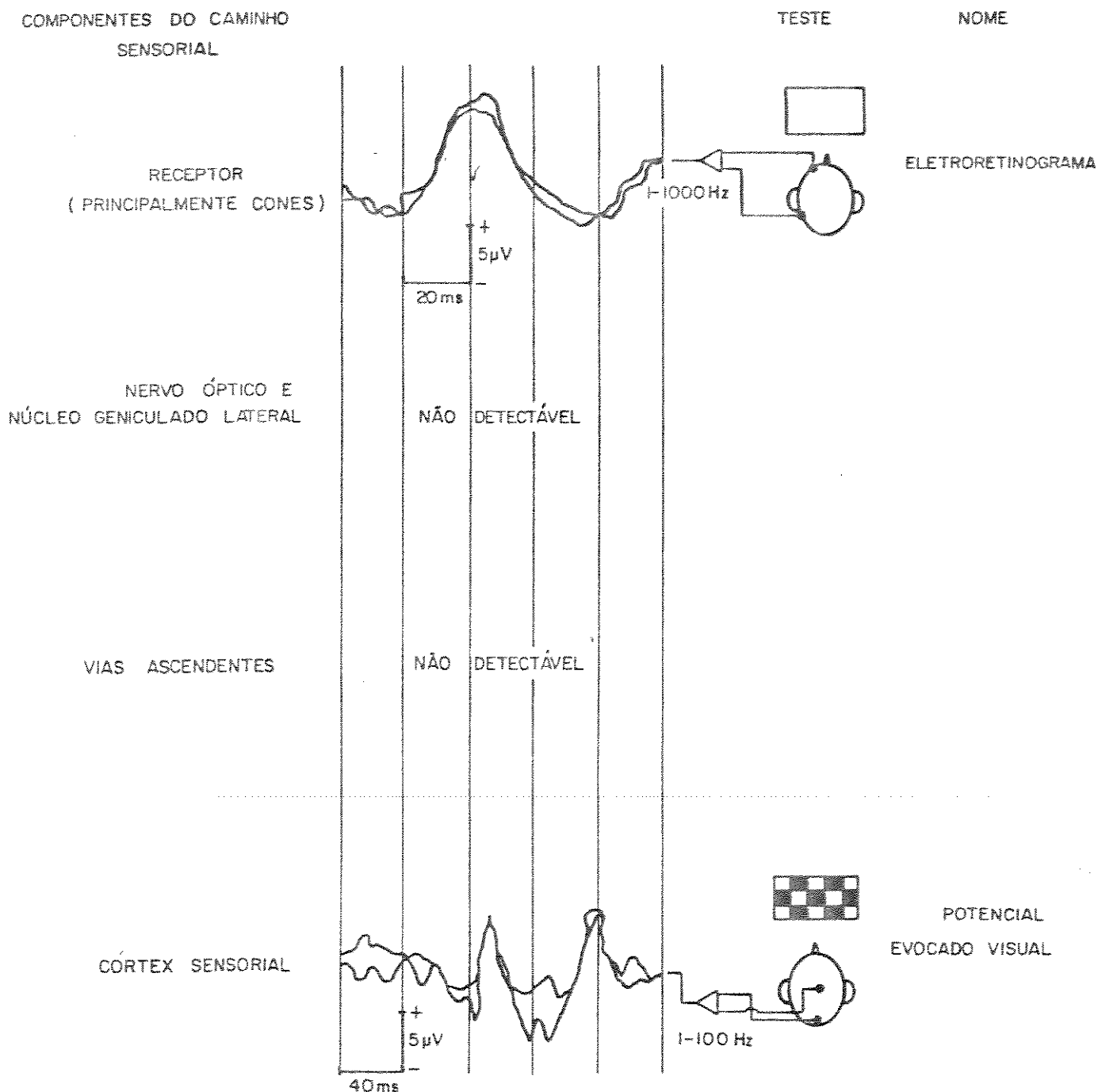


FIGURA II.1 - Potenciais evocados por "flashes" de luz (registrado diretamente sobre a retina) e por padrão xadrez (registrado no escalpo sobre o córtex sensorial) (modificado de Starr, 1978).

POTENCIAIS EVOCADOS SOMATOSENSORIAIS

COMPONENTES DO CAMINHO

TESTE

NOME

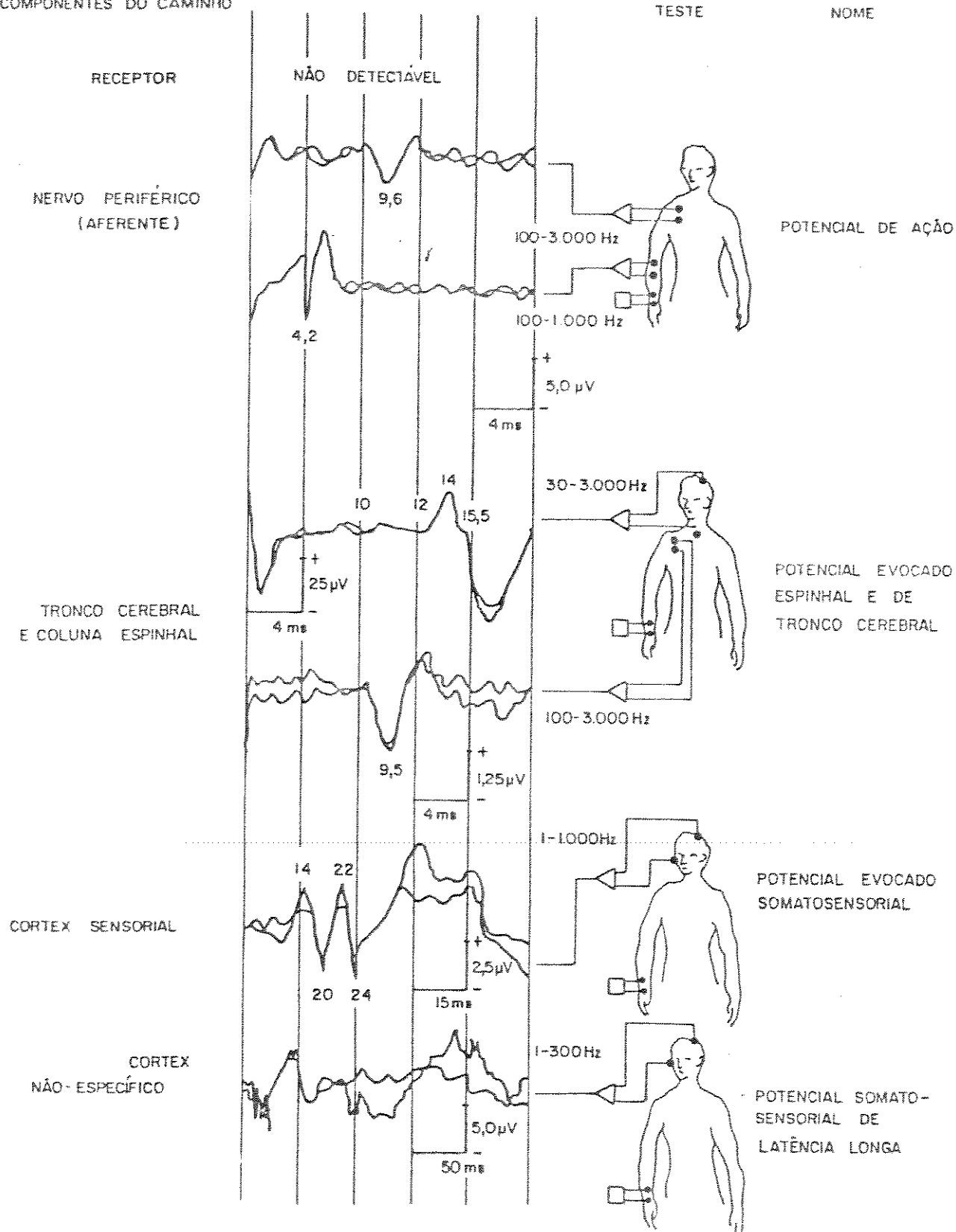


FIGURA II.2 - Potenciais evocados somatosensoriais provocados por estimulação elétrica do nervo mediano (pulso) e registrado em alguns pontos do sistema nervoso (modificado de Starr, 1978).

POTENCIAIS EVOCADOS AUDITIVOS

COMPONENTE DO CAMINHO
SENSORIAL

TESTE

NOME

RECEPTOR

NEURÔNIO
AFERENTE PRIMÁRIO
(VIII NERVO)

TRONCO CEREBRAL

CORTEX SENSORIAL

CORTEX NÃO
ESPECÍFICO

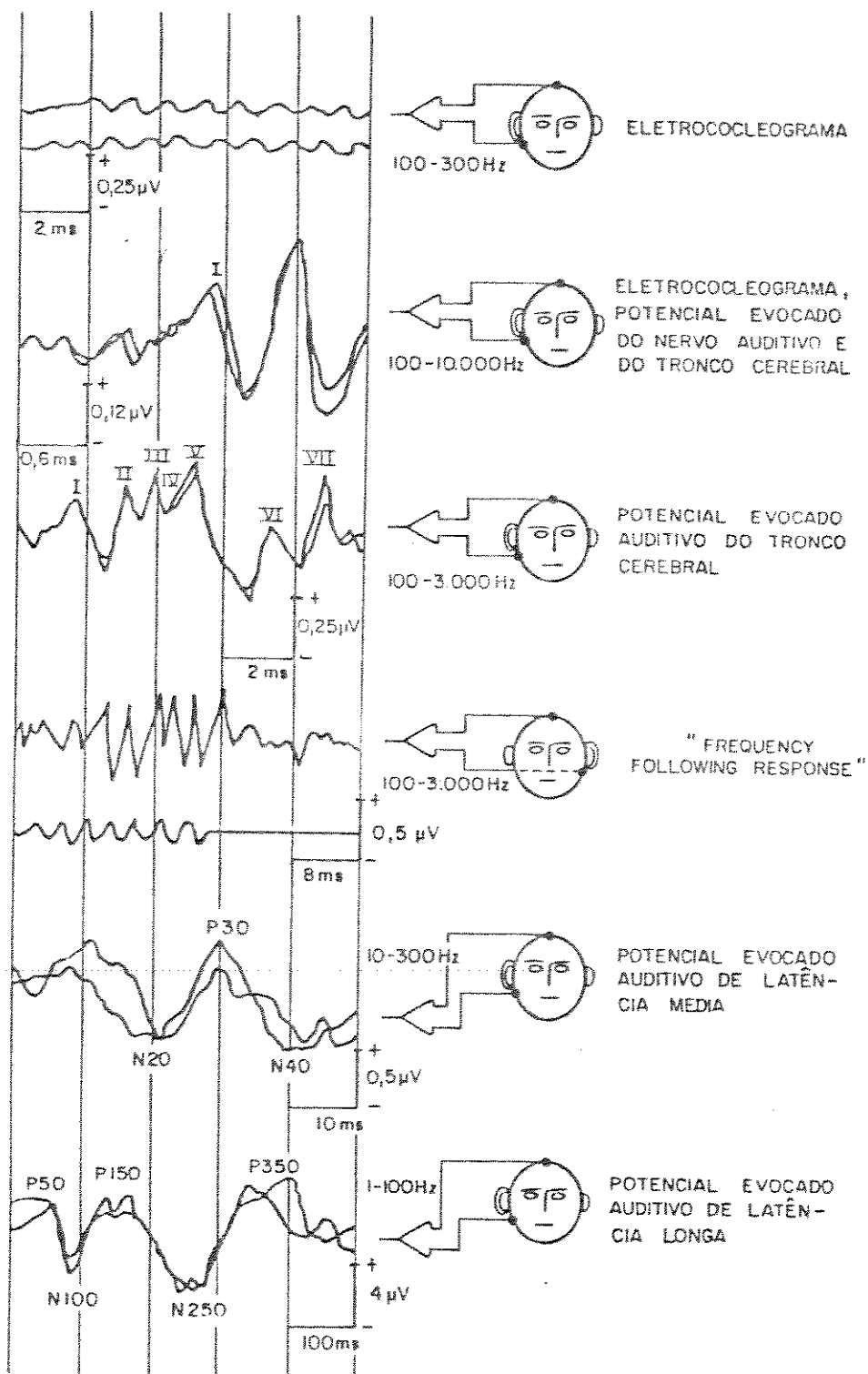


FIGURA II.3 - Potenciais evocados auditivos provocados por estalidos e "tone bursts", observados em alguns pontos do sistema nervoso central (modificado de Starr, 1978).

mesmos, pois devido às suas amplitudes pequenas são mascarados pelas atividades elétricas do cérebro (EEG), por impulsos elétricos gerados por potenciais musculares, por sinais eletrocardiográficos e por ruídos elétricos gerados pela rede e por outros aparelhos.

Os potenciais evocados auditivo e somatosensorial são respostas de latência pequena correspondentes à condução de impulsos através dos sistemas sensoriais específicos. Já o potencial evocado visual é uma resposta de latência longa, porém também apresenta pequenas amplitudes e alto grau de consistência e estabilidade.

A técnica mais empregada para se extrair o potencial evocado (P.E.) do registro captado é a promediação. O método da promediação, ilustrado na figura II.4, (vide, e.g., Glaser e Ruchkin, 1976) consiste em:

1) repetir a aplicação de N estímulos idênticos, tal como um estalido, um choque elétrico na pele ou a apresentação de um padrão óptico, numa dada frequência;

2) dividir a resposta registrada pelos eletrodos ($x(t)$) em N segmentos ($x_i(t)$) delimitados pelos instantes de aplicação dos estímulos, onde

$$x(t) = s(t) + n(t) \quad (\text{equação 1})$$

$$s(t) = \text{P.E.}$$

$$n(t) = \text{ruído; e}$$

3) calcular o segmento médio ($\hat{s}(t)$) como sendo a média de todos os segmentos

$$\hat{s}(t) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N s_i(t) \quad (\text{equação 2}).$$

Para que o segmento médio corresponda à estimativa do valor esperado do P.E., assumem-se as seguintes condições:

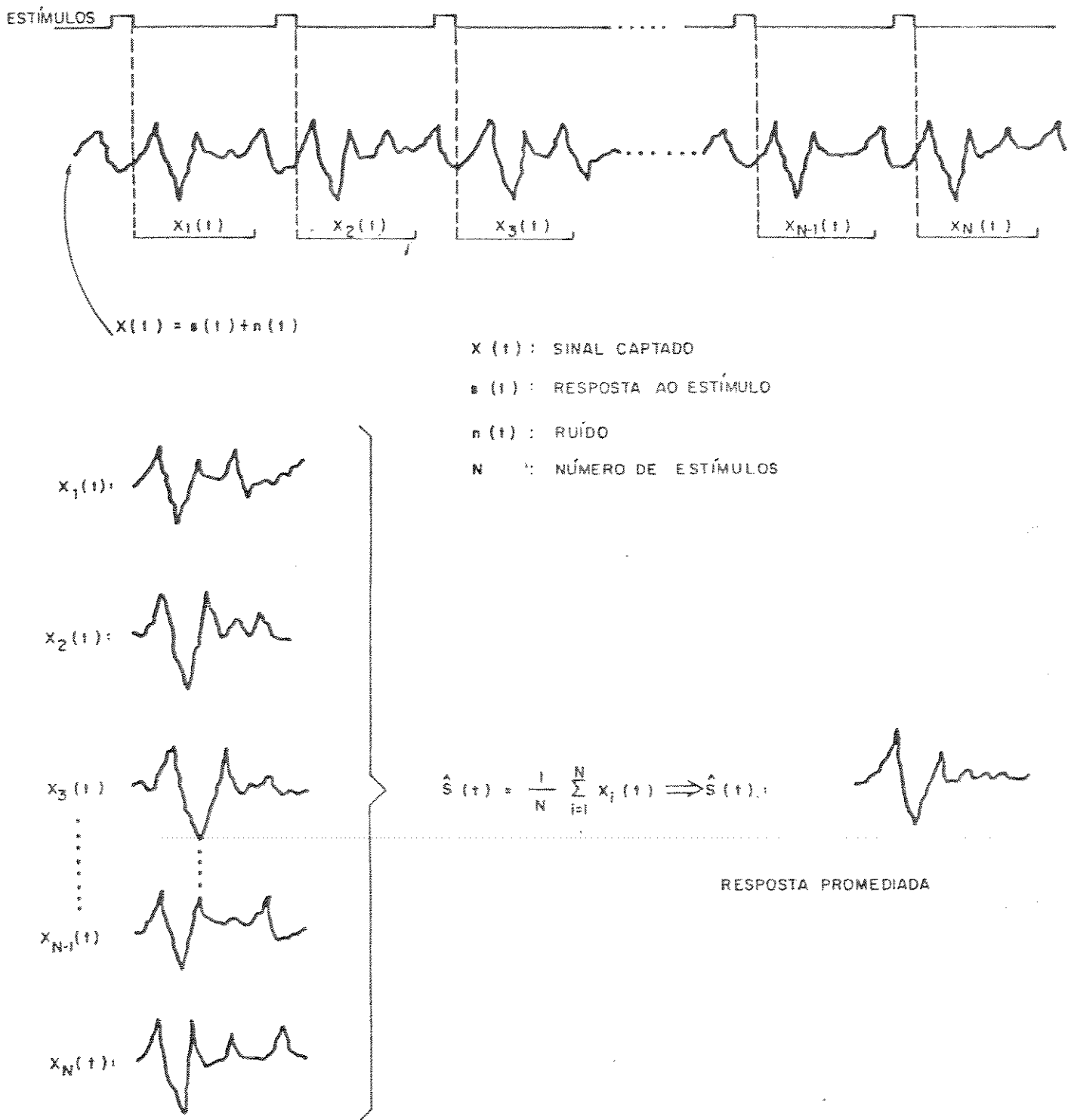


FIGURA II.4. - Ilustração do método da promediación ou média síncrona.

a) o ruído ($n(t)$) deve ser aditivo, isto é, o P.E. e o ruído devem ser independentes e estar somados para formar a resposta registrada $x(t)$;

b) as contribuições do ruído devem ser suficientemente irregulares de forma que possam ser consideradas como amostras estatisticamente independentes de um processo aleatório com média nula, ou constante, não-correlacionadas com a aplicação dos estímulos; e

c) pode-se considerar o P.E. constante, isto é, $s(t)$ é igual em todas as amostras.

Analiticamente, para cada segmento, tem-se:

$$x_i(t) = s(t) + n_i(t) \quad (\text{equação 3}),$$

$$i = 1, 2, 3 \dots N, \quad 0 < t < T$$

$$x_i(t) = \text{resposta ao } i\text{-ésimo estímulo}$$

$$s(t) = \text{P.E.}$$

$$n_i(t) = \text{ruído durante o período de aquisição de } x_i(t)$$

$$T = \text{período de aquisição de } x_i(t)$$

$$N = \text{número de estímulos.}$$

A média dos segmentos amostrados ($x_i(t)$) é dada por:

$$\bar{s}(t) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i(t) = s(t) + \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N n_i(t) \quad (\text{equação 4})$$

A equação 4 é a descrição analítica do cálculo da promediação, ou média síncrona, e indica que a média $\bar{s}(t)$ será uma boa estimativa do P.E. dependendo das magnitudes relativas de $s(t)$ e da média do ruído. Assumindo-se que o valor esperado do ruído seja zero, tem-se para o valor esperado de $\bar{s}(t)$:

$$E [\hat{s}(t)] = E [\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i(t)] = s(t) + \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N E [\cancel{n_i(t)}]$$

(equação 5)

ou seja, $E [\hat{s}(t)] = s(t)$.

A equação 5 mostra que a promediação com um número N suficientemente grande resulta em $\hat{s}(t)$ aproximadamente igual a $s(t)$. No entanto, a equação 5 não diz quanto o ruído é efetivamente atenuado para um dado valor de N .

O cálculo do desvio padrão da média, ou erro médio (SE), fornece uma estimativa da amplitude esperada do ruído residual:

$$(SE)^2 = E [\hat{s}(t) - s(t)]^2$$

$$(SE)^2 = E [\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N n_i(t)]^2$$

$$(SE)^2 = \frac{1}{N^2} \sum_{i=1}^N \sum_{j=1}^N E [n_i(t) n_j(t)]$$

Como assumiu-se que as amostras do ruído são estatisticamente independentes $E [n_i(t) n_j(t)] = 0$ para todo $i \neq j$, e designando-se a variância do ruído $E [n_i^2(t)]$ por λ^2 , tem-se:

$$(SE)^2 = \frac{1}{N^2} \sum_{i=1}^N E [n_i^2(t)]$$

$$(SE)^2 = \frac{1}{N^2} N \lambda^2$$

$$(SE)^2 = \frac{\lambda^2}{N}$$

ou seja,

$$SE = \frac{\lambda}{\sqrt{N}} \quad \text{(equação 6)}$$

A equação 6 indica que a promediação atenua o ruído para um resíduo que é diretamente proporcional à intensidade do ruído e inversamente proporcional à raiz quadrada do número N de respostas promediadas.

Teoricamente, apresentando-se um número N de estímulos suficientemente elevado, o ruído residual tenderá a zero. No entanto, durante a apresentação de um número N de estímulos muito elevado, o estado do paciente pode alterar-se, provocando mudanças nas formas de ondas(t), contrariando a constância assumida para o conjunto de respostas registrado.

O método da promediação pode ser implementado em computador. As respostas evocadas sincronizadas com os estímulos são captadas, digitalizadas e somadas ponto a ponto na memória do promediador. Encerrada a estimulação, calcula-se o valor médio de cada ponto da curva que pode ser então, apresentada na tela de monitor vídeo ou osciloscópio, armazenada em disquete ou documentada em papel através de registrador gráfico. O esquema de um sistema para estimulação, captação e processamento de potencial evocado sensorial é mostrado na figura II.5.

A seguir, listam-se alguns dos fabricantes de equipamentos para estimulação e processamento de potencial evocado:

Life Tech instruments, Inc. (EUA)
(Modular Evoked Potential System)

Grass Medical Instruments (EUA)
(Evoked Response System)

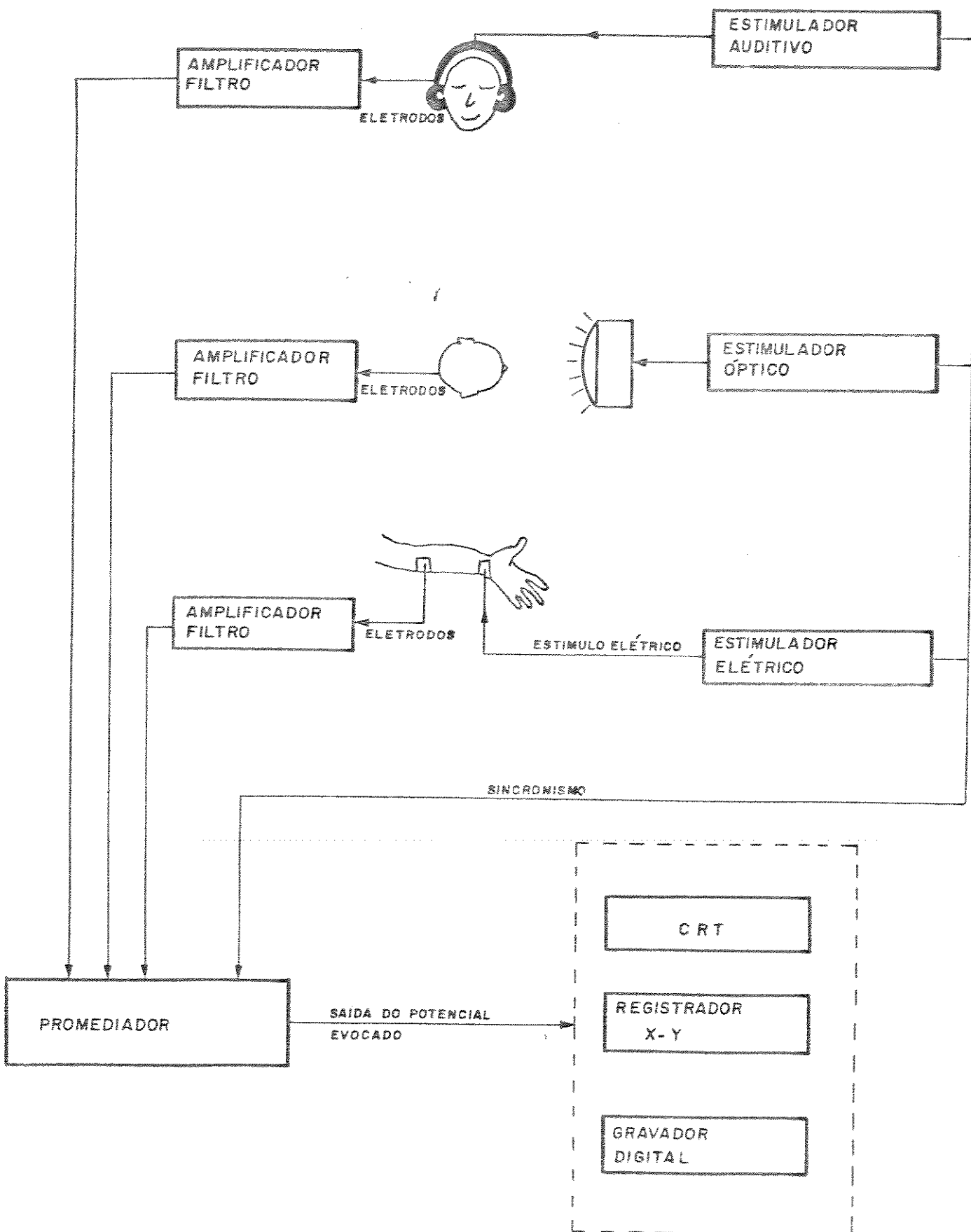


FIGURA II.5 - Sistema de instrumentação para estimular, captar e processar potencial evocado sensorial.

Bio-Logic System Corp. (EUA)

(Evoked Potential System, Navigator e Traveler)

Nicolet Instrument Corp. (EUA)

(VTS-1000 Visual Testing System, CA-1000 e DC-2000
Evoked Potential Systems)

Tracor Analytic (EUA)

(Clinical Evoked Potential System 3000)

Amplaid (Itália)

(Amplaid MK10 Signal Processor System)

OTE Biomedica (Itália)

(Biomedical Analyzer Software Interactive System
for Evoked Potential and Myography)

Neurodata (Países Baixos)

(ND 154-B Evoked Potential Unit)

Disa Elektronik (Dinamarca)

(Evomatic 4000 e 8000 Integrated System for Evoked
Potential Testing e Neuromatic 2000C)

Tonnies Medizinische Elektronik (Alemanha)

(Evoport)

Racia S.A. (França)

(P.E. Port Unit for Brainstem Potential Analysis, APE 2020,

SVA 2005 Auditory and Visual Stimulator)

Polimed (Brasil)

(PL/1002 - eletromiógrafo digital e estimuladores auditivo e visual para potencial evocado)

1.3 APLICAÇÃO CLÍNICA DO POTENCIAL EVOCADO

A necessidade de procedimentos clínicos objetivos e não-invasivos para avaliação das funções cerebrais aliada ao desenvolvimento de eletrônica e de técnicas de estimulação e colocação de eletrodos, permitiu o aperfeiçoamento de equipamentos para estimulação e processamento de potencial evocado, tornando possível sua utilização em clínicas, ambulatórios e centros cirúrgicos.

O estabelecimento de correlações, em sujeitos normais, entre os atributos do estímulo físico (i.e. intensidade, frequência), a percepção sensorial (audição, sensação visual) e a latência e a amplitude de vários componentes do potencial evocado, permitem a aplicação destas medidas a indivíduos que apresentem neuropatologias. O potencial evocado também é útil na detecção e localização de tumores invisíveis à maioria dos outros métodos de diagnóstico, e ainda auxiliam na obtenção de dados sobre a saúde coletiva (avaliação dos efeitos à exposição de toxinas e barulho no sistema sensorial).

A seguir, relacionam-se algumas áreas da Medicina onde o potencial evocado é utilizado, com indicação da literatura pesquisada:

Pediatria: avaliação sensorial neonatal e de crianças (Rapin e Graziani, 1967; Sokol e Dobson, 1976; Salamy e McKean, 1976; Amigo et al., 1978; Sherman e Cooper, 1979; Kurtzberg, 1982; Ellingson, 1986).

Oftalmologia: auxílio no diagnóstico de ambliopia, neurite óptica, tumores do trato óptico, lesões da retina, glaucoma e determinação de erros refrativos (optometria) (Harter e White, 1970; Halliday et al., 1972; Sokol e Bloom, 1973; Towle e Harter, 1977; Bartl, 1982; Sherman, 1982; Sokol, 1982-a; Kaufman e Celesia, 1985; Fukui et al., 1986).

Otorrinolaringologia (audiologia): avaliação do grau e tipo de perda de audição e detecção de lesões da via auditiva (Rapin e Graziani, 1967; Celesia, 1968; Davis, 1976; Starr, 1978; Suzuki et al., 1982).

Neurologia: avaliação da função do tronco cerebral, diagnóstico de demência, esclerose múltipla, morte cerebral, traumas cranianos, tumores, lesões de nervos periféricos e da medula espinal e estudo do desenvolvimento dos sistemas sensoriais (Starr, 1976; Greenberg et al., 1977; Starr, 1978; Chiapa, 1980; Cracco e Cracco, 1982; Cohen et al., 1982; Hecox e Burkard, 1982; Sokol, 1982-1; Pfurtsheller et al., 1985; Sandrini et al., 1986).

Neurocirurgia e Cirurgia Ortopédica: monitoração das funções sensoriais durante o ato cirúrgico e no pós-operatório (Halliday et al., 1976; Starr, 1977; Raudzens, 1982).

II.2 POTENCIAL EVOCADO VISUAL

2.1 AS RESPOSTAS DO SISTEMA VISUAL

As respostas elétricas do sistema visual mais conhecidas e utilizadas em oftalmologia e neurologia são o eletroretinograma e o po-

tencial evocado visual que serão citados, no decorrer do texto, como ERG e PEV, respectivamente.

Pode-se registrar o ERG estimulado por "flashes" de luz difusa, através de eletrodos colocados diretamente sobre a córnea do paciente (Armington, 1974).

O ERG também pode ser estimulado por "flashes" de luz com padrão visual. Nesse caso o ERG, ou potencial evocado visual de retina, deve ser registrado por eletrodos colocados na esclera do olho ou na superfície da pele próxima ao olho.

A morfologia do ERG varia em relação à adaptação da retina à luz (fotópica) ou ao escuro (escotópica) e de acordo com a frequência, intensidade e comprimento de onda do estímulo. Variando-se os parâmetros da estimulação, consegue-se ativar estruturas diferentes da retina. Por exemplo, sabe-se que os bastonetes respondem a frequências de estimulação menores que 20 "flashes"/s (Armington e Biersdorf, 1958), e portanto, as respostas obtidas com estimulação acima de 20 Hz são relacionadas aos cones.

O ERG estimulado por "flashes" (figura II.6) consiste principalmente em uma onda negativa (onda a) que reflete a atividade dos fotoreceptores (cones e bastonetes), seguida de uma deflexão positiva (onda b) relacionada principalmente com a atividade das células de Müller (Maffei, 1982). O ERG obtido com um estímulo cujo conteúdo é um padrão visual, por exemplo xadrez em preto-e-branco, é uma resposta evocada da retina que provavelmente origina-se nas células ganglionares (Maffei, 1982) e nas células próximas às ganglionares (Kaufman e Celesia, 1985).

O ERG obtido através de "flashes" de luz intensa e de curta duração ou através de estímulos padronizados, apresentados em campo visual completo, é utilizado no estudo das disfunções da retina.

Latências e amplitudes anormais são interpretadas como distúrbios dos sistemas de fotoreceptores (Armington, 1974).

O ERG é um complemento válido e necessário na avaliação de anormalidades do potencial evocado visual cortical. O registro simultâneo do ERG e do PEV pode ser utilizado em diagnósticos e estudos de patologias da fóvea (ou mácula) e do nervo óptico (Kaufman e Celesia, 1982; Sherman, 1982).

O PEV é uma resposta elétrica provocada por estimulação visual da retina e registrada no escalpo sobre a região occipital do córtex. Registrado sob condições normais, reflete primariamente a função foveal. Isto porque os 3 graus centrais da retina, compreendendo a fóvea, projetam-se em aproximadamente metade do córtex occipital, na região posterior, com uma relação próxima a 1:1 entre os cones da fóvea e as correspondentes células bipolares e ganglionares. Na perifóvea, um grande número de fotorreceptores conecta-se a uma célula bipolar, e um grande número de células bipolares conecta-se a uma célula ganglionar. Como consequência, a retina central apresenta alta resolução espacial, ou acuidade visual, em relação à perifóvea. Na figura II.7 apresenta-se um esquema simplificado das relações sinápticas da retina humana.

Registra-se o PEV na retina e sobre o córtex, em resposta a estímulos visuais (vide figura II.1). Consegue-se avaliar a função do caminho visual anterior (nervo óptico e quiasma) e a função pós-quiasmática, variando-se o tipo de estímulo utilizado.

Por estimulação padronizada de campo completo, compreende-se o estímulo apresentado em campo visual todo preenchido com um padrão em preto-e-branco, que pode ser tipo xadrez ou barras. Pode-se também a-

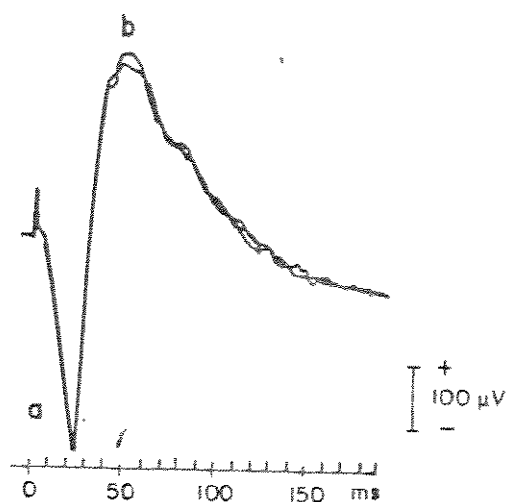


FIGURA II.6 - Forma de onda típica do ERG estimulado por "flashes" de luz.

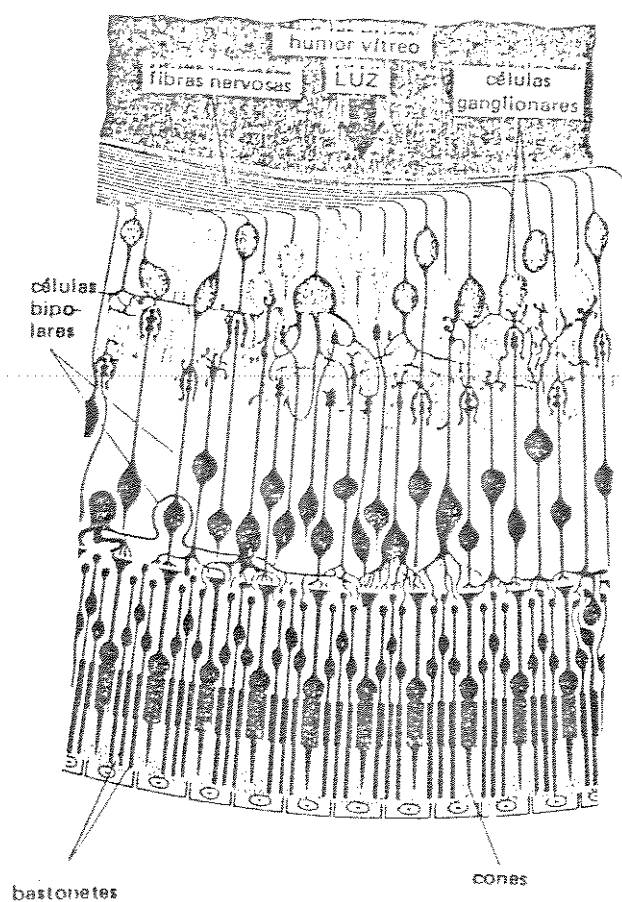


FIGURA II.7 - Esquema simplificado da anatomia da retina humana. A luz que chega ao olho deve atravessar as fibras nervosas e células da retina antes de alcançar os receptores (cones e bastonetes) (adaptado de Gregory).

presentar o padrão em campo visual parcial, ou seja, preenchendo apenas uma parte do campo visual do estímulo.

2.2 EQUIPAMENTOS E ELETRODOS

Um sistema completo para estimulação e registro de PEV inclui:

- fonte luminosa de estimulação (vibradores mecânicos, filtros polaróides, transparências fotográficas acopladas a fotoestimuladores, ou geradores eletrônicos construídos com microcomputador);
- eletrodos para captar o potencial evocado;
- amplificadores e filtros;
- promediador para aumentar a relação sinal/ruído do registro, e
- saída de resultados (registrador gráfico em papel, osciloscópio ou monitores de vídeo), como esquematiza-se na figura II.8.

Deve-se proteger o paciente de qualquer risco de choque elétrico devido a possíveis falhas de equipamento ou aterramento inadequado, por exemplo, suprimindo-se a entrada dos eletrodos de escalpo com fusíveis apropriados ou limitadores de corrente.

Os eletrodos mais comuns utilizados para registrar PEV são os de ouro ou prata em forma de disco iguais aos eletrodos de EEG. Um eletrodo é conectado ao couro cabeludo sobre a região cortical em questão, através de pasta condutiva, após a remoção da oleosidade e da pele morta presentes no escalpo. O outro eletrodo pode ser conectado ao lóbulo da orelha (eletrodo de referência ou inativo em registro monopolar) ou a outra região cortical (eletrodo ativo em registro bipolar), de acordo com a escolha do investigador. Várias posições possíveis são indicadas na figura II.8.

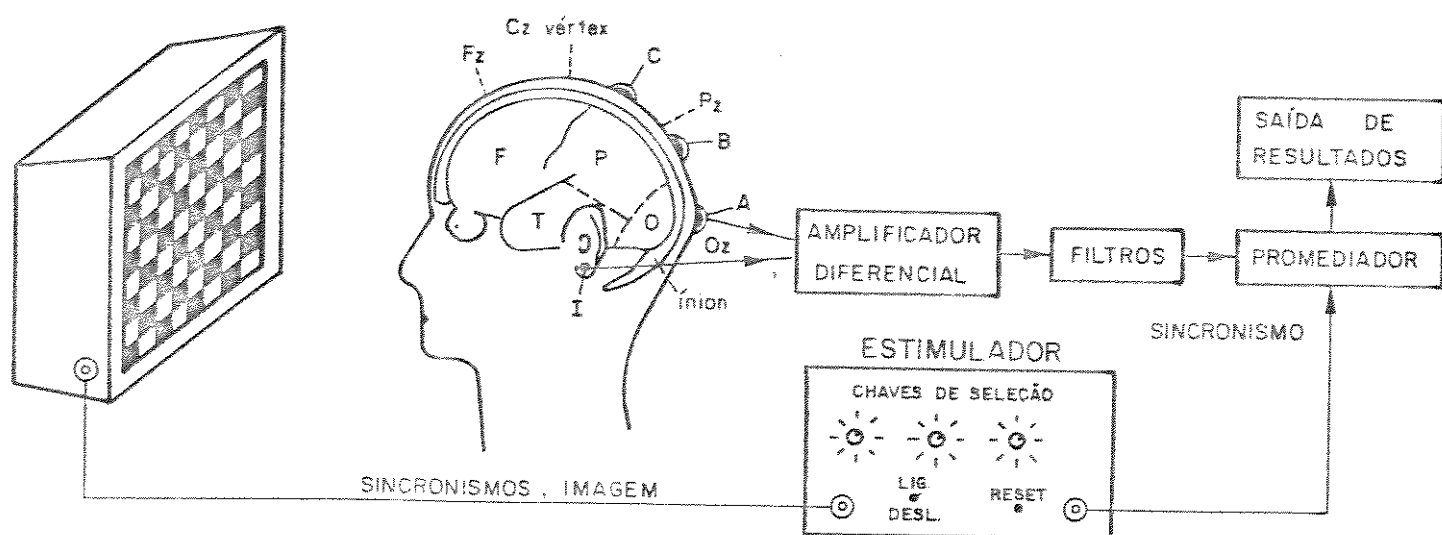


FIGURA II.8 - Esquema de instrumentação para potencial evocado visual e localizações possíveis dos eletrodos de registro em pessoas (adaptado de Sokol, 1976).

A partir do registro do PEV com múltiplas localizações de eletrodos consegue-se mapear a distribuição do campo elétrico do córtex occipital (Jeffreys, 1971; Srebro, 1985).

Deve-se registrar o PEV com o paciente sentado confortavelmente numa sala escurecida e isolada para minimizar interferências. Durante a estimulação pode-se monitorar a resposta parcial para detectar e eliminar do processamento artefatos de estímulo e interferências diversas.

2.3 OS TIPOS DE ESTÍMULOS

Os estímulos visuais para provocar PEV podem ser divididos em dois grupos: não-padronizados e padronizados. Os estímulos padronizados podem ser apresentados alternada ou reversivamente, sendo que no modo alternado, a luminância durante a apresentação do estímulo pode ser mantida constante ou não.

A seguir, apresentam-se os tipos de estímulos padronizados e não-padronizados.

2.3.a ESTÍMULO NÃO-PADRONIZADO

É produzido geralmente por um fotoestimulador que emite um "flash" de luz de alta intensidade e curta duração e que não contém nenhum padrão visual.

Na figura II.9 apresenta-se um exemplo de PEV provocado por "flash" de luz. A forma de onda consiste em vários componentes positivos e negativos, e os parâmetros de interesse são a amplitude (a) de um componente específico (por exemplo, do pico P1 ao vale N2, ou do vale N2 ao pico P2), e o tempo implícito ou latência (t) definida como o tempo que um componente da onda leva para atingir seu valor máximo após a apresentação do estímulo.

O PEV provocado por "flash" de luz intensa é utilizado na avaliação da retina na presença de catarata, opacidades corneanas e sangue no humor vítreo, na determinação da função visual pré e pós-cirúrgica, no estudo das características temporais do sistema visual, e ainda, quando o paciente falha em responder ao estímulo padronizado.

2.3.b ESTÍMULOS PADRONIZADOS

Por estímulo padronizado, compreende-se aquele cujo conteúdo é um padrão visual. Estímulos padronizados incluem xadrez, barras verticais, horizontais e diagonais, pontos em preto-e-branco e várias permutações entre os diversos padrões, que resultem em estímulos ricos em contornos e bordas contrastantes. Pode-se utilizar padrões repetitivos com luminância variável e com luminância constante e padrões reversivos, como será apresentado a seguir.

2.3.b.1 ESTIMULAÇÃO ALTERNADA COM LUMINANCIA VARIÁVEL

Pode ser obtido aplicando-se um fotoestimulador atrás de uma transparência fotográfica do padrão, que é apresentado ao paciente durante o breve período de duração do "flash". Assim, o PEV reflete uma perturbação rápida do sistema visual e possui dois tipos de componentes: uma resposta específica do sistema visual à presença de contornos no estímulo e os componentes relacionados à variação da luminância do campo visual com a apresentação e retirada do estímulo.

As formas de onda geradas com esse tipo de estimulação (figura II.10) apresentam parâmetros consistentemente diferentes dos obtidos com estímulos não-padronizados (Sokol, 1976).

2.3.b.2 ESTIMULAÇÃO ALTERNADA COM LUMINANCIA CONSTANTE

Uma maneira de se reduzir a contribuição da luminância no PEV que ocorre na estimulação padronizada tipo "flash" é apresentar um campo homogeneamente iluminado, não padronizado, imediatamente após a retirada do padrão. O campo homogêneo deve apresentar luminância média igual à do estímulo padrão e permanecer no campo visual do paciente durante um período igual ao de estimulação (figura II.11). Dessa maneira, o fluxo total de luminância permanece constante e o PEV apresenta apenas os componentes relacionados à apresentação e retirada do padrão, removendo-se as interações possivelmente não-lineares da variação da luminância.

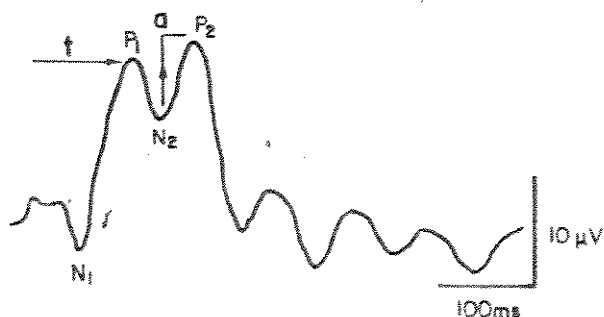


FIGURA II.9 - PEV obtido através de estimulação não-padronizada com "flashes" de luz. Frequência igual a 1 flash/s. Eletrodos colocados em Oz e I. t = latência; a = amplitude pico-a-pico; P1 e P2 : deflexões positivas e N1 e N2 : deflexões negativas (modificado de Sokol, 1976).

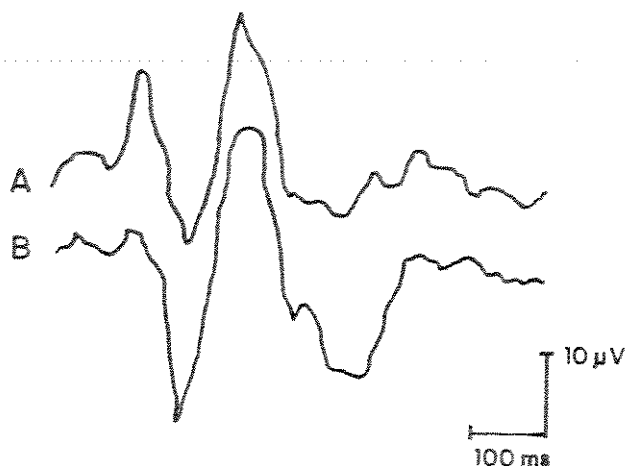


FIGURA II.10 - A e B são PEVs de duas pessoas, obtidos por estimulação padronizada alternada com luminância variável. Em ambos os registros o padrão xadrez foi apresentado em campo visual completo (12 graus) com quadrados de 15 min arc (modificado de Sokol, 1976).

2.3.b.3. ESTIMULAÇÃO REVERSIVA

Em vez de apresentar-se um campo homogêneo não-padronizado logo após o campo padrão, pode-se apresentar o seu complemento, ou seja, o reverso do estímulo, obtendo-se como resultado uma alternância em contra fase entre as áreas em preto-e-branco do padrão. Na figura II.12 apresenta-se um exemplo de PEV obtido com estimulação reversiva de padrão xadrez, em campo visual completo, para frequências diferentes de estimulação.

O PEV obtido por estimulação reversiva é o mais estudado e encontra grande número de aplicações clínicas (vide, e.g., Sokol e Dobson, 1976; Erwin, 1980; Chiappa, 1980; Sherman, 1982; Cohn et al., 1985; Hammond e Yannikas, 1986), possuindo normas para aquisição de dados e aplicação clínica (White et al., 1983). As respostas obtidas com estimulação reversiva e alternada apresentam estabilidade e qualidade de forma de onda praticamente iguais (Cohen et al., 1982-a). A estimulação reversiva mantém o fluxo luminoso constante, o que minimiza as contribuições da luminância no PEV. Na estimulação alternada com luminância variável, a faixa de variação de parâmetros do PEV considerada normal é maior, e a sensibilidade para patologias do sistema neurovisual é consideravelmente menor quando comparada aos resultados obtidos com estimulação reversiva (Chiappa e Ropper, 1982).

2.4 PEV ESTACIONARIO E PEV TRANSIENTE

Dependendo da frequência de apresentação do estímulo, ocorrem dois tipos de PEV : transiente e estacionário.

O PEV transiente resulta de uma mudança brusca e isolada de

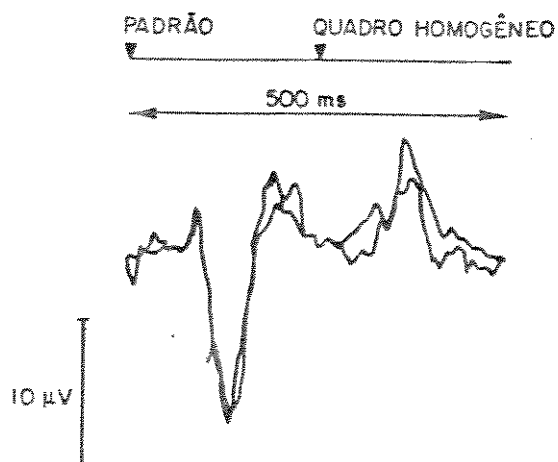


FIGURA II.11 - PEV obtido por estimulação alternada com luminância constante. O padrão e o quadro homogêneo são apresentados durante intervalos de tempo iguais (modificado de Sokol, 1976).

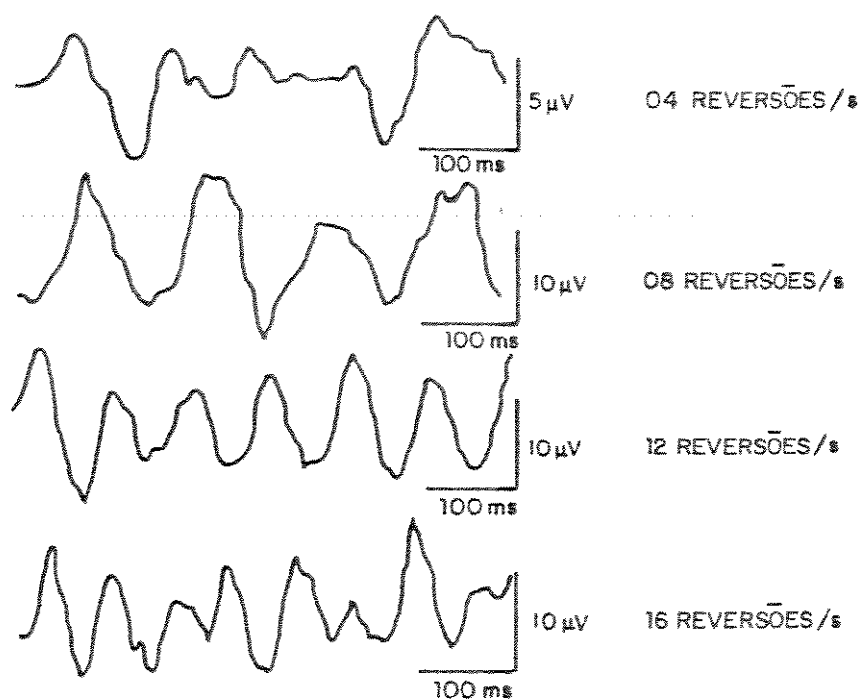


FIGURA II.12 - PEV obtido por estimulação padronizada reversiva. Em cada registro nota-se um número de picos igual à metade do número de reversões por segundo (modificado de Sokol, 1976).

parâmetros do estímulo e ocorre quando a frequência de estimulação é relativamente baixa, de modo que cada resposta distinta possa ser atribuída a um estímulo fisiologicamente distinto, ou seja, cada resposta se completa antes da chegada de outro estímulo visual. Em contraste, o PEV estacionário resulta da estimulação a uma frequência suficientemente alta para que resulte sobreposição das respostas e não se consiga relacionar ciclos individuais da resposta com qualquer ciclo particular do estímulo. Nota-se na figura II.13 que a complexidade da forma de onda diminui com o aumento da frequência de apresentação dos estímulos e permanece constante durante o tempo de estimulação.

A frequência em que o PEV deixa de ser classificado como transiente e torna-se uma resposta estacionária varia e depende do tipo de estímulo. Se o paciente é estimulado pela presença e retirada de padrão xadrez lenta e intermitentemente, o mais comumente utilizado em investigações clínicas, o resultado é classificado como transiente. Já a estimulação reversiva feita a frequências maiores que 4 estímulos/s, resulta numa resposta cerebral fortemente redundante e regular, ou seja, estacionária. Cada reversão do padrão parece induzir uma resposta de modo que se a frequência de estimulação for 15 estímulos/s, a resposta apresenta a mesma frequência. Se o sistema visual do paciente não conseguir resolver o padrão apresentado, ele enxergará um campo fixo de luz cinza, que não induzirá uma resposta oscilante do cérebro, e não se registrará um PEV normal.

Utilizando-se estimulação reversiva para obter PEV estacionário, demonstrou-se que as frequências 7.5 e 15 estímulos/s são clinicamente úteis (Sherman, 1979). Frequências intermediárias nessa faixa não são utilizadas para evitar a interferência do ritmo alfa, um padrão cerebral de amplitudes altas que ocorre entre 8 e 13 ciclos/s.

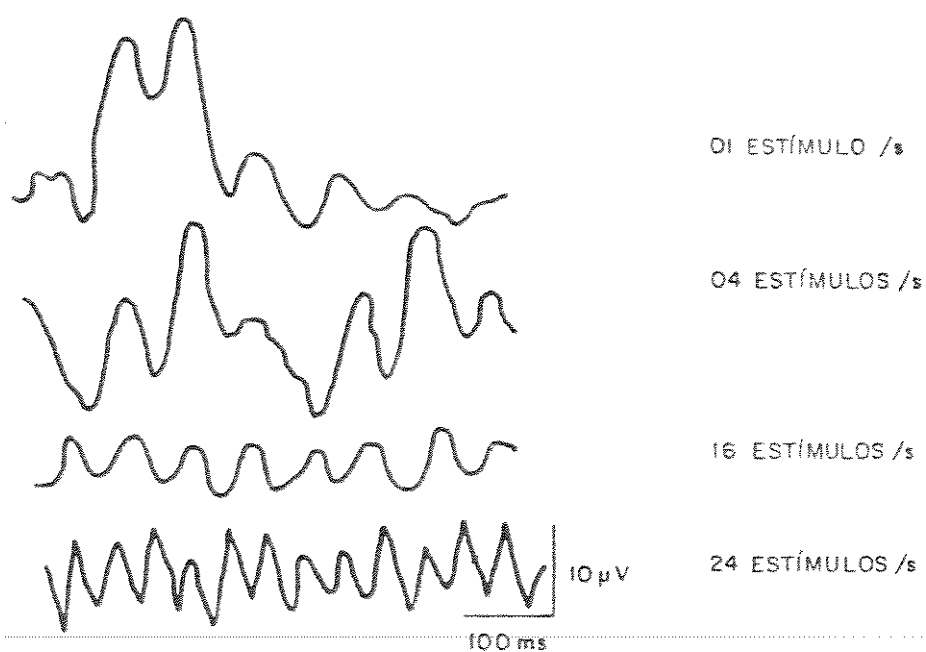


FIGURA II.13 - Mudanças na forma de onda do PEV obtido por estimulação não-padronizada com o aumento da frequência de estimulação (modificado de Sokol, 1976).

Respostas transientes e estacionárias podem mostrar aspectos diferentes de um sistema não-linear como o sistema visual e representam informações valiosas para sua avaliação (Kinney, 1977; Regan, 1977; Celestia, 1982; Regan, 1982).

2.5 TERMINOLOGIA

Uma das maneiras de se caracterizar os componentes do PEV é nomeá-los de acordo com sua polaridade e latência. Polaridades negativas e positivas devem ser indicadas por N e P, respectivamente, e as latências dos picos devem ser fornecidas em milissegundos.

Na estimulação reversiva padronizada em campo visual completo, $N\overline{75}$, $P\overline{100}$ e $N\overline{145}$, também designados por N1, P1 e N2, são os componentes mais comuns do PEV transiente (AEEGS Clinical Evoked Potential Guidelines, 1984). Um exemplo é mostrado na figura II.14. A atividade elétrica após $N\overline{145}$ é muito variável. O traço acima das latências é usado para indicar que esses valores são os ideais para uma população normal, distinguindo-os de valores efetivamente registrados em grupos individuais.

A característica do PEV mais utilizada clinicamente é a latência do pico $P\overline{100}$, que aparece praticamente em toda a população normal (Erwin, 1980; Cohen et al., 1982-b). Os componentes $N\overline{75}$ e $N\overline{145}$ são mais variáveis e de menor utilidade (Cohen et al., 1982-b).

II.3 APLICAÇÃO CLÍNICA DO PEV

Como índice objetivo da experiência visual, o PEV é utilizado clinicamente para avaliar a função visual, requerendo cooperação mí-

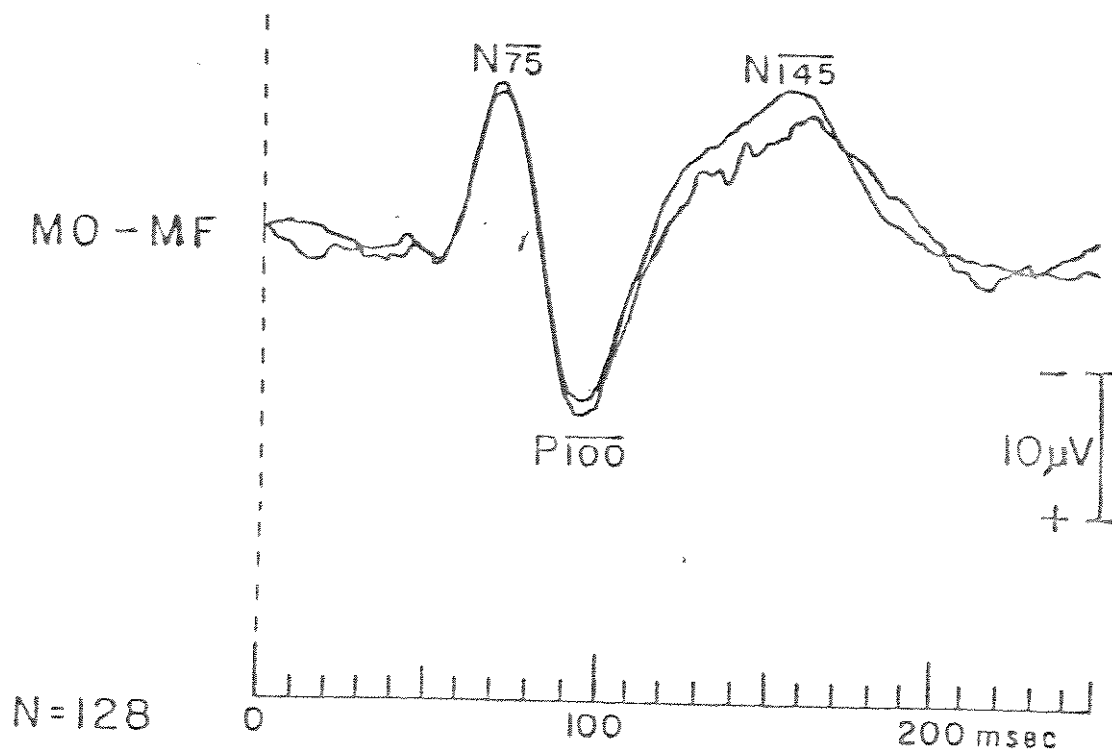


FIGURA II.14 - PEV registrado em uma mulher de 25 anos com visão normal. Estimulação reversiva em campo visual completo (18 graus), com padrão xadrez (quadrados de 31 min arc) e frequência igual a 0.8 estímulos/s (modificado de AEEGS Visual Evoked Potential Guidelines, 1984).

nima do paciente e dispensando o julgamento perceptual do investigador, como no caso das técnicas subjetivas.

Mudanças nos parâmetros físicos de estímulos padronizados, tais como luminância, taxa de apresentação, comprimento de onda, tipo de padrão, distância de fixação e qualidade óptica do estímulo e campo visual de estimulação, afetam a latência e a amplitude dos componentes do PEV. Através da padronização dos parâmetros de estimulação e das formas de onda do PEV em pacientes normais, consegue-se relacionar a resposta cortical obtida com a experiência visual do paciente.

O registro do PEV também é influenciado por variáveis fisiológicas, tais como idade, sexo, acuidade visual, atenção e atuação de drogas no paciente, como o álcool e anestésicos (Erwin, 1980; Cohen et al., 1982-b; Solkol, 1892-b). Dados de controle devem ser adquiridos separadamente de homens e mulheres e de acordo com a faixa etária. É comum mulheres apresentarem latências menores que os homens, e pessoas idosas exibirem latências maiores que os jovens (Erwin, 1980). Também estuda-se o efeito da idade e do sexo na amplitude e na simetria do PEV (Cohn et al., 1985; Marche et al., 1986). A acuidade visual deve ser pré-determinada e compensada por lentes corretivas antes de se registrar o PEV (Cohen et al., 1982-b).

Não há um único tipo de estímulo que seja apropriado para se estudar todos os eventos eletrofisiológicos visuais e que se ajuste a todas as aplicações clínicas do PEV. Para cada finalidade a que se destina o registro do PEV, existe uma combinação adequada de parâmetros de estimulação: frequência, número de quadrados ou barras no estímulo, campo visual, etc (AEEGS Clinical Evoked Potentials Guidelines, 1984).

3.1 APLICAÇÃO DO PEV EM OPTALMOLOGIA

As latências e amplitudes anormais no registro do PEV podem ser causadas por anormalidades oftalmológicas que afetam a retina e o globo ocular. O PEV pode auxiliar no diagnóstico e possível terapia dessas disfunções.

3.1.1.a ACUIDADE VISUAL

A correlação existente entre a amplitude do PEV gerado por estímulos padronizados e a clareza de foco da imagem na retina, fornece um meio preciso para a definição objetiva da acuidade visual (Harter e White, 1970; Towle e Harter, 1977; Starr, 1978 e Petersen, 1984).

A acuidade visual, como é medida tradicionalmente, está relacionada às funções sensorial, motora e cognitiva do sistema visual (Sherman, 1979).

Os optotipos de Snellen são um bom exemplo de medida padrão de acuidade visual, na qual investiga-se mais do que apenas o aspecto sensorial da visão. Através da carta de Snellen mede-se o poder de resolução do olho. A capacidade de se resolver um detalhe em preto-e-branco de 1 minuto de arco é apenas um dos componentes da acuidade visual 20/20 de Snellen: o funcionamento integrativo e a capacidade de fixação também são requeridos. Tal aspecto não se verifica quando a acuidade visual é medida com potencial evocado. Como o eletrodo ativo é colocado próximo à região cerebral que recebe a entrada visual, o PEV traz informação apenas sobre o componente sensorial da visão, isto é, sobre a transmissão dos impulsos nervosos da retina para o córtex e não sobre a capacidade do cérebro integrar e utilizar a informação (Sherman, 1979).

A capacidade de fixação faz parte da medida de acuidade visual de Snellen, pois ao ler uma linha 20/20, é necessário ter a capacidade de fixar precisamente o optotipo. Em contraste, a natureza repetitiva do estímulo padrão do PEV torna desnecessária a fixação precisa. Se o paciente está olhando um padrão xadrez de 20 graus x 20 graus, contendo muitos quadrados de 1 minuto de arco, fixando os olhos em qualquer área do padrão, certamente um estímulo de 1 minuto de arco estará atingindo a fóvea (Sherman, 1979).

Um paciente com pouca capacidade de fixação e caminho sensorial normal, apresenta acuidade visual subjetiva reduzida pela carta de Snellen e função visual normal determinada pelo PEV. Como o PEV normal reflete um caminho sensorial intacto, tal paciente tem um bom prognóstico de melhorar a sua acuidade visual através de treinamento visual para aumentar sua capacidade de fixação (Sherman, 1979).

O PEV de pacientes com acuidade visual normal e sem patologias, sob a maioria das condições de estimulação padronizada, apresentam as maiores amplitudes para ângulos visuais entre 10 e 20 minutos de arco. Estes estímulos atuam efetivamente nas células ganglionares centrais, cujos campos receptivos apresentam centros desta mesma ordem de grandeza (Sherman, 1979).

Um método para estimar a acuidade visual através do PEV é comparar as amplitudes do PEV de um paciente com as amplitudes médias de um grupo normal. Como o PEV é facilmente estimulado com padrão xadrez com elementos de 10 a 15 minutos de arco, pode-se obter dados de uma população normal de controle para determinar médias e desvios padrões.

O não-enquadramento de um indivíduo dentro da faixa de valores para visão 20/20, não prova que ele não tenha acuidade 20/20, mas é clinicamente útil quando aliado a outros procedimentos médicos para a-

valiação da função visual do indivíduo. Quando nenhuma resposta é gerada por estímulos padronizados, a acuidade visual é supostamente menor que 20/100 e deve-se utilizar estimulação com "flashes" de luz. Se ainda assim, nenhuma resposta é gerada, a função visual estará bastante deficiente e outros métodos de avaliação deverão ser utilizados.

3.1.b AMBLIOPIA

A ambliopia pode ser definida como uma redução da acuidade visual causada por interação binocular anormal, que não é atribuída a anomalias patológicas ou estruturais óbvias do olho (Shapiro, 1971; von Noorden, 1977). A ambliopia associada a estrabismo e a anisometropia (erros refrativos diferentes para cada um dos olhos) são as formas mais frequentes de ambliopia (Levi, 1975).

Os primeiros estudos corticais da ambliopia foram realizados analisando-se a atividade eletroencefálica. Alguns investigadores relataram pequenas diferenças entre os EEGs de pacientes normais e amblíopes (Burian e Watson, 1952) e outros não encontraram nenhuma diferença (Miller et al., 1961). Quando as técnicas de promediação tornaram-se viáveis, pesquisadores mediram o PEV de olhos normais e amblíopes, em resposta a "flashes" de luz difusa. Embora exista variabilidade entre indivíduos, o amblíope clássico possui um olho normal e um afetado, cujo PEV apresenta irregularidades, quanto à latência e à amplitude, permitindo que se compare as respostas monoculares de um indivíduo para determinar qual é o olho irregular (Sherman, 1979).

Enquanto as implicações eletrofisiológicas da atividade do olho amblíope ainda encontram-se sem explicação, os resultados experimentais utilizando estímulos padronizados delinearam mais claramente as

diferenças entre as respostas elétricas dos olhos amblíope e normal, do que a estimulação não-padronizada (Sokol e Bloom, 1973; Levi, 1975; Sokol e Shaterian, 1976; Levi e Manny, 1982).

Nem todos os autores relatam os mesmos tipos de irregularidades de amplitude e latência no PEV de olhos amblíopes, e uma das razões para essa disparidade pode ser a falta de uniformidade dos testes.

O PEV é um teste diagnóstico complementar e a sua natureza não-invasiva torna-o um procedimento objetivo promissor tanto para estudar-se os mecanismos eletrofisiológicos da ambliopia, quanto para investigações clínicas da patofisiologia da ambliopia, meios para detectá-la e sua possível terapia.

3.1.c ERROS DE REFRAÇÃO

A refração da luz é a mudança de direção dos raios de luz quando essa passa obliquamente de um meio para outro de densidade diferente. A refração no olho ocorre quando a luz refletida pelos objetos, vinda do meio externo _ ar _ entra no olho atravessando o meio interno _ córnea, humor aquoso, cristalino e humor vítreo _ para ser focalizada na retina.

Os erros de refração, ou seja, a focalização incorreta da luz na retina, são causados por defeitos no meio refrativo ou na curvatura do globo ocular e incluem astigmatismo, miopia e hipermetropia.

Harter e White (1970) foram os primeiros a divulgar um relacionamento sistemático entre a qualidade da imagem na retina e a amplitude do PEV. Demonstraram que durante o registro do PEV, obtido pela estimulação com padrão xadrez em preto-e-branco, pode-se introduzir

lentes na frente dos olhos do paciente, causando vários níveis de degradação na qualidade da imagem. A combinação de lentes que resulta na maior amplitude, corresponde ao erro refrativo. A desfocalização do padrão na retina causa diminuição da taxa de disparo das células ganglionares, e consequentemente redução da amplitude do PEV.

A determinação de erros de refração com PEV exige um equipamento relativamente complexo e dispendioso, cuja utilização não faz parte do repertório de conhecimentos do clínico, e apesar de se relatar a existência de algum erro na retinoscopia, que não existe na técnica de PEV, ele é bem pequeno: +0.39 Dioptrias a +0.75 Dioptrias (Sokol, 1976). Por outro lado, a retinoscopia fornece apenas a correção óptica necessária para assegurar emetropia, sem dar nenhuma informação sobre acuidade. Como o PEV reflete a atividade do sistema visual dos receptores ao córtex occipital, ele está mais diretamente relacionado à visão do que a retinoscopia.

A retinoscopia e o PEV padronizado devem ser considerados como exames complementares. Uma vez realizada a retinoscopia para assegurar claridade óptica na retina, o PEV deve ser determinado para verificar se o sistema visual está processando bem a imagem focalizada.

3.1.1.d VISÃO BINOCULAR

Os primeiros anos de vida do ser humano são críticos para o

desenvolvimento do sistema visual. Anomalias presentes no sistema visual, tais como defeitos ópticos e oculomotores, podem impedir o desenvolvimento normal da visão, causando perdas visuais reversíveis ou mesmo permanentes (Amigo et al., 1978; Levi e Manny, 1982).

Uma maneira de se estudar a binocularidade através de PEV, é registrá-lo binocular e monocularmente com estimulação padronizada e comparar os resultados. Os dados objetivos assim obtidos e os dados subjetivos fornecidos pelo teste com o estereograma de pontos aleatórios, representam informações valiosas sobre a função visual de indivíduos com visão binocular alterada.

O estereograma de pontos aleatórios é composto por um par estereoscópico de imagens com pontos distribuídos ao acaso, que vistos monocularmente, parecem conjuntos casuais de pontos sem formas reconhecíveis. Entretanto, quando combinados estereoscopicamente, por exemplo através de óculos, provoca a impressão visual de um diamante ou outro padrão visual suspenso sobre o fundo (Sherman e Cooper, 1979).

Apesar de simples, a comparação das amplitudes de registros monoculares e binoculares tem contribuído para a detecção de defeitos na visão binocular (estrabismo, anisometropia, etc.). Resultados de pesquisas mostram que a amplitude do PEV binocular é maior que a amplitude do monocular para pacientes normais, mas não em pacientes estereodeficientes (Amigo et al., 1978).

Amigo et al. (1978) registraram PEVs monoculares e binoculares para bebês de 2 a 18 meses, e os resultados obtidos sugerem que a amplitude do PEV binocular excede a amplitude do monocular desde a fase inicial de desenvolvimento do sistema visual. Isto permite a detecção precoce de alterações na visão binocular, que se não forem corrigidas a tempo, resultarão em defeitos de campo visual, tais como perdas perma-

nentes de percepção de profundidade binocular e ambliopia.

3.1.e ESTIMATIVA OBJETIVA DE DEFEITOS DE CAMPO VISUAL

Pode-se entender glaucoma como um grupo de patologias em que há uma diminuição do suprimento de sangue do sistema visual causado pelo aumento da pressão intraocular em relação à pressão do sangue arterial, danificando a estrutura nervosa e causando defeitos de campo visual (Dorland's Illustrated Medical Dictionary, 1989).

Cappin e Nissin (1975) mostraram que o PEV causado por estimulação reversiva padronizada pode detectar o início da mudança de campo visual causada por glaucoma. Registrando PEV estacionário, compararam as respostas de quadrantes homônimos nos dois olhos, por exemplo, quadrantes supero-nasal esquerdo e supero-temporal direito. Como quadrantes homônimos possuem projeções corticais semelhantes, a comparação é justificada anatomicamente. Mesmo mudanças de campo recém-iniciadas, quando presentes no quadrante de um olho, resultam em diferença de fase entre o PEV desse quadrante e do quadrante homônimo do olho normal. Essa diferença de fase é um atraso da resposta da retina do olho afetado ao córtex em relação ao olho são.

Como uma resposta atrasada pode ser causada também por doenças do nervo óptico (Halliday e McDonald, 1972; Chiappa, 1980), a técnica de Cappin e Nissin não pode diagnosticar glaucoma sozinha. No entanto, um indicador objetivo de envolvimento do nervo óptico num suspeito de glaucoma é certamente de grande auxílio na avaliação do paciente.

Colocando-se o eletrodo ativo na linha mediana sobre o córtex occipital detectam-se sinais de ambos hemisférios cerebrais.

Colocando-se dois eletrodos ativos, localizados alguns centímetros à direita e à esquerda da linha mediana, é possível monitorar e comparar a atividade dos dois hemisférios.

Um paciente com lesão pós-quiasmática esquerda exibirá ERGs normais para ambos os olhos, PEV occipital direito normal e PEV occipital esquerdo anormal, refletindo a lesão pós-quiasmática esquerda. Tal paciente é portador de um defeito de campo visual de fixação à direita para ambos os olhos. De maneira similar, lesões em outras localidades podem ser registradas (Sherman, 1979; Kaufman e Celestia, 1985).

3.2 APLICAÇÃO DO PEV EM NEUROLOGIA

Uma outra aplicação importante do PEV é no prognóstico e diagnóstico de distúrbios neurológicos com repercussões, diretas ou indiretas, no sistema visual. Lesões do sistema visual resultam em perdas de amplitude, aumento de latência e outras alterações do PEV. Em geral, existe uma boa correlação entre a severidade do distúrbio e a anormalidade da resposta. Além disso, informações sobre o local da lesão podem ser obtidas a partir de comparações entre testes (por exemplo, ERG, PEV e simetria de PEVs registrados em cada hemisfério, vide item 3.1.e).

3.2.a ESCLEROSE MÚLTIPLA

As lesões da esclerose múltipla podem alterar a condução de impulsos nervosos dentro do sistema nervoso, especificamente nas áreas desmielinizadas, reduzindo a velocidade de condução, bloqueando a condução de um impulso ou aumentando o período refratário entre impulsos (Halliday e McDonald, 1977).

Freqüentemente, a ausência de evidência objetiva de danos neurológicos em mais de uma região do sistema nervoso dificulta o diagnóstico de esclerose múltipla. O nervo óptico é comumente atacado por essa patologia e sua desmielinização reduz a velocidade de condução da informação da retina ao córtex. Esse fato que resulta na presença de latências aumentadas no registro do PEV, pode ser utilizado em diagnósticos de esclerose, mesmo nos primeiros estágios da doença (Halliday et al., 1973; Bartel, 1983; Chiappa, 1980). Pelo critério estabelecido por McAlpine (McAlpine et al., 1972), os pacientes sob suspeita de ter esclerose múltipla são classificados, de acordo com os sintomas que apresentam, em três categorias: definida, provável e possível (McDonald

e Halliday, 1977). Determinando-se o PEV com estimulação reversiva padronizada, em cada um desses grupos, a média de incidência de anormalidades em parâmetros do PEV tem sido próxima a 85%, 64% e 44%, respectivamente (Chiappa e Ropper, 1982). Nas categorias provável e possível, a detecção de anormalidades nas respostas sensoriais evocadas, somadas aos resultados de testes clínicos e laboratoriais (por exemplo, tomografia e eletroforese do fluido cérebro-espinhal) são de grande auxílio na determinação do diagnóstico final. Em pacientes com esclerose múltipla instalada, o potencial evocado pode ser útil na avaliação da extensão da doença, isto é, ajudar a detectar que áreas do sistema nervoso já foram afetadas e em que grau, bem como no acompanhamento da evolução da patologia.

3.2.b PATOLOGIAS DO NERVO ÓPTICO

Atrasos significativos e redução da amplitude de componentes do PEV transiente são registrados também em casos de neurite óptica e atrofia óptica. Por exemplo, Halliday, McDonald e Mushin (1972) compararam a resposta evocada por padrões entre pacientes normais e pacientes com neurite óptica. A latência do maior pico ocorria entre 115 e 125 ms para as pessoas com o nervo intacto e para o olho não-afetado de pacientes com neurite óptica unilateral. No olho afetado, o pico apresentava latência média de 155 ms e amplitude igual à metade do valor normal. Além disso, o aumento da latência persistia após a acuidade visual ser normalizada e mesmo em testes realizados vários anos depois do tratamento.

O aumento da latência ou a ausência do PEV tem sido relatada também em casos de papilite, atrofia óptica, neuropatia óptica tóxica e compressão do nervo óptico (Halliday et al, 1976; Sherman, 1982; Kaufman e Celestia, 1985).

3.3 MEDIÇÕES DA FUNÇÃO CEREBRAL

A medicina aplica numerosos testes para determinar o estado de saúde de um indivíduo — medidas cardiovasculares, pulmonares, bioquímicas — mas determinar se o cérebro está funcionando normalmente ainda é um desafio e é uma das áreas em que o PEV pode ser útil.

Por exemplo, numerosos estudos com o EEG sobre os efeitos do álcool no sistema nervoso central foram realizados. Registros do EEG de alcoólatras crônicos apresentam atividade alfa reduzida. No entanto, o diagnóstico de alcoolismo não pode ser feito baseando-se apenas neste padrão de EEG, pois indivíduos normais também o apresentam ocasionalmente. Construindo-se uma curva de amplitudes do PEV versus dosagem alcoólica, verifica-se um comportamento característico: a amplitude diminui com o aumento da quantidade de álcool no sangue (Kinney, 1977; Erwin e Linnoila, 1981).

Similarmente, o PEV tem sido utilizado em pesquisas de monitoração do estado cerebral de mergulhadores e tripulantes de submarinos e aviões, frequentemente expostos a condições anormais de pressão e contaminação atmosférica (Kinney, 1977).

CAPÍTULO III

PROJETO E CONSTRUÇÃO DO ESTIMULADOR ÓPTICO

Consultando-se artigos sobre aplicação clínica do PEV e de revisões sobre esse assunto, bem como catálogos de equipamentos comercializados, chegou-se a um conjunto de características desejáveis que o equipamento a ser construído deveria apresentar:

- custo de construção competitivo com os estimuladores importados;
- ser de fácil reprodução, devendo portanto, possuir um número reduzido de componentes que dependam de importação;
- ser transportável para facilidade de utilização;
- ser programável, isto é, os parâmetros do estímulo devem ser alteráveis de acordo com o teste realizado;
- o operador deve ter acesso fácil e rápido à programação dos parâmetros;
- possuir, no mínimo, o padrão xadrez dividindo a tela em 2x2, 4x4, 8x8, 16x16, 32x32 e 64x64 quadrados, nos modos de estimulação alternado e reversivo, em campo visual completo;
- frequência de estimulação entre 0.5 e 15 estímulos/s e
- possibilidade de expansão dos tipos de padrão visual.

Para atender esse conjunto básico de características e para se conseguir um equipamento moderno, flexível, de custo baixo e de manuseio fácil, optou-se por construir um microcomputador dedicado para gerar os estímulos, e modificar um televisor comum em preto-e-branco para a apresentação dos estímulos em sua tela.

O estimulador foi projetado para atender as seguintes características:

- frequências de estimulação: 0.5, 1.0, 1.5, 2.0, 3.0, 3.75, 5.0, 6.0, 7.5 e 15 estímulos/s;
- padrões de estimulação: xadrez, barras verticais e horizontais e possibilidade de expansão para mais um padrão;
- modos de estimulação: alternado e reversivo;
- campo visual de estimulação: completo e possibilidade de expansão para campo visual parcial e
- tamanho dos padrões: 1x1, 2x2, 4x4, 8x8, 16x16, 32x32, 64x64 e 128x128 para o padrão xadrez e 1, 2, 4, 8, 16, 32, 64 e 128 para os padrões de barras.

A seguir, apresenta-se detalhadamente o projeto do equipamento.

III.1 CARACTERÍSTICAS DE CONSTRUÇÃO

O estimulador óptico possui 3 partes distintas: circuitos digitais, circuitos analógicos e programação. Os circuitos digitais compõem um microcomputador dedicado, para o qual utilizou-se componentes da família do microprocessador 8085 da INTEL. As fontes de alimentação, os amplificadores e o acoplamento entre microcomputador e televisor são os circuitos analógicos projetados e construídos. A programação do estimulador é formada pelo sistema operacional e pela programação do gerador de caracteres.

1.1 CIRCUITOS DIGITAIS

Na figura III.1 apresenta-se o diagrama em blocos dos cir-

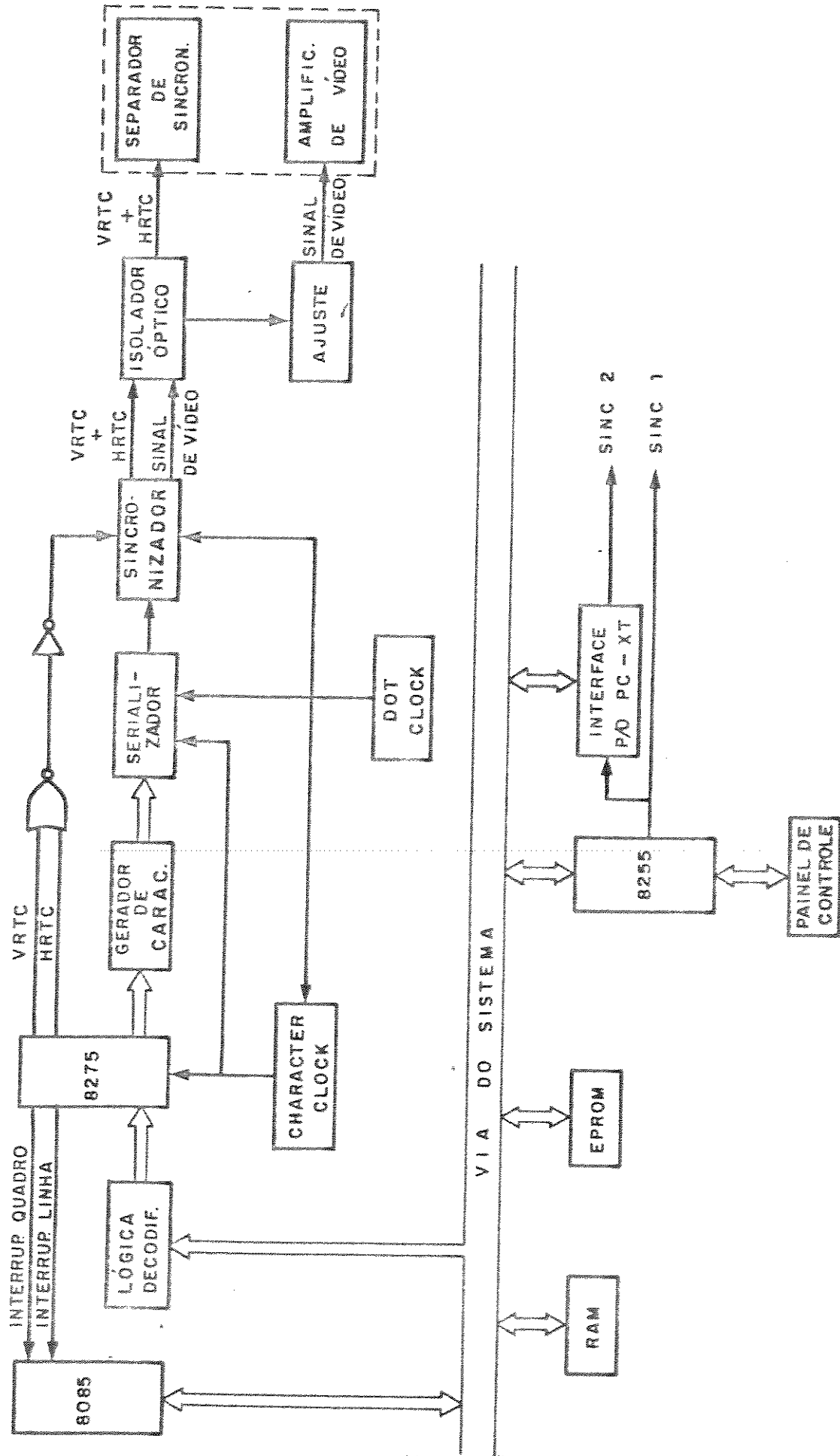


FIGURA III.1 - Diagrama em blocos dos circuitos digitais do estimulador óptico.

circuitos digitais do estimulador óptico. Esses circuitos foram montados em 03 placas padrão para "wire-wrapping".

O microcomputador construído para o instrumento é constituído de um microprocessador de 8 "bits" (8085), decodificadores, "buffers", bancos de RAM (2714) e EPROM (2716), uma interface paralela (8255) para comunicação com o usuário através do painel e um controlador de vídeo (8275).

Na figura III.2 apresenta-se o esquema de ligação entre o microprocessador e os "buffers" de dados e endereços. O microprocessador detém as funções de inicialização do sistema, verificação periódica do painel, supervisão da transferência de dados para o controlador de vídeo e sinalização do gerador de sincronismo, a cada estímulo, para o promediador.

A memória volátil ou RAM ("Random Access Memory") (figura III.3) é usada para armazenar valores modificáveis durante a execução de programas (por exemplo, contadores) e como áreas de acesso aleatório do sistema operacional (como é o caso da pilha).

No banco de memória não volátil ou EPROM ("Eraseable Programmable Read Only Memory") (figura III.4) armazena-se o sistema operacional, que contém rotinas de inicialização do sistema, rotinas de atendimento a interrupções e dados a serem enviados ao controlador de vídeo.

Para o funcionamento básico do estimulador óptico (campo visual completo e 3 tipos de padrão) utiliza-se menos de 1024 posições (ou 1K "bytes") de RAM e 8192 posições (ou 8K "bytes") de EPROM. Apesar dos estímulos implementados serem os mais utilizados, considerando-se a variabilidade de estímulos que podem ser usados clínica e cientificamente e também disponíveis em estimuladores ópticos comercializados,

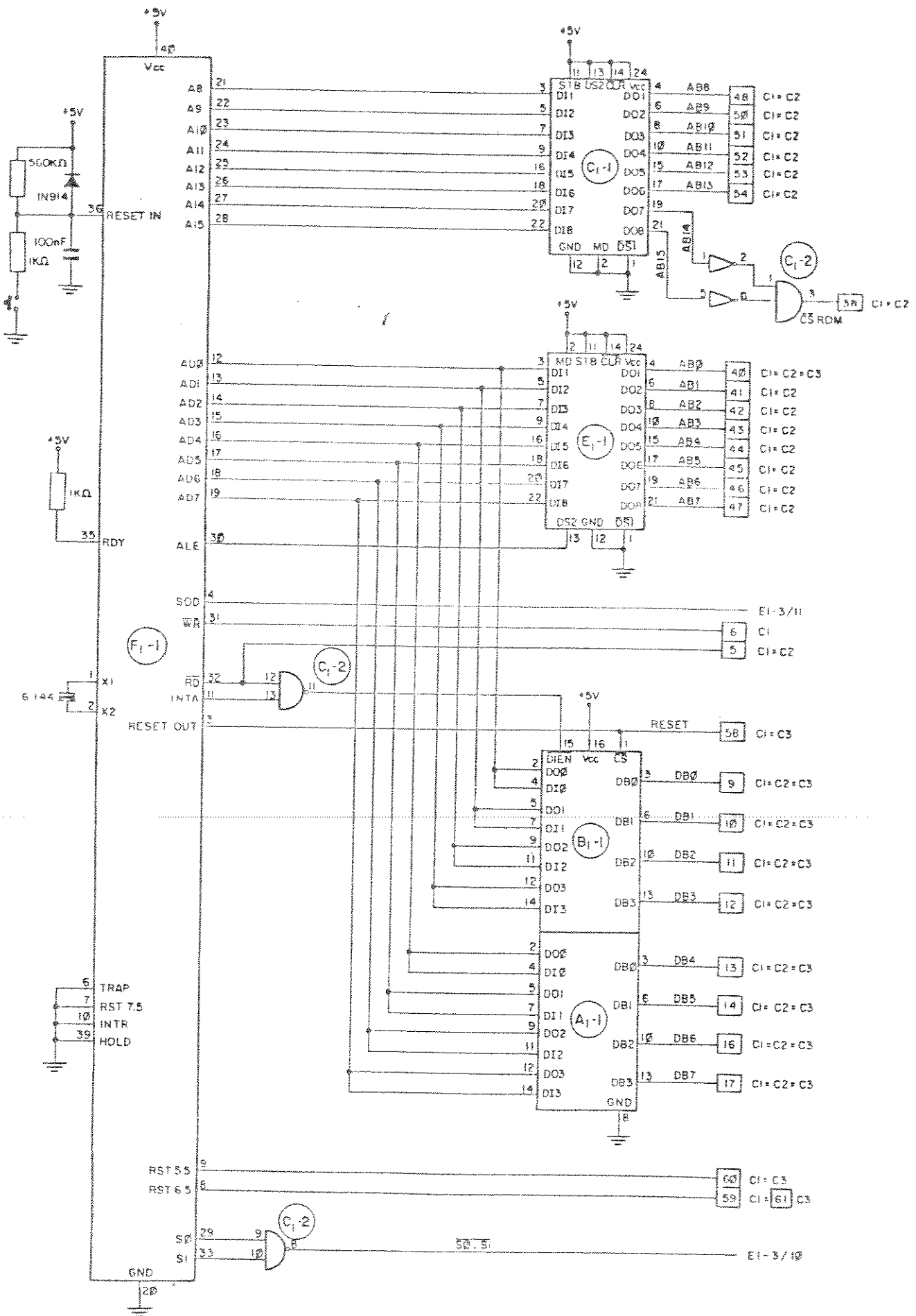


FIGURA III.2 - Esquema das ligações do micro-processador com os "buffers" de endereços e dados.

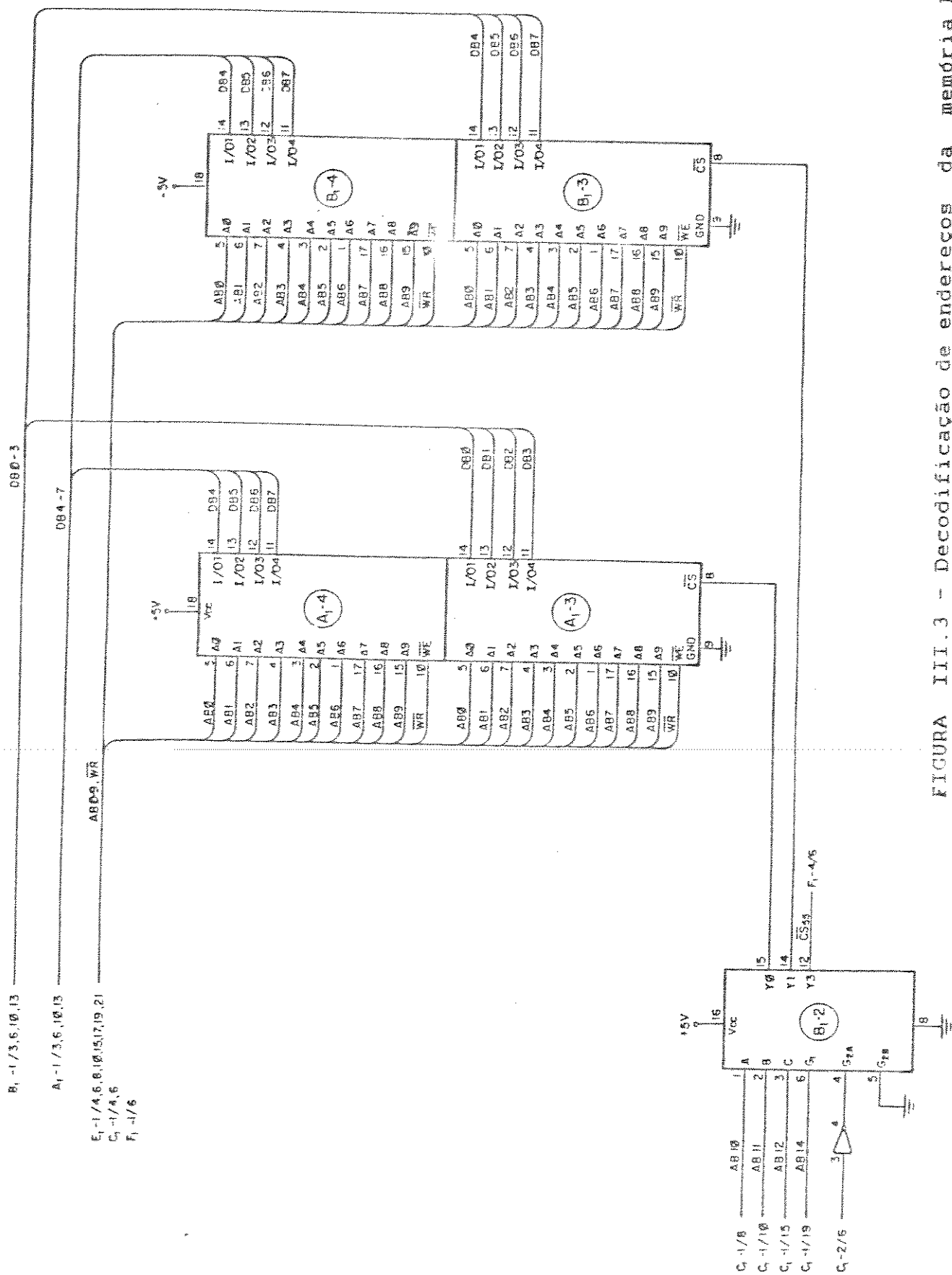


FIGURA III.3 - Decodificação de endereços da memória RAM.

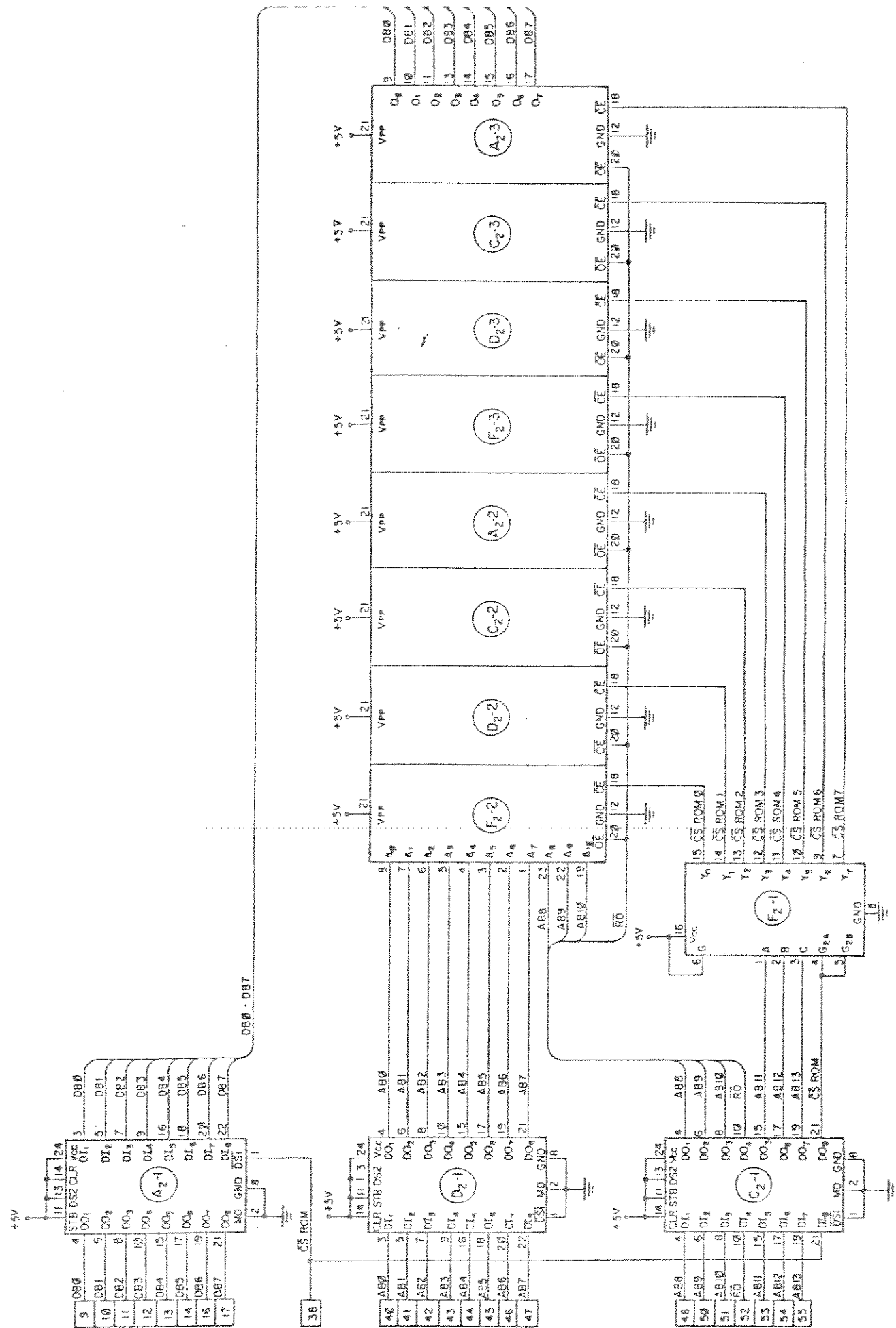


FIGURA III.4 - Decodificação de endereços da memória EPROM.

construiu-se o estimulador com capacidade para 2K "bytes" de RAM e 16K "bytes" de EPROM. A inclusão posterior de novos tipos de estímulos poderá portanto, ser feita apenas com a expansão da programação.

No painel, além das cinco chaves para seleção do modo de estimulação, frequência, padrão, número de elementos no padrão e campo visual do estímulo, há uma chave liga/desliga que quando está posicionada em "liga" é sinalizada por uma lâmpada tipo "olho de boi".

A leitura dos dados selecionados no painel é feita através da interface paralela 8255. O esquema elétrico da ligação entre as chaves do painel e a interface está na figura III.5. Ch1 é implementada com uma microchave de duas posições e para Ch5 utiliza-se uma chave de onda de 1 pólo e 4 posições. Ch1 e Ch2 foram implementadas com chaves de onda de 1 pólo e 11 posições, das quais 10 posições são utilizadas e convertidas para 4 "bits" de dados por decodificadores BCD. Outra chave de onda de 1 pólo e 11 posições, adaptada para 8 posições, é utilizada na chave Ch3. Sua saída é convertida para 3 "bits" por um decodificador de prioridade.

Como inicialmente nem toda capacidade de estimulação disponível no painel estará implementada, utiliza-se uma chave "dip switch" (Ch6) de 3 posições para indicar quantos dos 16k "bytes" de EPROM estão instalados. Através da leitura de 3 linhas da porta C da interface paralela, o sistema operacional reconhece o valor previamente selecionado na chave e notifica o usuário (através de um LED colocado no painel frontal) quando um estímulo não disponível for selecionado.

É necessário que a cada estímulo apresentado no vídeo, envie-se um sinal de sincronismo ao promediador, para que a resposta correspondente seja adquirida e processada. Esse sinal é gerado a partir de um monoestável (figura III.6) que, imediatamente antes da apresenta-

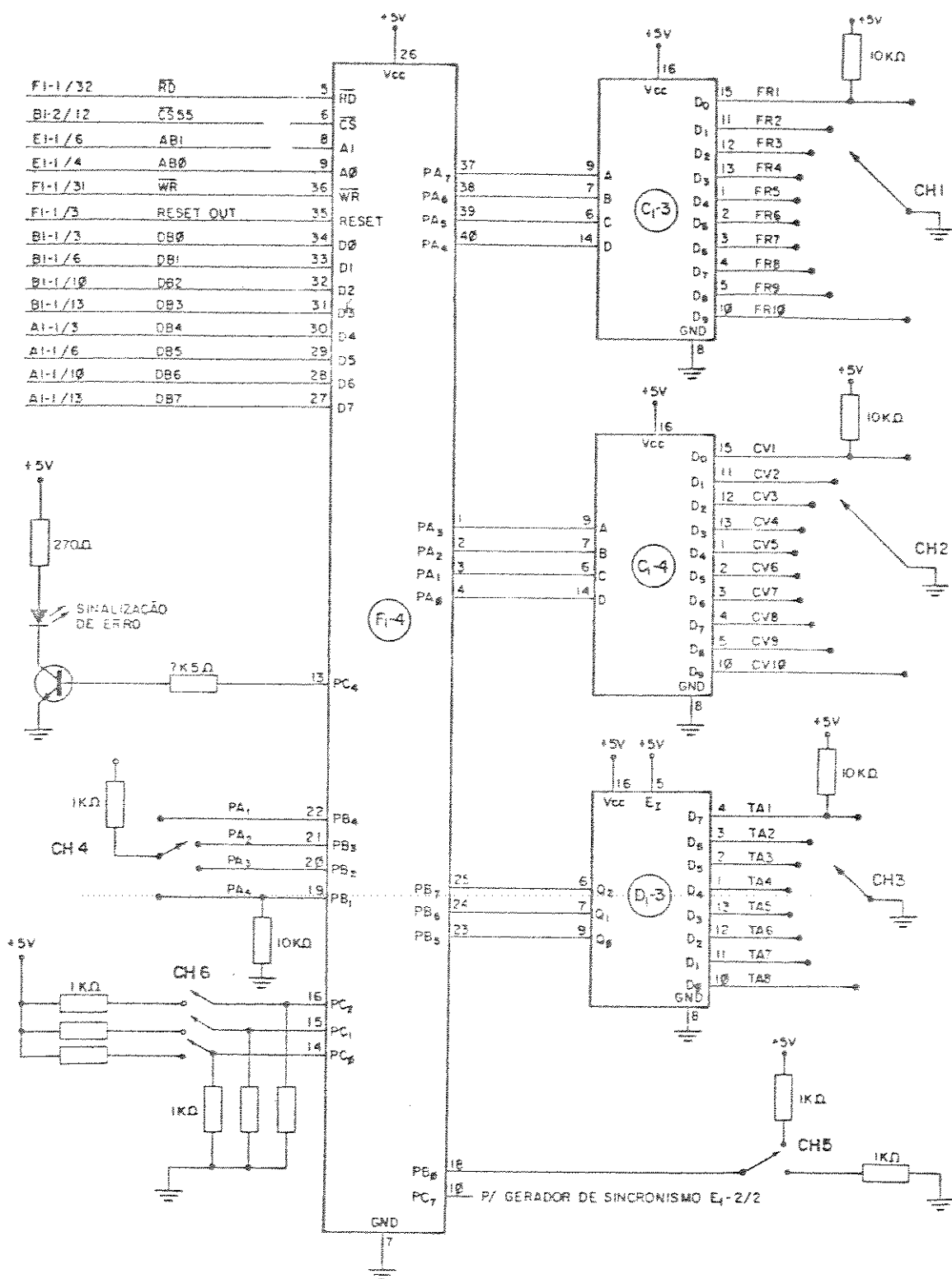


FIGURA III.5 - Interface paralela e chaves do painel de controle.

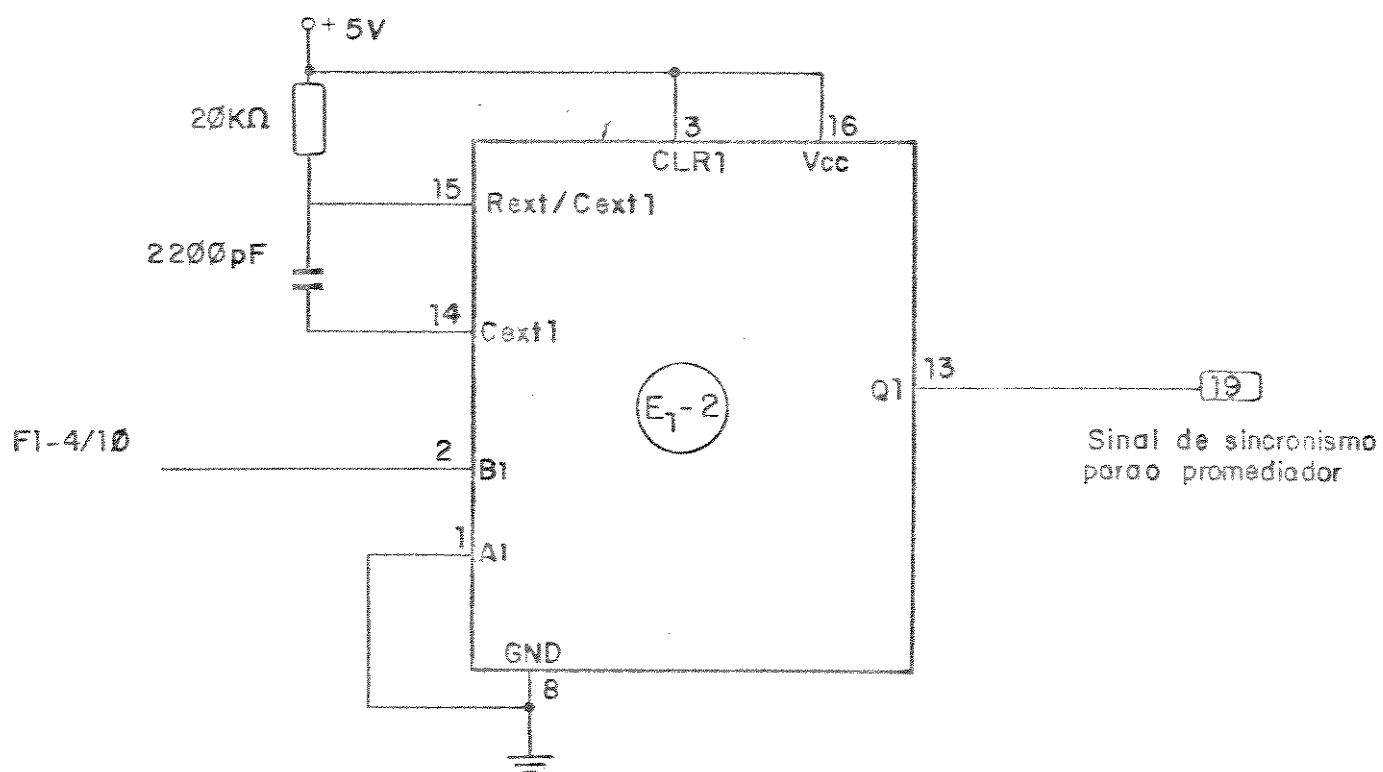


FIGURA III.6 - Gerador do sinal de sincronismo para o promediador.

ção do estímulo, recebe um pulso de nível TTL alto da interface paralela e fornece como saída, um pulso também com nível TTL alto mas com 16 μ s de duração.

Na figura III.7 apresenta-se o esquema de ligação da lógica de transferência de dados para o controlador de vídeo, para a qual utilizou-se um circuito integrado de memória PROM ("Programmable Read Only Memory") de 32 posições x 8 "bits" (74288). Sua atribuição principal é impedir que o controlador de vídeo seja selecionado indevidamente durante as operações de leitura, escrita e ciclos de busca do microprocessador com a memória.

Através das linhas de endereçamento A15, A14 e A13, das saídas SOD ("serial output data"), S0 e S1 do microprocessador, são gerados os sinais de seleção ($\overline{CS}75$ ou $\overline{BS}$), leitura ($\overline{RD}75$) e escrita ($\overline{WR}75$) para o controlador de vídeo.

A cada 10 linhas ou varreduras horizontais na tela do televisor, o microprocessador deve enviar 80 dados ao controlador de vídeo. Essa transferência é efetuada através da execução de 40 instruções POP. Seu início é sinalizado colocando-se SOD em nível alto. Após o último dado ser transferido, SOD retorna para o nível baixo.

Os sinais S0 e S1 são utilizados para assegurar que apenas dados presentes no barramento do microprocessador sejam transferidos para o controlador de vídeo. $(\overline{S0.S1}) = 0$ indica que o microprocessador está executando um ciclo de busca de instrução na memória, durante o qual não são gerados $\overline{BS}75$ e $\overline{WR}75$, sinais de controle necessários para escrever um dado no "buffer" do controlador de vídeo.

Os sinais $\overline{RD}75$ e $\overline{CS}75$ são gerados durante a leitura do "status" do controlador de vídeo para desativar o pedido de interrupção de quadro. Os sinais $\overline{WR}75$ e $\overline{CS}75$ são utilizados durante a escrita da

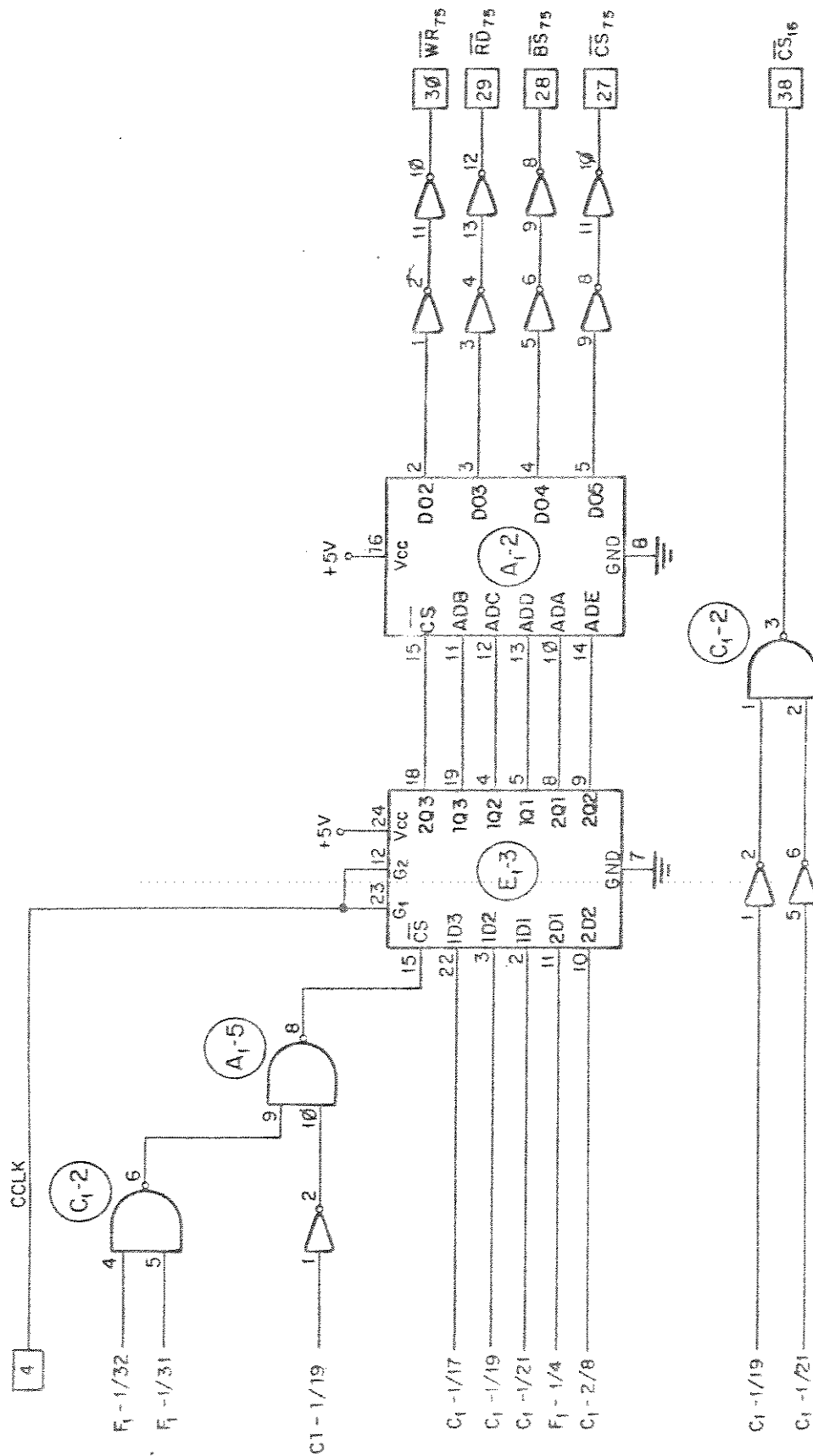


FIGURA III.7 - Lógica de transferência de dados para o controlador de vídeo e decodificação parcial de EPROM.

programação do controlador de vídeo nos registros de comando e parâmetros do mesmo.

A programação da PROM é apresentada na Tabela III.1.

Na figura III.8 apresenta-se o esquema de ligação do controlador de vídeo e do gerador de caracteres.

O controlador de vídeo forma o endereço do gerador de caracteres a partir de contadores internos e de dados que recebe da memória do microcomputador, determinando que conteúdos do gerador de caracteres devem ser serializados e enviados ao televisor para gerar os estímulos padronizados. Além disso, o controlador de vídeo gera os sinais de sincronismo vertical e horizontal, necessários à varredura da tela de televisão pelo feixe eletrônico e sinais especiais que modificam o sinal de vídeo (por exemplo, reversão de imagem). Mesmo com um controlador de vídeo (8275) completamente programável (vide Tabela III.2), os parâmetros devem ser determinados de modo que a frequência de varredura horizontal esteja dentro da faixa 15750 Hz a 16250 Hz e a frequência vertical seja 60 Hz, para serem compatíveis com o televisor.

Os padrões mostrados na tela são formados linha a linha por pontos brancos ou pretos ("bits" 0 ou 1) enquanto o feixe eletrônico varre a tela. O relógio de pontos, obtido a partir de um cristal de 12480 KHz, determina o número de pontos por caracter enviado ao amplificador de vídeo do televisor, através de circuitos de sincronização e acoplamento óptico. A frequência do relógio de pontos dividida pelo número de pontos por caracter determina a frequência do relógio de caracteres.

Estas frequências são definidas de acordo com a programação de parâmetros escolhida (vide Tabela III.3).

TABELA III.1

Tabela de programação da PROM (32x8) decodificadora

<u>ADE</u> <u>S0.S1</u>	<u>ADD</u> <u>A15</u>	<u>ADC</u> <u>A14</u>	<u>ADB</u> <u>A13</u>	<u>ADA</u> <u>S0D</u>	<u>D7</u> <u>NC</u>	<u>D6</u> <u>CS14</u>	<u>D5</u> <u>CS55</u>	<u>D4</u> <u>CS75</u>	<u>D3</u> <u>BS75</u>	<u>D2</u> <u>RD75</u>	<u>D1</u> <u>WR75</u>	<u>D0</u> <u>NC</u>
0	0	0	0	0	1	1	1	1	1	1	1	1
0	0	0	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1
0	0	0	1	0	1	1	1	1	1	1	1	1
0	0	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
0	0	1	0	0	1	0	1	1	1	1	1	1
0	0	1	0	1	1	0	1	1	1	1	1	1
0	0	1	1	0	1	1	1	1	1	1	1	1
0	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
0	1	0	0	0	1	1	1	0	1	0	1	1
0	1	0	0	1	1	1	1	0	1	0	1	1
0	1	0	1	0	1	1	1	0	1	1	0	1
0	1	0	1	1	1	1	1	0	1	1	0	1
0	1	1	0	0	1	1	0	1	1	1	1	1
0	1	1	0	1	1	1	0	1	1	1	1	1
0	1	1	1	0	1	1	0	1	1	1	1	1
0	1	1	1	1	1	1	0	1	1	1	1	1
1	0	0	0	0	1	1	1	1	1	1	1	1
1	0	0	0	1	1	1	1	1	0	1	0	1
1	0	0	1	0	1	1	1	1	1	1	1	1
1	0	0	1	1	1	1	1	1	0	1	0	1
1	0	1	0	0	1	0	1	1	1	1	1	1
1	0	1	0	1	1	0	1	1	1	1	1	1
1	0	1	1	0	1	1	1	1	1	1	1	1
1	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
1	1	0	0	0	1	1	1	0	1	0	1	1
1	1	0	0	1	1	1	1	0	1	0	1	1
1	1	0	1	0	1	1	1	0	1	1	0	1
1	1	0	1	1	1	1	1	0	1	1	0	1
1	1	1	0	0	1	1	0	1	1	1	1	1
1	1	1	0	1	1	1	0	1	1	1	1	1
1	1	1	1	0	1	1	0	1	1	1	1	1
1	1	1	1	1	1	1	0	1	1	1	1	1
1	1	1	1	1	1	1	0	1	1	1	1	1

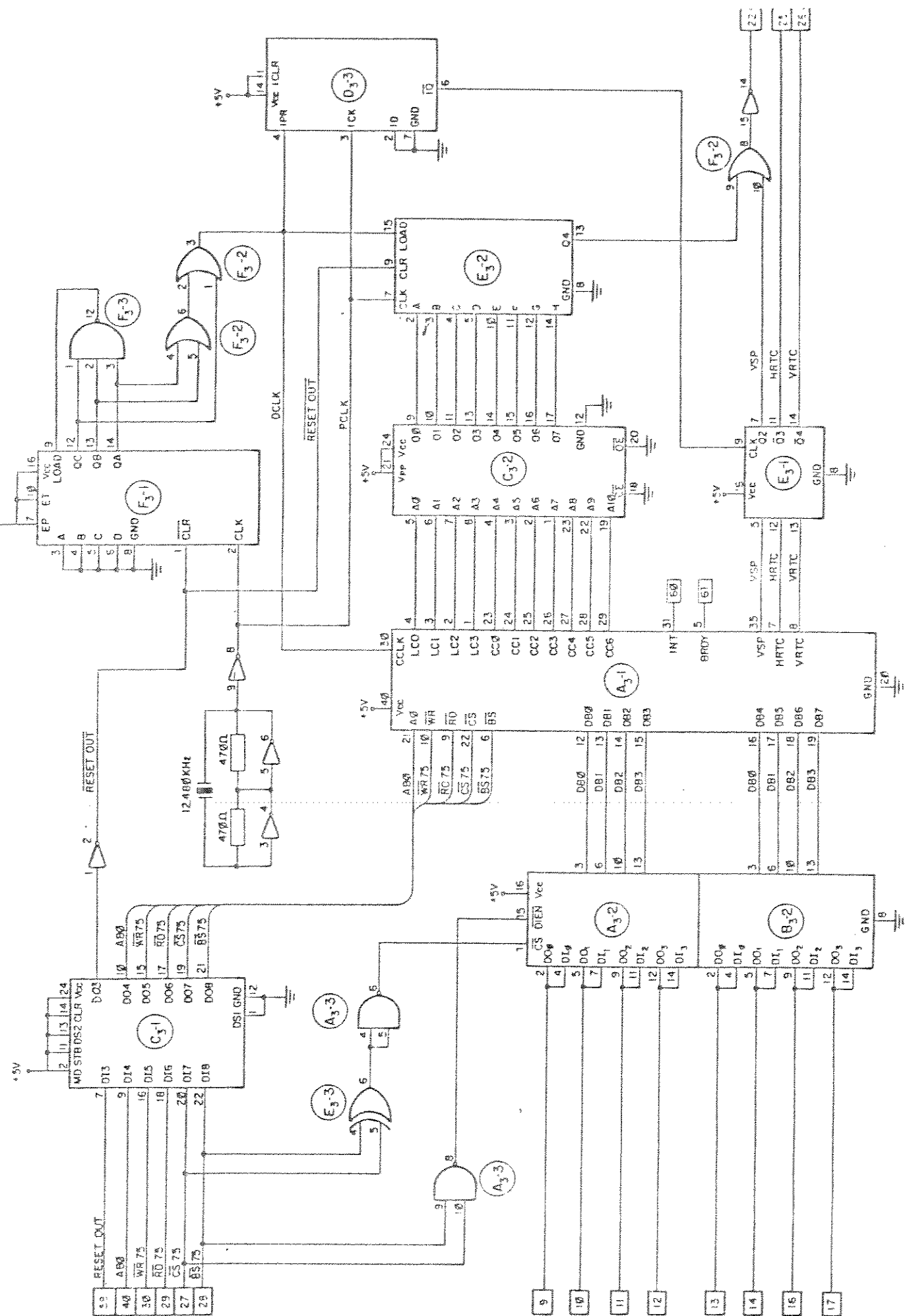


FIGURA III.8 - Esquema das ligações elétricas do controlador de vídeo.

TABELA III.2

CARACTERÍSTICAS PROGRAMÁVEIS DO CONTROLADOR DE VÍDEO

número de caracteres por linha (N)

número de
conjuntos de
caracteres
por quadro (Z)

1	2	3	4	5	...	80
2						
3						
.						
.						
.						
64						

N = NÚMERO DE CARACTERES POR LINHA, PROGRAMÁVEL DE 01 A 64

Z = NÚMERO DE CONJUNTOS DE CARACTERES, PROGRAMÁVEL DE 01 A 64

H = NÚMERO DE LINHAS POR CONJUNTO DE CARACTERES PROGRAMÁVEL
DE 01 A 16

FV= FREQUÊNCIA DE QUADROS EM Hz

V = NÚMERO DE LINHAS HORIZONTAIS DURANTE O RETRAÇO VERTICAL,
PROGRAMÁVEL DE 01 A 04 CONJUNTOS DE CARACTERESR = NÚMERO DE CARACTERES POR RETRAÇO HORIZONTAL, PROGRAMÁVEL
DE 02 A 32

L = (H x Z) + V , NÚMERO DE LINHAS HORIZONTAIS POR QUADRO

FV= FV x L , FREQUÊNCIA DE LINHAS HORIZONTAIS

D = NÚMERO DE PONTOS POR CARACTER

DOT CLOCK = (N + R) x D x L x F , FREQUÊNCIA DO RELÓGIO DE
PONTOS

TABELA III.3

PROGRAMAÇÃO DO CONTROLADOR DE VÍDEO

PARAMETROS	PROGRAMAÇÃO
L	10 LINHAS POR FILA DE CHARACTER
R	24 FILAS OU 240 LINHAS POR QUADRO
H	80 CARACTERES POR TRAÇADO HORIZONTAL
Z	20 CARACTERES POR RETRAÇO HORIZONTAL
V	02 FILAS OU 20 LINHAS/RETRAÇO VERT.
FREQÜÊNCIA VERTICAL (FV)	60HZ
FREQÜÊNCIA HORIZONTAL (FH)	$[(L \times R) + V] \times FV = 15600 \text{ KHz}$
No. DE PONTOS POR CHARACTER	08
FREQÜÊNCIA DE PONTOS	$FH \times (H + Z) \times 8 = 12480 \text{ KHz}$

1.2 PROGRAMAÇÃO DO ESTIMULADOR ÓPTICO

Na figura III.9 apresenta-se o mapa da memória do estimulador óptico. Os endereços 0000H a 3FFFFH, que correspondem a 16384 posições de memória são reservados para a programação do estimulador; as 2048 posições seguintes, ou seja, os endereços 4000H a 47FFFH, são endereços de RAM.

A programação do estimulador óptico divide-se em sistema operacional e programação do gerador de caracteres.

1.2.a SISTEMA OPERACIONAL

O sistema operacional é constituído pela inicialização geral do estimulador, rotinas de atendimento às interrupções e rotinas de leitura e verificação periódica do painel e controle de registros temporários. O fluxograma é apresentado na figura III.10.

O sistema operacional foi desenvolvido em linguagem "Assembly" para o microprocessador 8085 e está estruturado em módulos para permitir a expansão da capacidade de estimulação através da adição de programas. Após a inicialização geral, leitura do painel e acerto dos registros auxiliares, são habilitadas duas interrupções geradas pelo controlador de vídeo, denominadas de quadro e de linha.

A interrupção de quadro ocorre a cada 16,67 ms (60 Hz), durante o retraço vertical (retorno do feixe eletrônico para o início da tela). Essa interrupção é utilizada para verificação do painel. Caso algum parâmetro de estimulação tenha sido alterado, os registros auxiliares são atualizados. Selecionando-se um valor ainda não implementado na programação, a execução do programa é desviada para uma rotina de

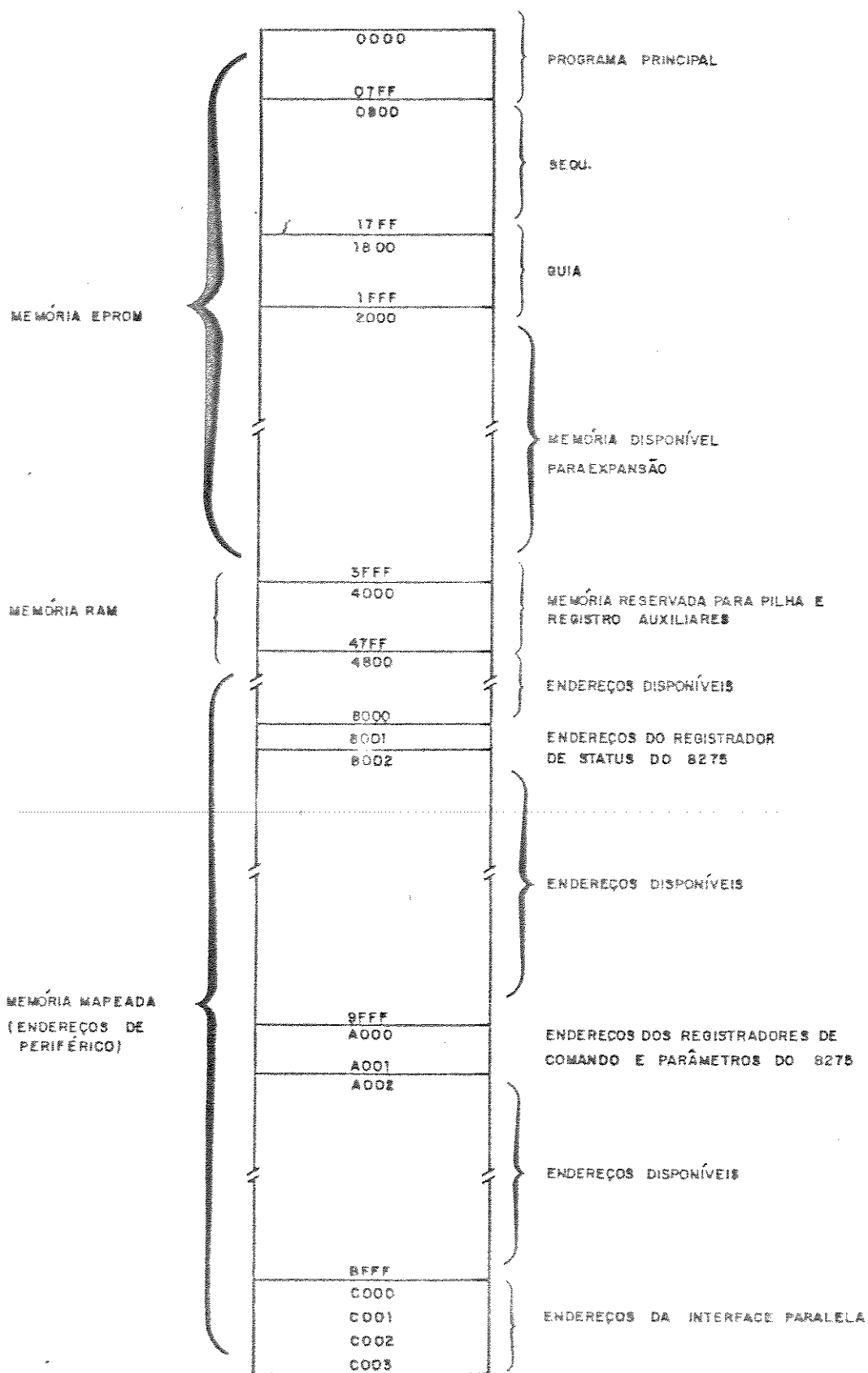


FIGURA III.9 - Mapa da memória do estimulador.

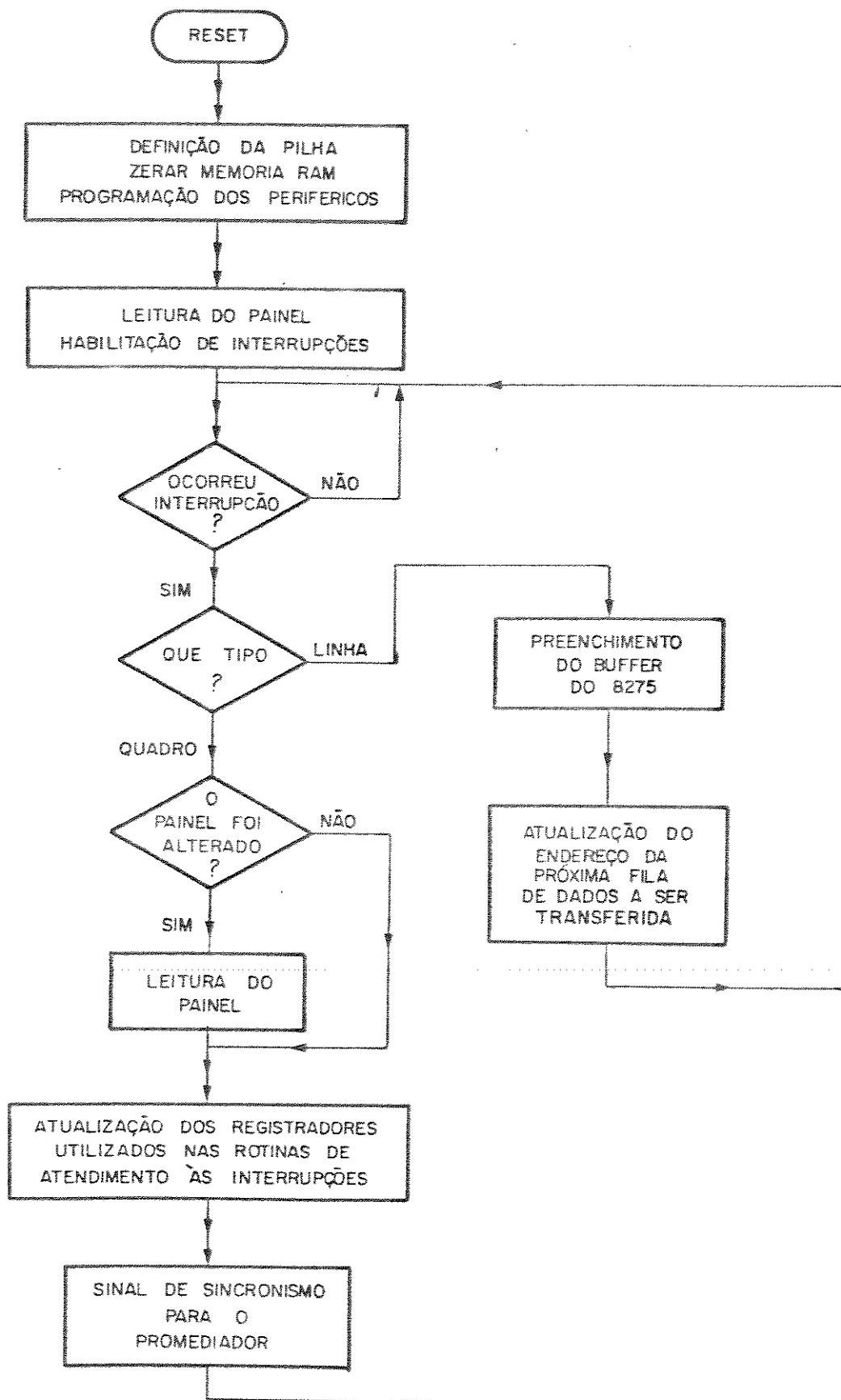


FIGURA III.10 - Fluxograma do sistema operacional do estimulador óptico.

erro que alerta o usuário através de um LED aceso no painel; corrigida a programação, o LED é apagado.

A interrupção de linha ocorre a cada 10 varreduras horizontais, para preenchimento dos "buffers" de dados do controlador de vídeo. Cada "buffer" tem capacidade para 80 dados e enquanto um é usado para endereçar o gerador de caracteres, o outro é preenchido com dados novos. A rotina ENXBUF, chamada em atendimento à interrupção de linha, preenche um "buffer" colocando 80 dados sequencialmente no barramento de dados, através da execução de 40 instruções POP.

O funcionamento do sistema operacional do estimulador óptico resume-se em atender às interrupções e verificar periodicamente as chaves do painel para atender modificações da programação apresentada no vídeo.

Para comunicação entre o microprocessador e os periféricos (interface paralela e controlador de vídeo), utiliza-se a técnica de memória mapeada (Garland, 1979). Para endereçamento do controlador de vídeo estão reservadas as posições 8001H, A000H e A001H e para a interface paralela, os endereços escolhidos são de 4C00H a 4C03H.

A alternância e a reversão de padrões são obtidas através da mudança de endereço de EPROM, ou seja, ao invés de varrer continuamente uma determinada área de memória correspondente ao estímulo selecionado, passa-se a ler outro bloco de memória que corresponde ao quadro apagado ou ao reverso do padrão.

Esta técnica é conhecida como "memory swap" e para sua utilização, criou-se dois bancos de dados em EPROM. O primeiro, GUIA, gravado a partir do endereço 1800H, contém seqüências de endereços do segundo banco, SEQU, gravado de 0800H a 17FFH. Os conteúdos de GUIA são transferidos para o "apontador de pilha" do microprocessador, um a cada

meio ciclo de estimulação. Os valores de SEQU são enviados para o controlador de vídeo durante a execução da rotina de transferência de dados. Esses valores, por sua vez, são combinados com o "contador de linhas" do 8275 para endereçar o gerador de caracteres.

Cada estímulo selecionado no painel de controle tem conjuntos de posições correspondentes nos dois bancos. Alterando-se algum parâmetro de estimulação, continua-se a utilizar o mesmo conjunto básico de rotinas, mas o endereçador da fila de dados transferida para o 8275 é apontado para uma nova posição de GUIA.

Os parâmetros programáveis campo visual e tipo de padrão possuem, além dos valores implementados no instrumento, expansão física prevista para a inclusão de outros valores de programação, conforme a necessidade de aplicação. Como o sistema operacional do microcomputador foi estruturado em módulos, a expansão de um parâmetro é feita adicionando-se apenas programação, ou seja, expandindo-se a memória acessada pelo sistema operacional.

1.2.b GERADOR DE CARACTERES

Como gerador de caracteres, utilizou-se uma EPROM de 2048 posições. Nela estão gravadas 34 células básicas para obtenção dos padrões xadrez, barras horizontais e verticais em campo visual completo, com todos os números de elementos selecionáveis no painel.

Por célula básica compreende-se cada conjunto de 10 posições de 8 "bits" do gerador de caracteres nas quais estão gravadas combinações de "0" e "1" que devidamente endereçadas e serializadas compõem ponto-a-ponto os padrões de estímulo na tela do televisor.

1.3 CIRCUITOS ANALÓGICOS

Os circuitos analógicos, fontes de alimentação, circuito de ajuste do nível DC e amplitude do sinal de vídeo e o isolamento óptico entre o microcomputador e o televisor, foram montados em placa com soldagem de componentes.

1.3.a FONTES DE ALIMENTAÇÃO

As três placas de circuitos digitais consomem em média 2.0 A e utilizam apenas a tensão +5.0 V. A fonte projetada para alimentar os circuitos digitais do estimulador tem nível de tensão de saída regulado em +5.0 V e capacidade para fornecer até 5.0 A. Seu esquema encontra-se na figura III.11.

Os circuitos analógicos utilizam dois níveis de tensão: +5.0 V e +12.0 V. Uma segunda fonte foi construída para gerar a tensão de +12 V utilizada no circuito de ajuste de amplitude e nível DC do sinal de vídeo. Essa fonte (figura III.12) tem capacidade para fornecer até 600 mA. A tensão de +5.0 V utilizada para alimentar os acopladores ópticos (6N137) é obtida com um regulador de tensão a partir da fonte de +12 V, como está esquematizado na figura III.13.

1.3.b ADAPTAÇÃO DO SINAL DE SINCRONISMO E DO SINAL DE VÍDEO

Os sinais de sincronismo vertical e horizontal, gerados pelo controlador de vídeo, são somados por uma porta lógica e o resultado com nível TTL (0 a 4.0 V) é aplicado à entrada do circuito separador de sincronismos na placa do televisor.

Como no amplificador de vídeo do televisor o sinal de entra-

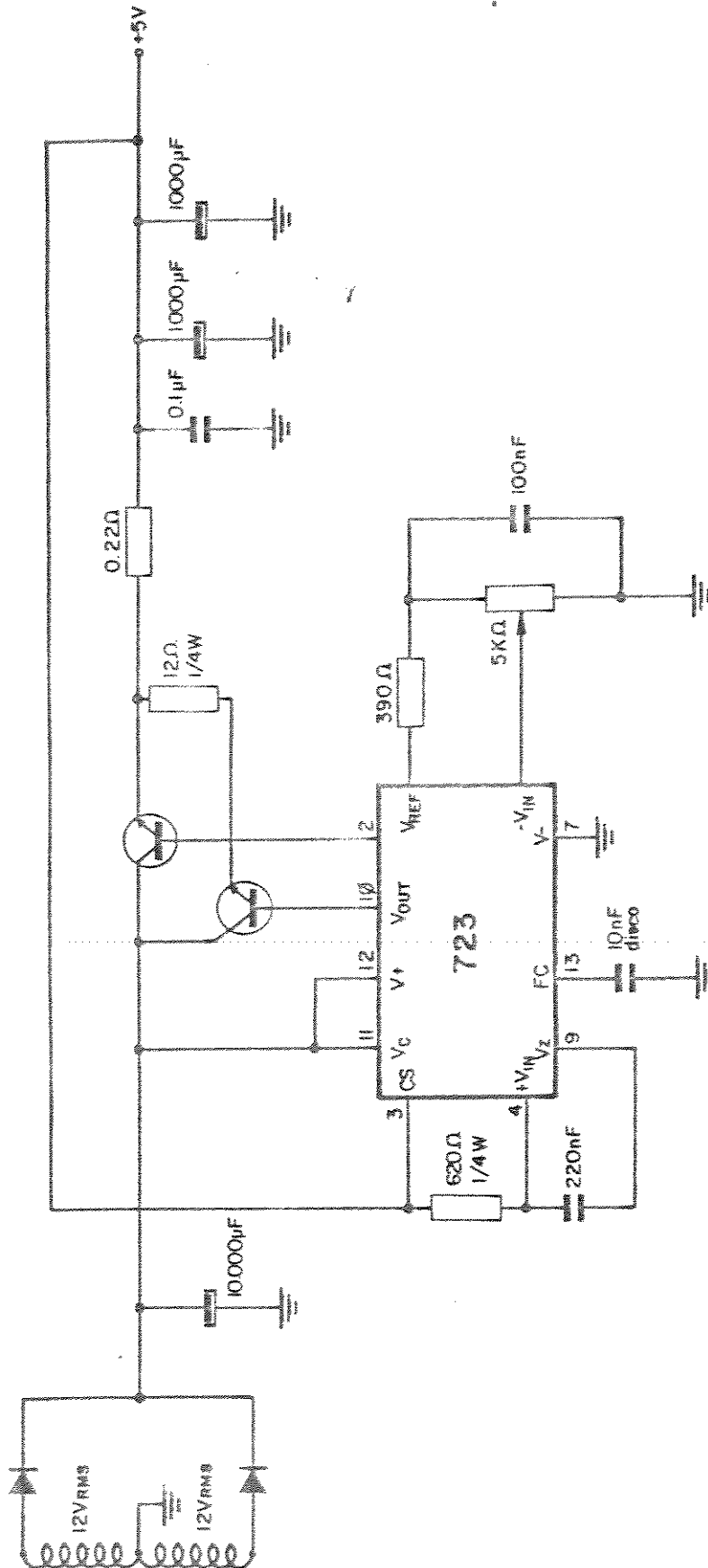


FIGURA III.11 - Esquema elétrico da fonte de alimentação de + 5.0 V / 5.0 A.

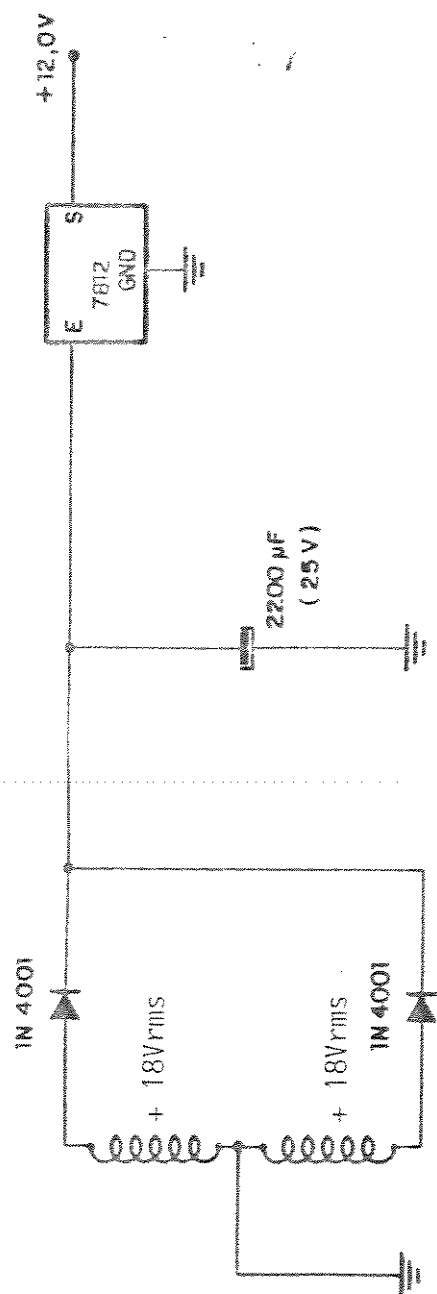


FIGURA III.12 - Fonte de alimentação ($+12.0V$ / $600mA$).

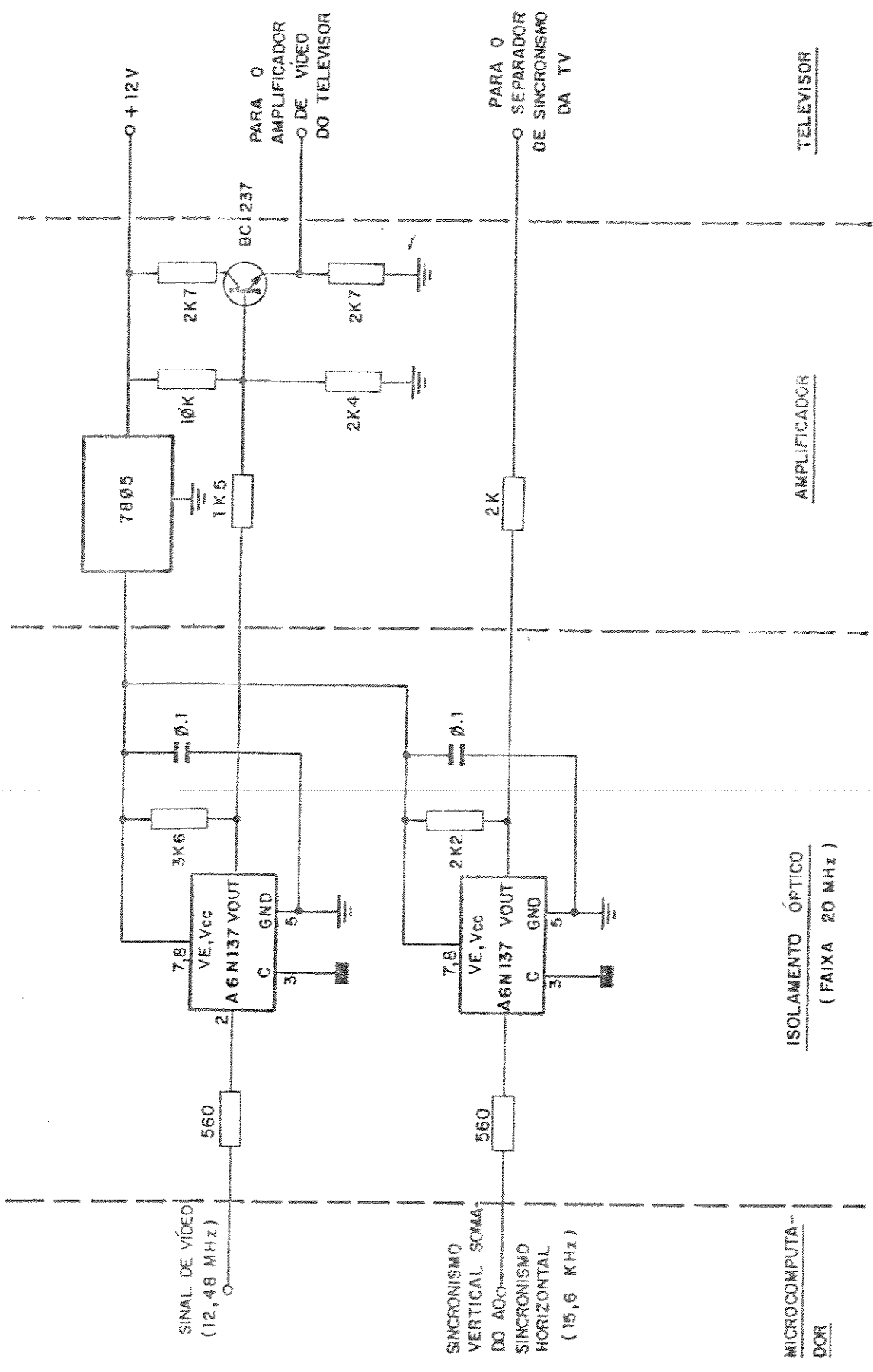


FIGURA III.13 - Esquemas elétricos do circuito de acoplamento óptico e do circuito para ajuste do nível DC e da amplitude do sinal de vídeo.

da deve apresentar variações de amplitude entre 4.0 V (preto) e 6.0 V (branco), o sinal de imagem, gerado na placa do controlador de vídeo em nível TTL, foi ajustado através de um circuito eletrônico, cujo esquema está incluído na figura III.13, antes de ser aplicado no amplificador de vídeo do televisor.

Os pontos de entrada destes sinais são indicados na figura III.14.

1.3.c ISOLAMENTO ÓPTICO ENTRE O MICROCOMPUTADOR E O TELEVISOR

Para evitar que flutuações de nível entre os terras do microcomputador e do televisor danificassem componentes do instrumento, projetou-se um circuito para isolar ambos opticamente. Nesse circuito (vide figura III.13) utilizou-se acopladores ópticos para altas frequências (6N137) para isolar os sinais de vídeo e de sincronismo gerados pelo controlador de vídeo, dos circuitos do televisor onde são aplicados.

A isolação entre os circuitos também poderia ser obtida utilizando-se acoplamento magnético através de transformadores de pulso, que são projetados para operar a velocidades altas. No entanto, decidiu-se pela utilização de opto-acopladores devido às vantagens que os mesmos apresentam em relação ao acoplamento magnético: maior fidelidade da forma de onda, maior rejeição de modo comum, menor ocupação de espaço físico e simplificação de projeto (Tech Brief 103, 1985).

III.2 TESTES COM OS CIRCUITOS E COM A PROGRAMAÇÃO DO ESTIMULADOR

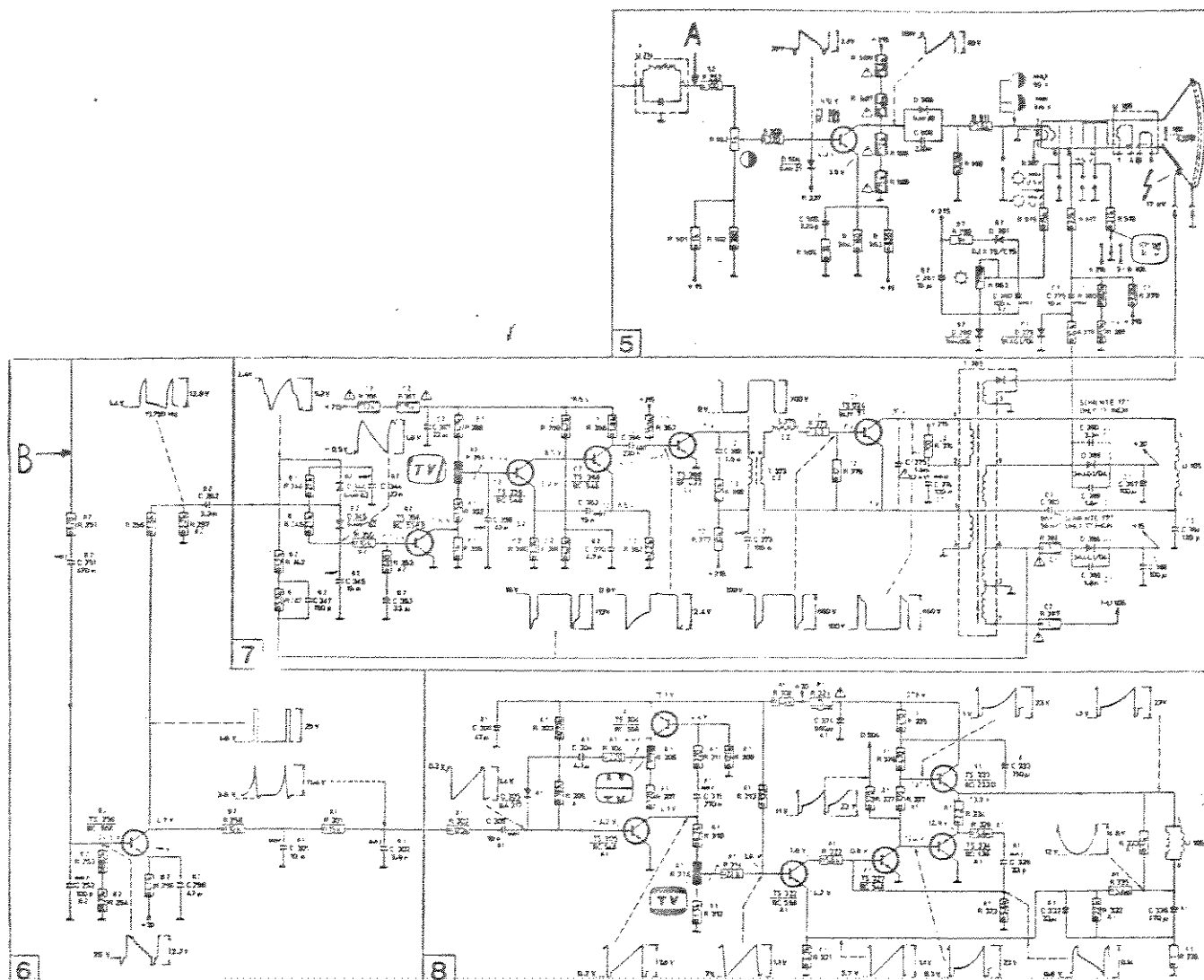


FIGURA III.14 - Esquema elétrico parcial do televisor.

Bloco 5: pré-amplificador de vídeo.

Bloco 6: separador de sincronismos.

Bloco 7: oscilador horizontal.

Bloco 8: oscilador vertical.

A: entrada do sinal de vídeo.

B: entrada do sinal de sincronismo.

A fase inicial de depuração dos circuitos eletrônicos e do sistema operacional foi realizada com o auxílio de um analisador lógico de 16 canais, utilizando-se um sistema operacional simplificado, sem leitura das chaves do painel, executado passo-a-passo.

O circuito passo-a-passo (figura III.15) foi ligado ao pino 35 (RDY) do microprocessador 8085 e permitiu a execução da programação do estimulador por ciclos de instrução.

O barramento de dados foi ligado a 8 canais do analisador lógico e aos 8 canais restantes conectou-se os 8 bits menos significativos do barramento de endereço. Dessa maneira monitorou-se os barramentos de dados e de endereços do estimulador para conferir os sinais de controle e selecionamento de memória, interface paralela e controlador de vídeo, e para detectar e corrigir erros de montagem e programação.

Numa segunda fase adicionou-se a programação para leitura do painel. Depois de todos os erros serem corrigidos, o programa foi executado na velocidade normal do microprocessador, sem circuito passo-a-passo. Os sinais de sincronismo para o promediador, varreduras horizontal e vertical, transferência de dados para o controlador de vídeo e sinal de vídeo para os diferentes padrões e tamanhos foram observados em tempo real.

Na etapa seguinte, os sinais de varredura horizontal e vertical e o sinal de vídeo foram injetados respectivamente nos circuitos de separação de sincronismo e amplificador de vídeo do televisor. Através da observação da imagem gerada na tela, foram feitos ajustes na placa do controlador de vídeo para sincronizar imagem e varredura e correções no sistema operacional e no gerador de caracteres, para eliminar distorções nos padrões de estimulação.

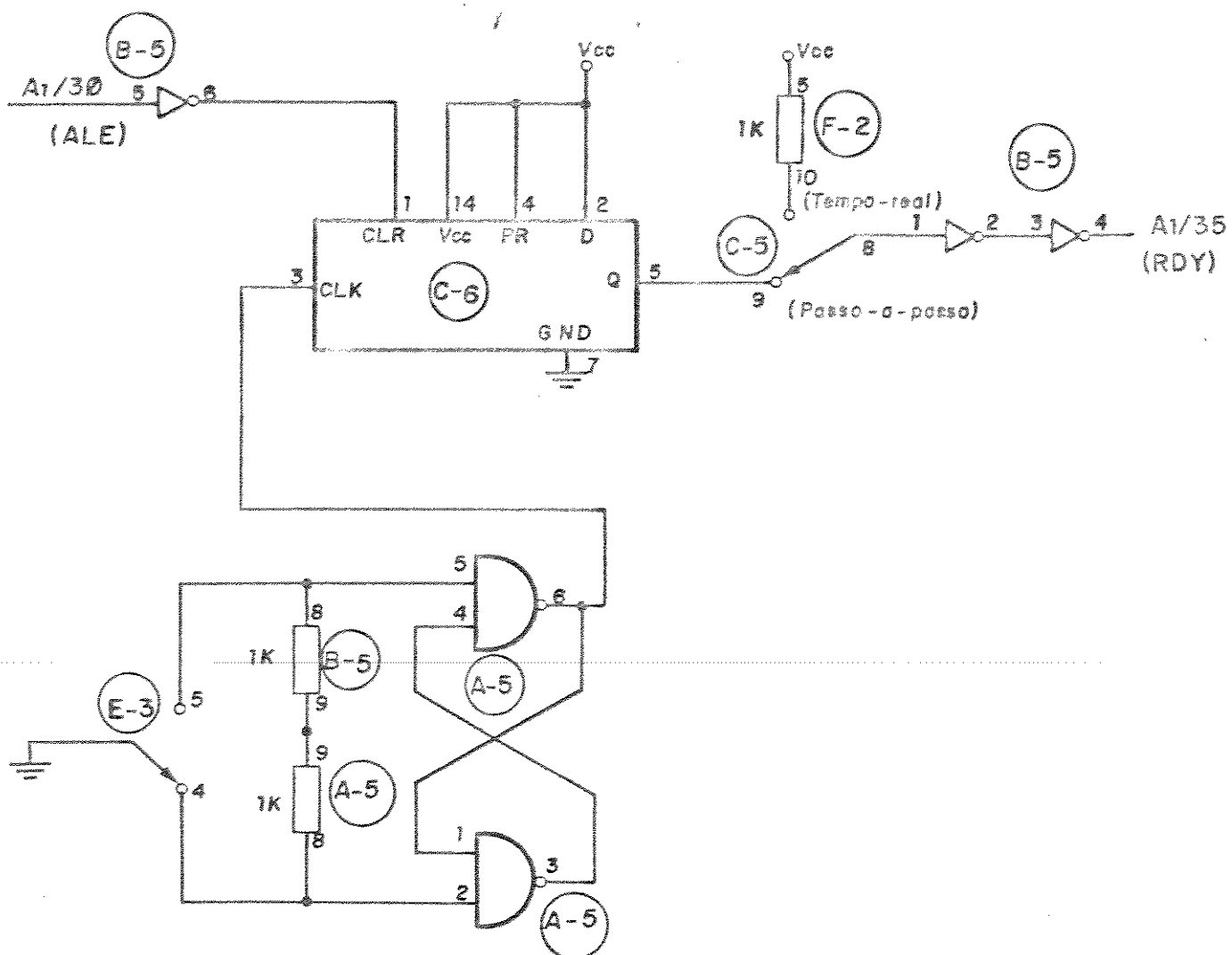


FIGURA III.15 - Esquema elétrico do circuito passo-a-passo.

CAPÍTULO IV

TESTES COM O ESTIMULADOR ÓPTICO

IV.1 MEDIÇÕES DE BANCADA

1.1 SINAL DE SINCRONISMO PARA O PROMEDIADOR

Para sincronizar a apresentação do estímulo visual com a aquisição da resposta evocada, um sinal de sincronismo é enviado ao promediador simultaneamente ao início da apresentação de um estímulo na tela do televisor.

Esse sinal, com acesso externo no painel frontal através de conector BNC, tem duração de 16 us, amplitude de 4.0 V e frequência igual à frequência de estimulação selecionada.

1.2 SINAL DE VARREDURA HORIZONTAL (HRTC)

O sinal de varredura horizontal gerado pelo controlador de vídeo é ilustrado na figura IV.1a . Sua frequência é 15600 Hz e em cada período, o intervalo maior corresponde à linha visível na tela, e o intervalo menor corresponde ao retraço não-visível, com durações de 51.28 us e 12.82 us, respectivamente. Na figura IV.1b pode-se verificar que a interrupção de linha (BRDY) ocorre a cada 10 linhas ou varreduras horizontais, conforme o que foi estabelecido na programação do controlador de vídeo.

1.3 SINAL DE VARREDURA VERTICAL (VRTC)

Nas figuras IV.2 e IV.3 registram-se o sinal de varredura vertical em conjunto com a interrupção de linha (BRDY). O intervalo que corresponde ao deslocamento do feixe do início ao final do quadro tem duração de 15.39 ms e o intervalo de retraço, ou retorno do feixe ao canto superior esquerdo da tela, é de 1.28 ms. O período total é de 16.67 ms, ou seja frequência igual a 60 Hz, durante o qual ocorrem 24 interrupções de linha, como destaca-se na figura IV.2.

Na figura IV.3 pode-se observar que o primeiro pedido de interrupção de linha (BRDY) para preencher um "buffer" do controlador de vídeo ocorre durante o retraço do sinal de varredura vertical (VRTC). A interrupção de linha seguinte ocorre no início da primeira linha do quadro, enquanto o "buffer" preenchido anteriormente é usado para formar o sinal de vídeo.

Na figura IV.4 registram-se simultaneamente HRTC e o pulso de retraço da varredura vertical. Durante este pulso de retraço ocorrem 20 varreduras horizontais (HRTC), o que está de acordo com a programação do controlador de vídeo.

1.4 SINAL DE VÍDEO

Quando seleciona-se no painel do estimulador o padrão barras verticais no tamanho 8, o sinal resultante aplicado no amplificador de vídeo do televisor é o sinal apresentado na figura IV.5b. Na figura IV.5a apresenta-se o sinal de varredura (VRTC + HRTC) aplicado no separador de sincronismos do televisor. O sinal de vídeo tem nível DC positivo de 4.0 V e o componente AC apresenta 4 intervalos com tensão 4.0 V, ou nível de "preto", e 4 intervalos com tensão 6.0 V, ou nível de "branco". Esse mesmo sinal de vídeo é repetido 240 vezes (ou linhas)

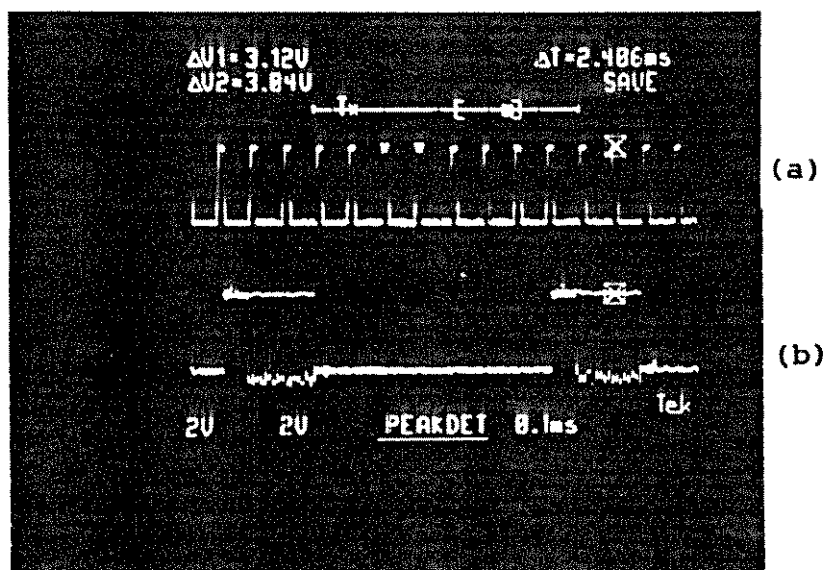


FIGURA IV.1 - (a) Sinal de varredura horizontal (HRTC).
(b) Interrupção de linha (BRDY).

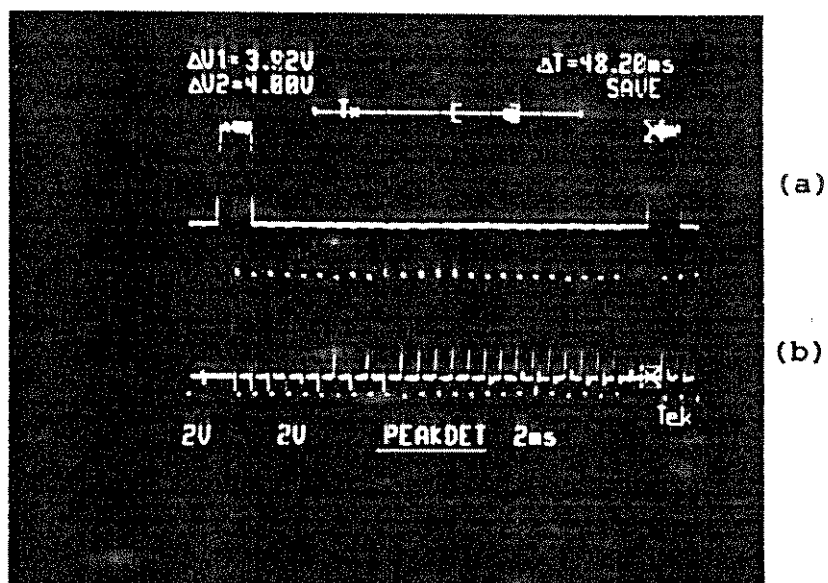


FIGURA IV.2 - (a) Sinal de varredura vertical (VRTC).
(b) Interrupção de linha (BRDY).

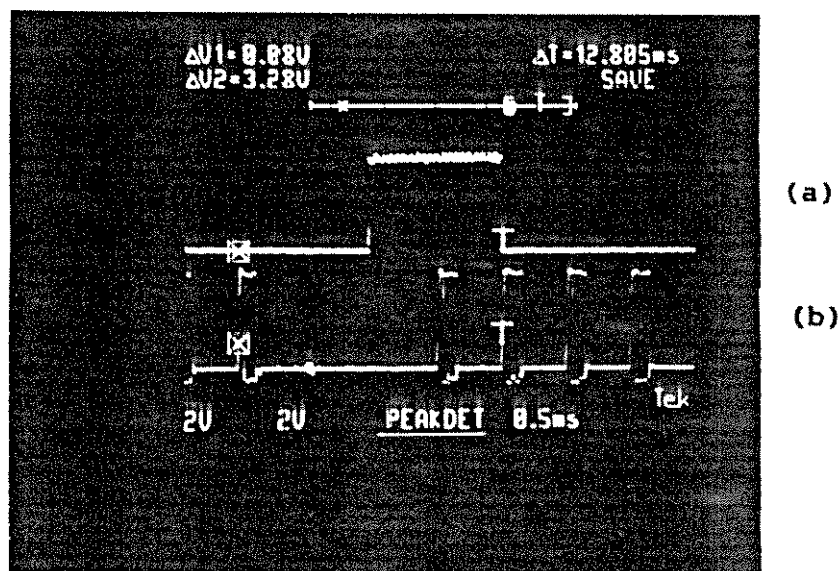


FIGURA IV.3 - (a) Sinal de varredura vertical (VRTC).
(b) BRDY. Destaque para os primeiros pedidos de interrupção de um quadro.

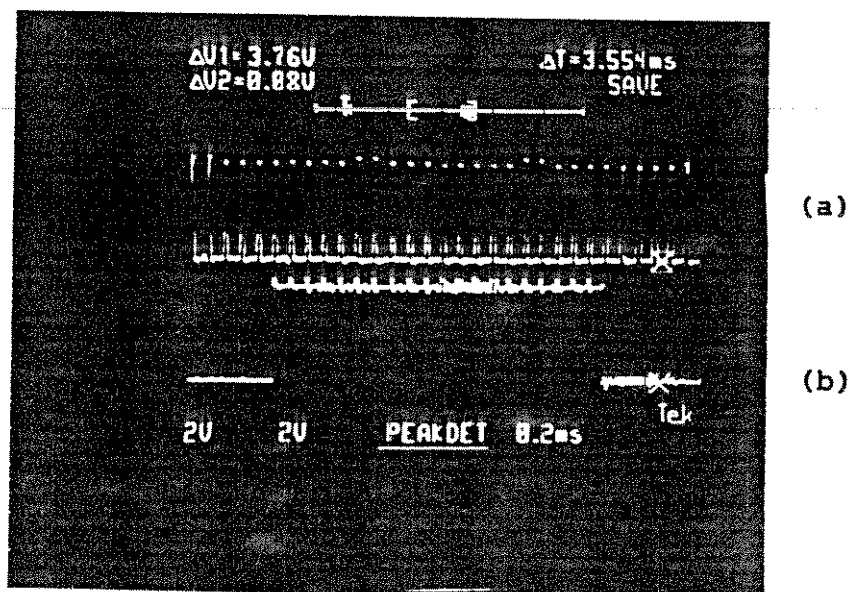


FIGURA IV.4 - (a) Sinal de varredura Horizontal (HRTC).
(b) VRTC com destaque para o pulso de retraço.

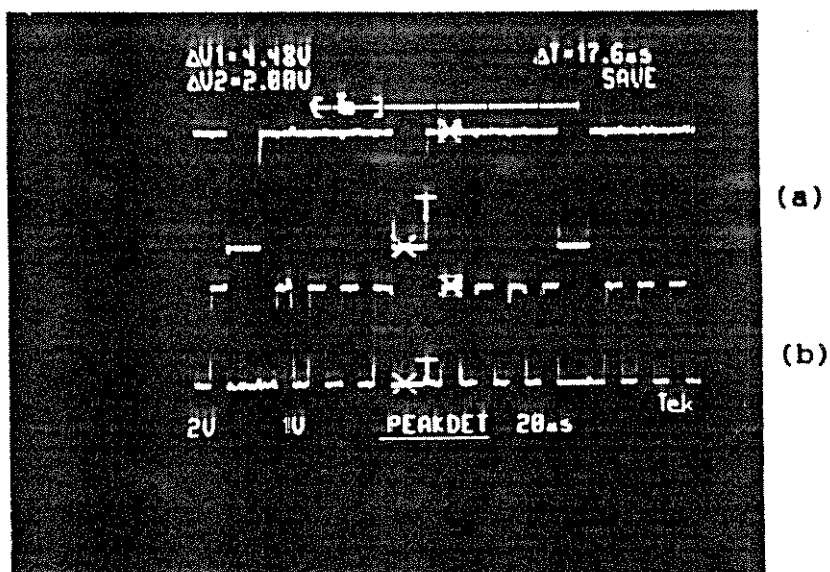


FIGURA IV.5 - (a) Sinal de varredura (HRTC + VRTC) aplicado no televisor, destacando os pulsos de HRTC.
 (b) Sinal de vídeo correspondente ao padrão de barras verticais selecionado no tamanho 8.

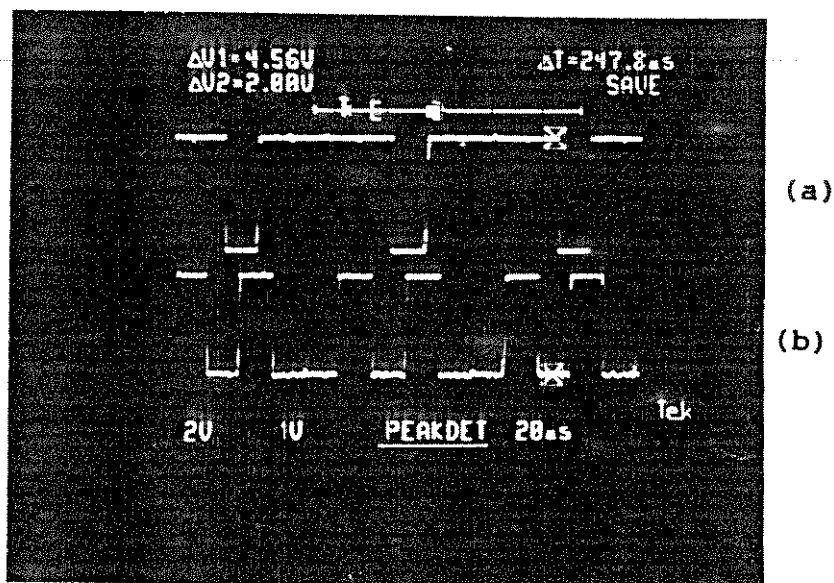


FIGURA IV.6 - (a) Sinal de varredura (HRTC + VRTC).
 (b) Sinal de vídeo para o padrão de barras verticais selecionado no tamanho 4.

num quadro, compondo o estímulo visual de 4 barras pretas intercaladas com 4 barras brancas. Na figura IV.6b apresenta-se o sinal de vídeo para o padrão barras verticais selecionado no tamanho 4.

O sinal de vídeo é composto de maneira semelhante para todos os padrões e tamanhos. Na varredura de cada linha na tela do televisor alternam-se os pulsos de tensão correspondentes aos níveis em preto e branco que definirão o estímulo selecionado no painel.

IV.2 CARACTERÍSTICAS FINAIS DO ESTIMULADOR

Na Tabela IV.1 apresentam-se as características finais de estimulação do instrumento desenvolvido.

O usuário tem acesso aos parâmetros programáveis do estímulo através de chaves seletoras no painel frontal do estimulador óptico (figura IV.7). O estímulo é definido por cinco parâmetros, e a cada um deles corresponde uma chave:

- Chave 01 (Ch1): frequência de estimulação.

No Apêndice 01 apresentam-se os valores de frequência de estimulação que são possíveis de serem implementados, e os valores escolhidos para o estimulador.

Pode-se medir a frequência de estimulação através do sinal de sincronismo enviado ao promediador. Essa frequência deve ser igual ao valor selecionado no painel. Os resultados das medidas realizadas com um freqüencímetro marca BK Precision, modelo 1805, conferem com os valores programados e são apresentados na Tabela IV.2.

TABELA IV.1

CARACTERÍSTICAS DO ESTIMULADOR ÓPTICO DESENVOLVIDO

MODOS DE ESTIMULAÇÃO	ALTERNADO E REVERSIVO
TIPOS DE PADRÃO	XADREZ, BARRAS HORIZONTAIS E BARRAS VERTICAIS
NUMERO DE ELEMENTOS NO PADRÃO	X : 1x1, 2x2, 4x4, 8x8, 16x16, 30x30, 40x40 e 80x80 BV : 1, 2, 4, 8, 16, 30, 40 e 80 BH : 1, 2, 4, 8, 16, 30, 40 e 80
FREQUENCIA ESTÍMULOS / S	0.5, 1.0, 1.5, 2.0, 3.0, 3.75, 5.0, 6.0, 7.5 E 15
CAMPO VISUAL DE ESTIMULAÇÃO	COMPLETO

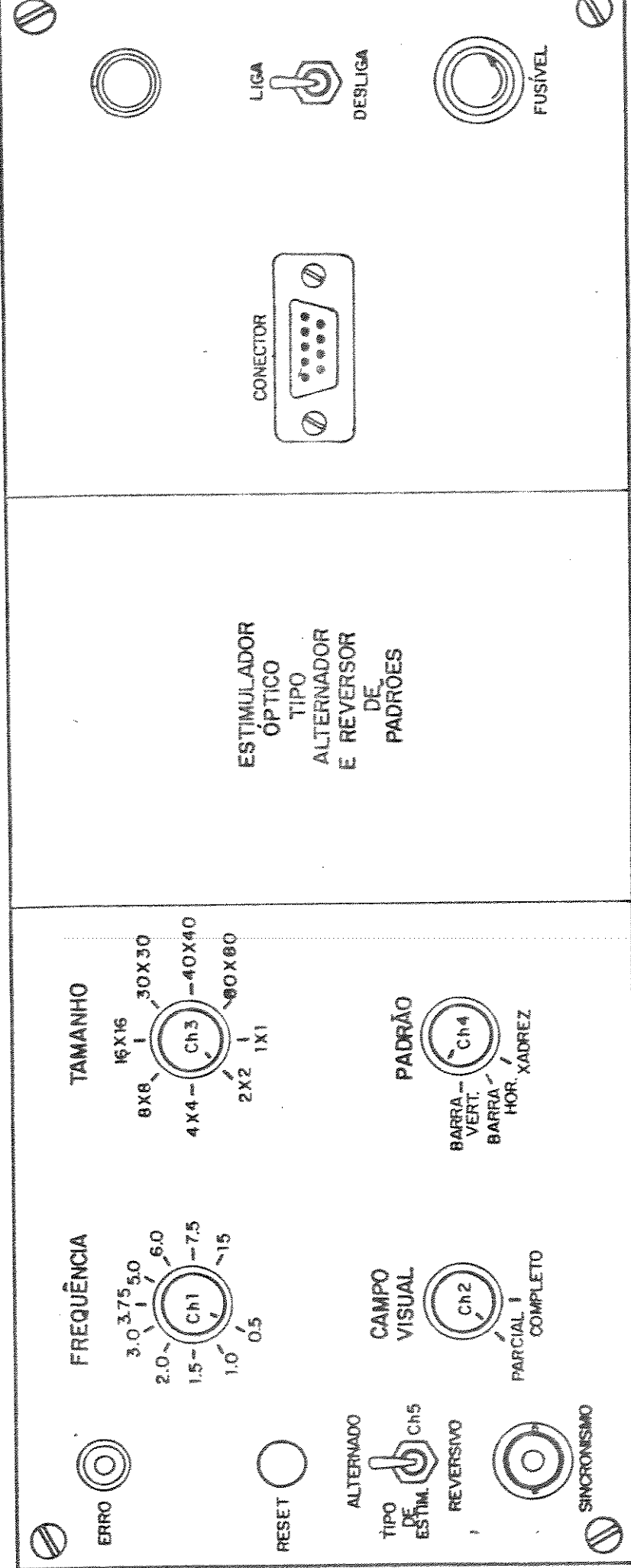


FIGURA IV.7 - Painel frontal do estimulador óptico.

TABELA IV.2

FREQUENCIAS DE ESTIMULAÇÃO

FREQUENCIA SELECIONADA NO PAINEL (ESTÍMULOS/S)	VALOR MEDIDO COM FREQUENCÍMETRO (KHz)
0.5	0.0005
1.0	0.0010
1.5	0.0015
2.0	0.0020
3.0	0.0030
3.75	0.0037
5.0	0.0050
6.0	0.0060
7.5	0.0075
15.0	0.0150

- Chave 02 (Ch2): campo visual.

Para atender às diferentes aplicações clínicas do PEV, o estimulador apresenta o estímulo em campo visual completo e possui expansão prevista para inclusão de nove tipos de campo visual parcial. Na estimulação com campo visual completo a tela do televisor é toda preenchida pelo estímulo e com campo visual parcial, o estímulo ocupa apenas uma parte da tela, como exemplificado na figura IV.8.

- Chave 03 (Ch3): número de quadrados no xadrez e de barras.

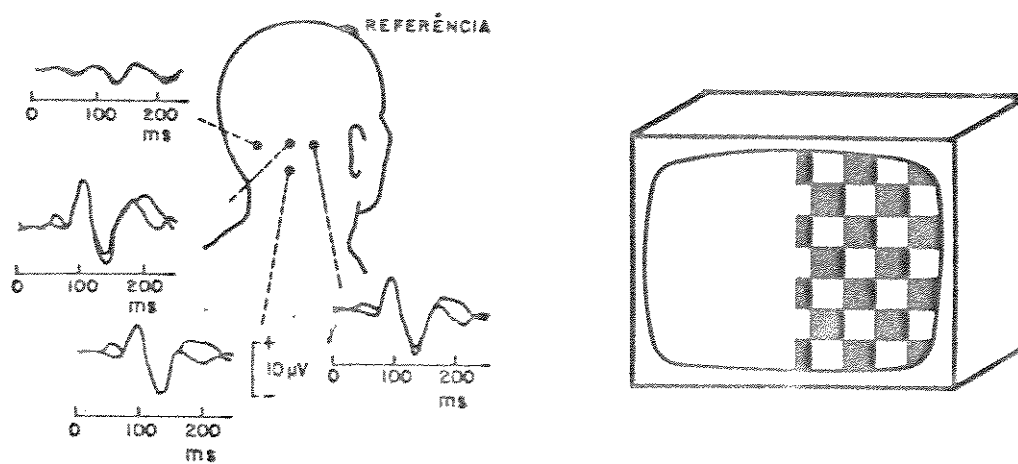
Outro parâmetro programável do estímulo é o tamanho dos elementos presentes no padrão, ou seja, o número de quadrados no xadrez e o número de barras verticais e horizontais.

Para esse parâmetro, há 8 valores diferentes de programação.

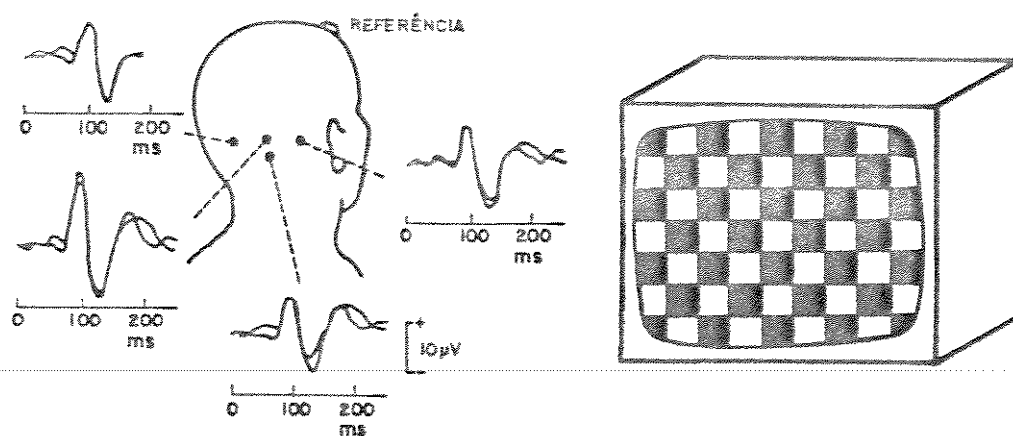
No padrão xadrez pode-se dividir a tela do televisor em 1x1, 2x2, 4x4, 8x8, 16x16, 30x30, 40x40 e 80x80 quadrados pretos e brancos. Nas figuras IV.9 e IV.10 observam-se as imagens correspondentes na tela do televisor para o padrão xadrez selecionado nos tamanhos 30x30 e 8x8, respectivamente.

Quando o tamanho 1x1 é selecionado, a cor da tela inteira do televisor alterna entre preto e branco (estimulação reversiva) na frequência escolhida, simulando-se a estimulação por "flash" de luz, ou permanece apagada (preta), caso o modo de estimulação alternado tenha sido escolhido.

No padrão barras verticais divide-se a tela em 1, 2, 4, 8, 16, 30, 40 e 80 barras. Nas figuras IV.11 e IV.12 estão as fotografias da tela do televisor para o padrão de barras verticais selecionado nos tamanhos 30 e 4.



(a)



(b)

FIGURA IV.8 - Estimulação padronizada:
 (a) campo visual parcial e
 (b) campo visual completo.

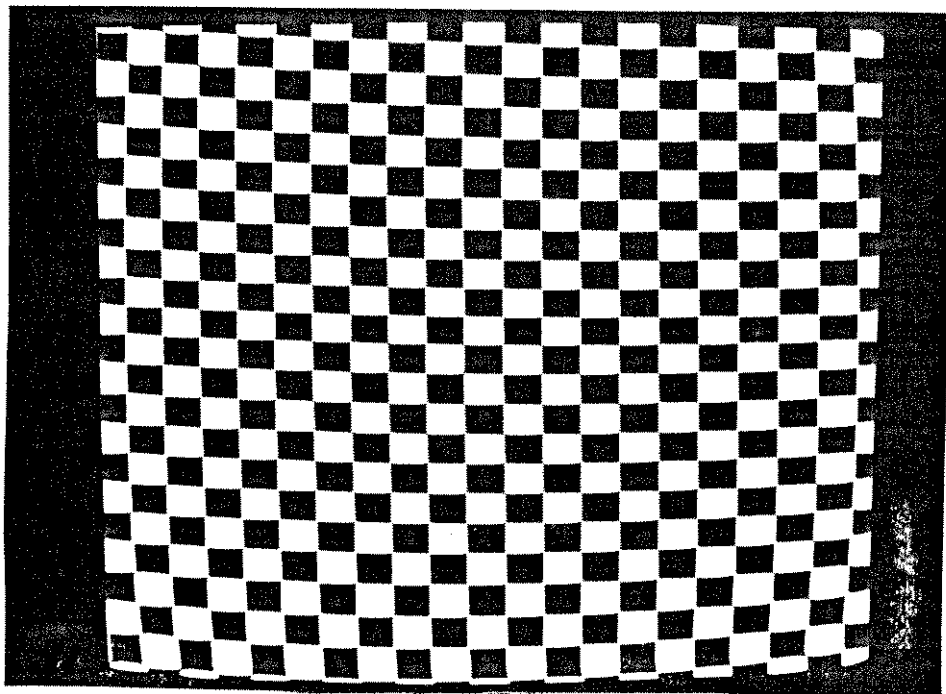


FIGURA IV.9 - Padrão xadrez selecionado no tamanho 30x30.

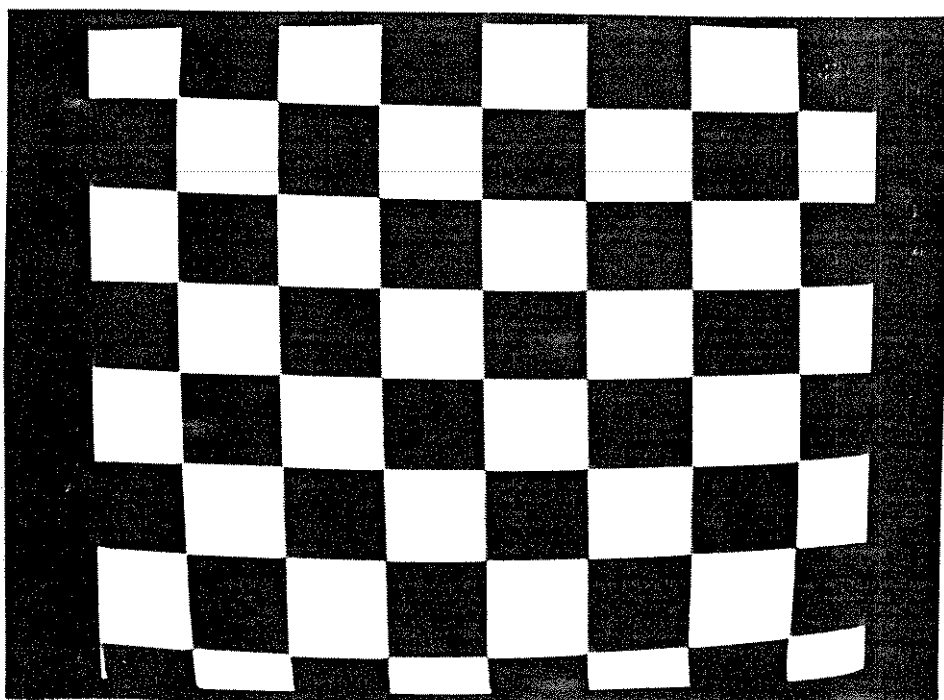


FIGURA IV.10 - Padrão xadrez selecionado no tamanho 8x8.

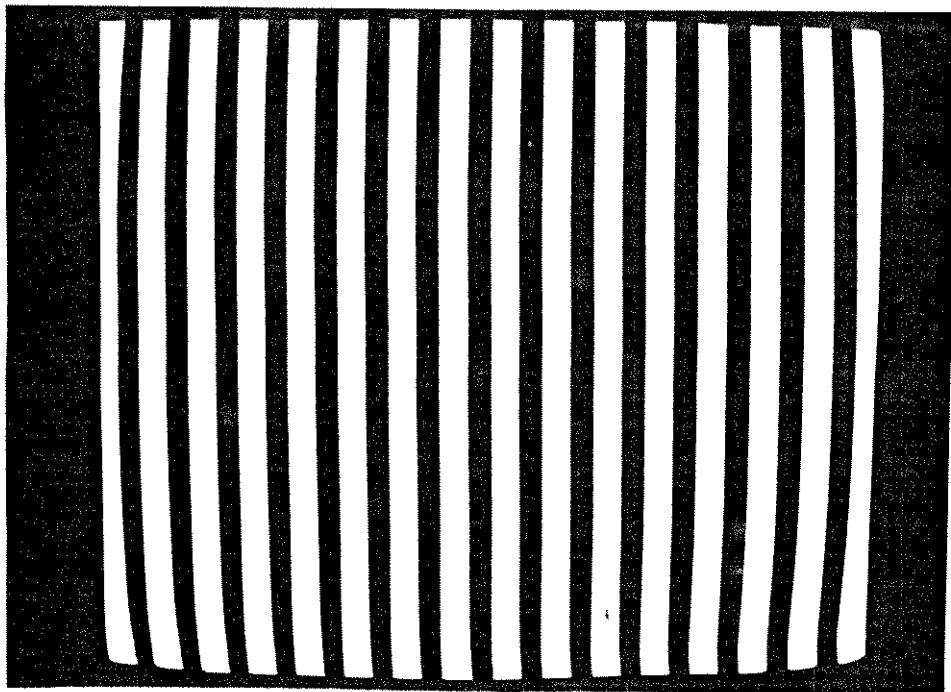


FIGURA IV.11 - Padrão de barras verticais selecionado no tamanho 30.

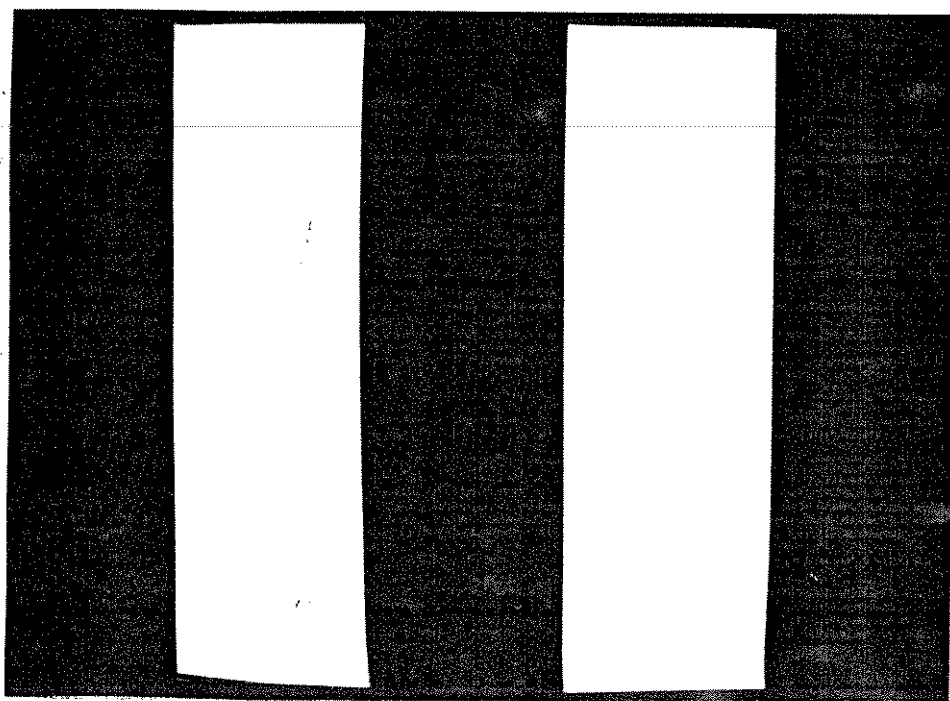


FIGURA IV.12 - Padrão de barras verticais selecionado no tamanho 4.

No padrão barras horizontais divide-se a tela em 1, 2, 4, 8, 16, 30, 40 e 80 barras. Quando o tamanho 16 é selecionado, a imagem resultante na tela do televisor é igual à da figura IV.13.

Na figura IV.14 mostra-se uma fotografia do estimulador óptico apresentando o padrão xadrez (30x30) no televisor.

O resultado final para o número de elementos em cada tipo de estímulo é diferente do que foi proposto inicialmente para o estimulador. Os valores foram ajustados para obter-se quadrados brancos e pretos de tamanhos iguais e barras brancas e pretas de larguras idênticas.

O menor tamanho obtido para o padrão xadrez foi 80x80, em que cada quadrado é constituído de 8 pontos (brancos ou pretos) de largura por 3 linhas (brancas ou pretas) de altura. No padrão xadrez, tamanho 80x80, ou no padrão barras verticais, selecionado no tamanho 80, a cada linha de varredura horizontal, são enviados 80 "bytes" 00 e FFh alternadamente, ao pré-amplificador de vídeo do televisor.

Os outros tamanhos para xadrez e barras verticais foram obtidos com números de pontos múltiplos de 8: 16 (tamanho 40x40 ou 40), 32 (tamanho 30x30 ou 30), 40 (tamanho 16x16 ou 16), 80 (tamanho 8x8 ou 8), 160 (tamanho 4x4 ou 4) e 320 pontos (tamanho 2x2 ou 2).

A razão para se usar números de pontos múltiplos de 8, isto é, de um "byte", é evitar a distorção que ocorre no sinal de vídeo quando a saída do gerador de caracteres (paralela) é serializada. Por exemplo, para se usar o padrão de barras verticais no tamanho 64, deve-se enviar ao televisor 10 pontos pretos alternados com 10 pontos brancos, 64 vezes, totalizando os 640 pontos (ou 80 caracteres) de uma linha horizontal. A sequência de caracteres em cada linha seria: FFh, COh, OFh, FCh, 00, FFh, COh, OFh, e assim por diante até o último ca-

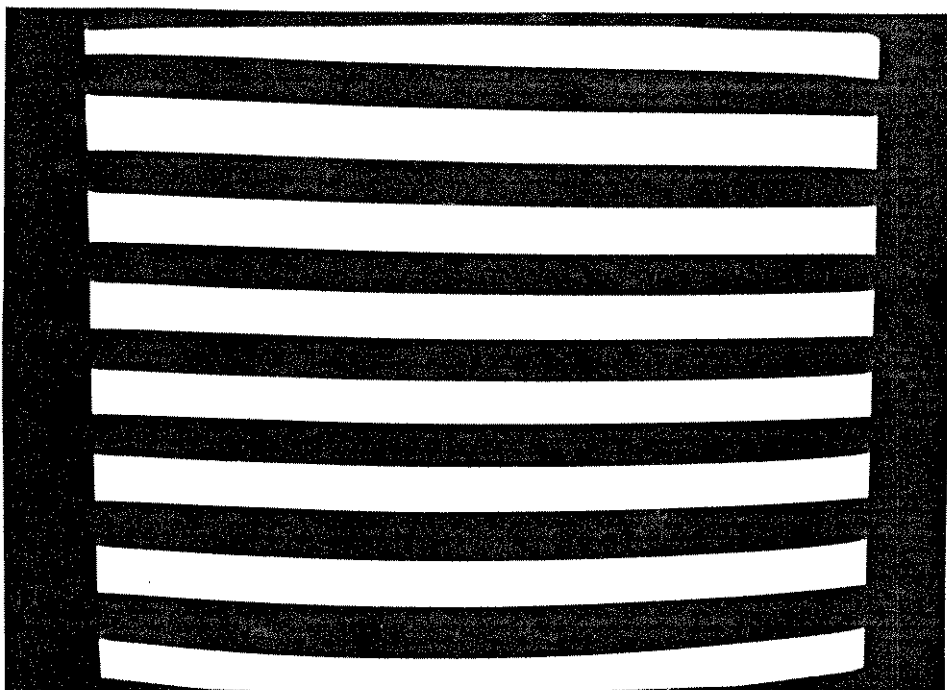


FIGURA IV.13 - Padrão de barras horizontais selecionado no tamanho 16.

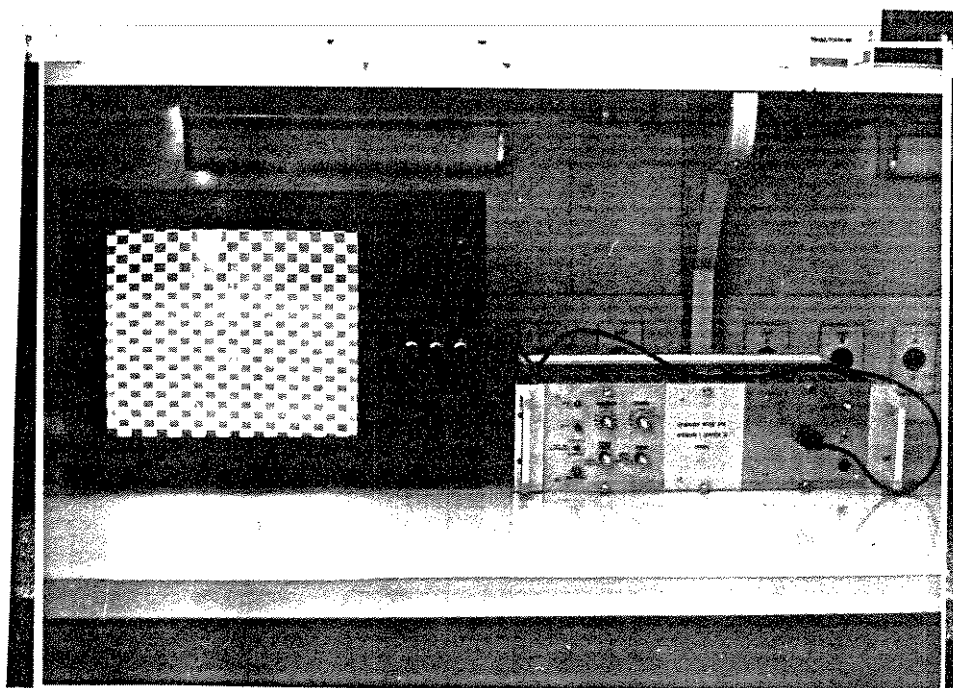


FIGURA IV.14 - Estimulador óptico construído.

racter. No tamanho 80, a sequência de caracteres enviados ao serializador é: 00, FFh, 00, FFh, Nas figuras IV.15 e IV.16 apresentam-se os diagramas de tempo da transferência das duas sequências e o efeito do atraso entre o carregamento dos dados em paralelo na entrada do serializador (LOAD) e o início da transferência dos mesmos no próximo pulso de relógio (CCLK). Quando os dados serializados são "bytes" 00 ou FFh não ocorre distorção, porque o atraso se propaga em pulsos de mesma duração.

Como visto no item 3.1.a do Capítulo II, o tamanho dos elementos no padrão afeta a amplitude da resposta ao estímulo. O tamanho do quadrado no padrão xadrez pode ser descrito pelo ângulo visual com que o quadrado é focalizado no olho do observador. Já o número de barras nos padrões de barras horizontais e verticais pode ser descrito pela frequência espacial do padrão expressa em ciclos/grau do ângulo visual.

No Apêndice 02 calculam-se os ângulos visuais para o padrão xadrez apresentados ao observador em três distâncias diferentes, e as frequências espaciais dos padrões com barras para a distância de 1 m.

- Chave 04 (Ch4): tipo de padrão óptico.

A chave no painel para seleção do padrão de estimulação possui 4 posições: padrão xadrez, padrão barras horizontais, padrão barras verticais e uma posição para futura expansão, que possibilita incluir-se um novo padrão ou combinação de padrões, de acordo com a finalidade da aplicação.

- Chave 05 (Ch5): modo de estimulação.

O estimulador óptico possui dois modos de estimulação, al-

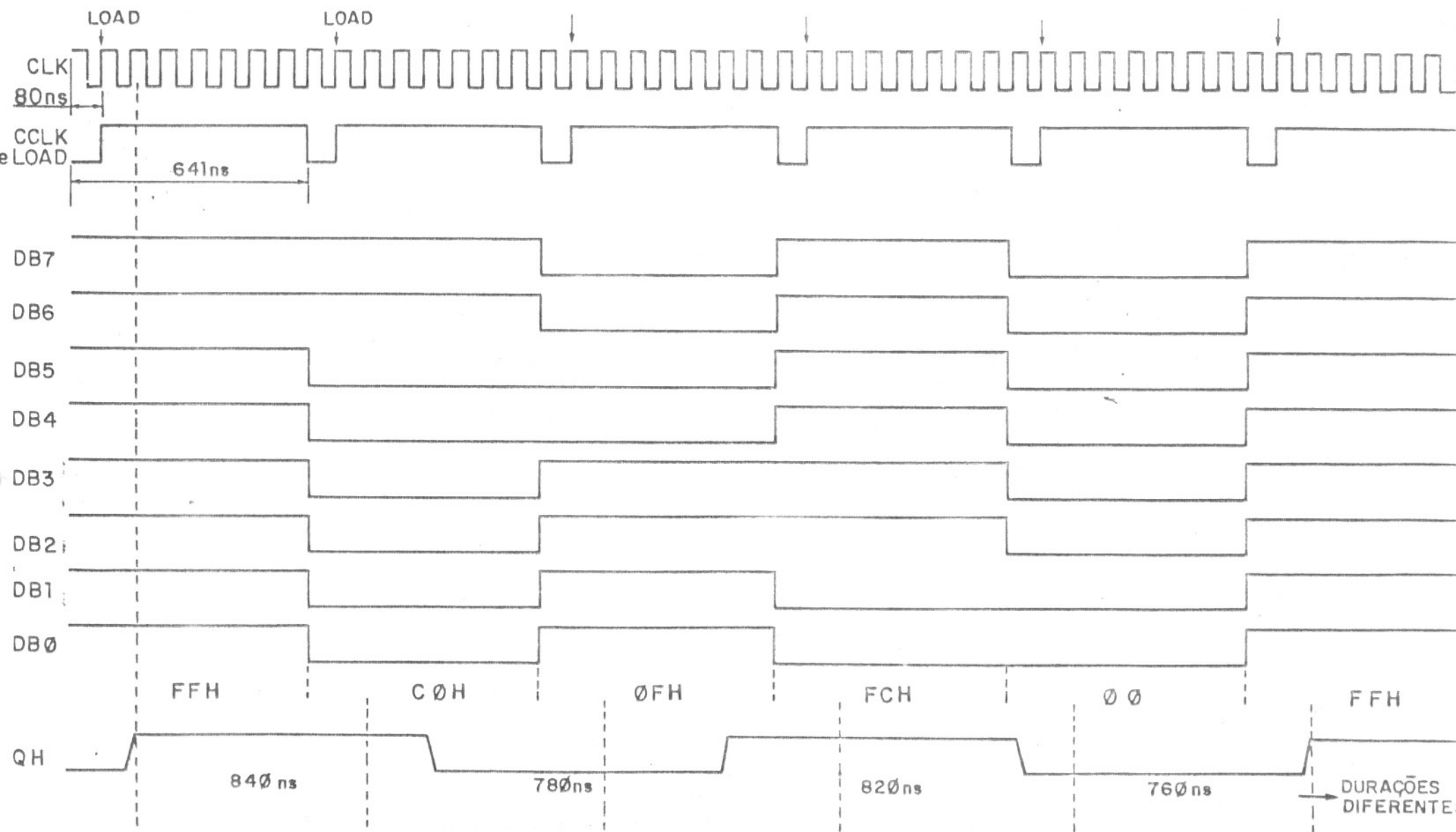


FIGURA IV.15 - Serialização da sequência de dados para o padrão de barras verticais no tamanho 64, mostrando o efeito do atraso da serialização nos pulsos QH (larguras diferentes).

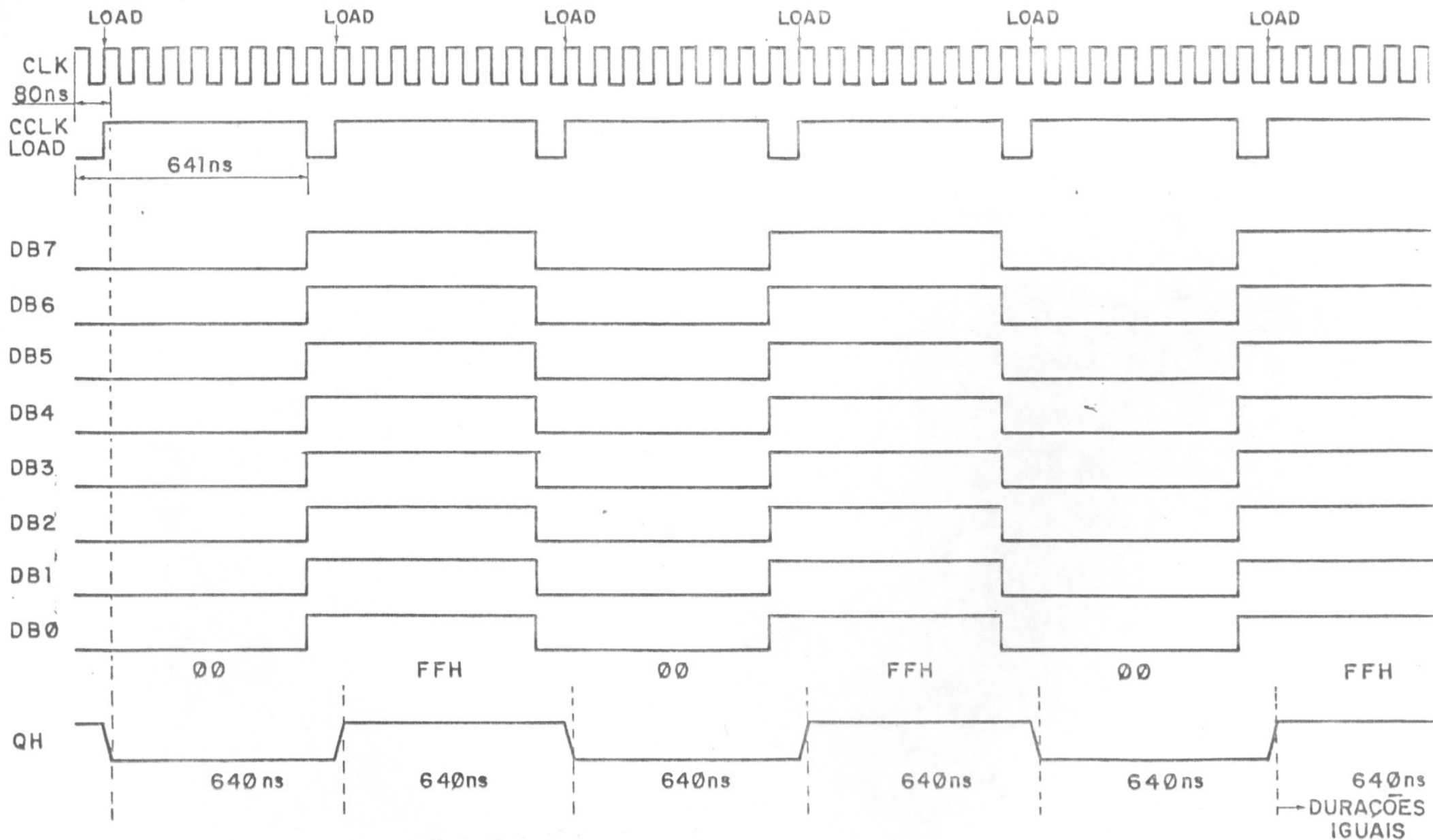


FIGURA IV.16 - Serialização da sequência de dados com bytes inteiros de zeros (00) e de uns (FFH) para o padrão de barras verticais selecionado no tamanho 80 .

ternada (luminância variável) e reversiva (luminância constante), obtidos à partir da apresentação, na tela do televisor, de padrões xadrez, barras horizontais e barras verticais.

Para alterar-se a programação do estimulador, basta selecionar o parâmetro ou parâmetros desejados nas respectivas chaves, que a partir da próxima leitura de painel a nova programação será estabelecida (menos de 20 ms).

IV.3 RESULTADOS EXPERIMENTAIS

Os testes experimentais com o estimulador óptico foram realizados no Laboratório de Bioacústica do Departamento de Fisiologia da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto (USP).

Na figura IV.17 apresenta-se o esquema de montagem dos equipamentos durante os testes.

3.1 MATERIAIS E MÉTODOS

A estimulação foi apresentada binocularmente a uma voluntária adulta com visão normal.

As regiões do escalpo onde foram colocados os eletrodos de registro foram friccionadas com álcool para remoção de oleosidade e pele morta do couro cabeludo. Os eletrodos de prata (Ag/AgCl) foram fixados com pasta salina. O eletrodo positivo foi fixado na posição occipital média (Oz ou MO); o eletrodo negativo foi colocado no vértex (Cz) e o eletrodo e referência foi fixado na testa.

O pré-amplificador para sinais biológicos (PAR, modelo 113) foi utilizado com ganho igual a 10000 e faixa de passagem de 0.3 Hz a

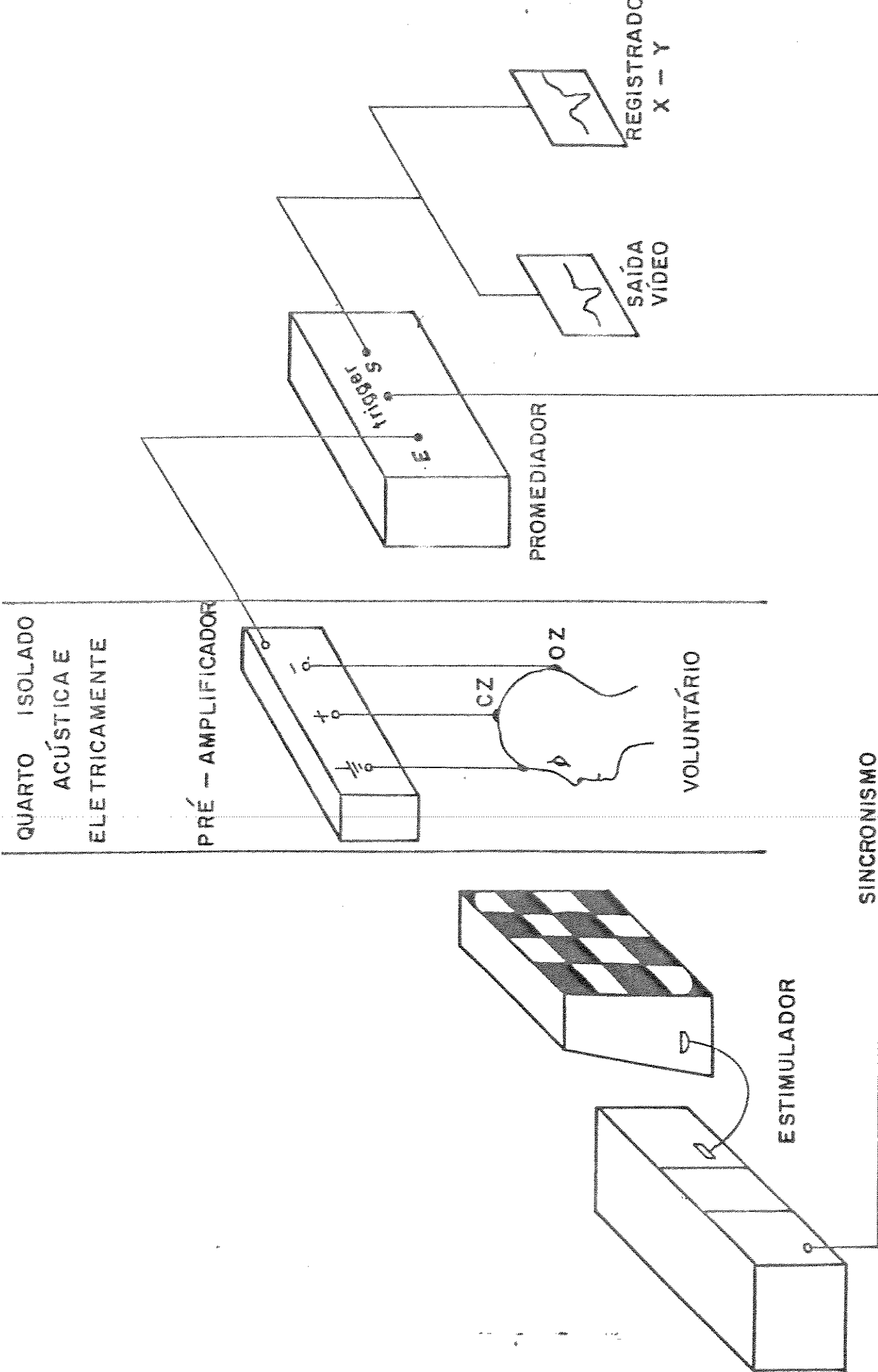


FIGURA IV.17 - Esquema da montagem dos equipamentos durante os testes com o estimulador óptico.

100 Hz.

A voluntária e o pré-amplificador foram colocados numa sala isolada acústica e eletricamente para minimizar a interferência da rede elétrica (60 Hz). Durante a estimulação visual e o registro do PEV a sala era escurecida.

O televisor foi posicionado em frente à janela de vidro da sala e a distância entre o olho da voluntária e a tela do televisor foi fixada em 1 m para todas as medidas de PEV.

O estimulador óptico foi programado para apresentar estimulação reversiva com padrão xadrez em campo visual completo (18 graus). O tamanho dos elementos foi selecionado em 40x40 que corresponde a um ângulo visual de 31 min arc. Estes parâmetros permaneceram constantes durante todos os registros de PEV, variando-se apenas a frequência de estimulação.

A programação do promediador NICOLET, modelo 1072, para todas as medidas foi: frequência de amostragem igual a 1 kHz (1 ponto/ms), tempo de análise igual a 256 ms e número de estímulos (N) igual a 128. ~~O PEV parcial foi monitorado na saída vídeo do promediador e o~~ resultado final foi documentado em papel num registrador X-Y.

3.2 REGISTROS DO PEV

Foram realizadas três séries de medidas de PEV. Na primeira buscou-se reproduzir a forma de onda típica do PEV transiente, com seus picos principais. Na segunda, verificou-se o efeito da variação da frequência de estimulação no PEV. E na terceira série, observou-se o efeito da variação do contraste do estímulo no PEV.

3.2.a PEV TRANSIENTE

Na figura IV.18 estão os registros obtidos com frequência de estimulação igual a 1 estímulo/s. Estas duas formas de onda foram somadas ponto a ponto, e o resultado, que equivale à promediação das respostas a 256 estímulos, é mostrado na figura IV.19.

Os picos N1, P1 e N2 indicados na figura IV.18 e N76.8, P101.1 e N131.8 indicados na figura IV.19, correspondem aos picos N75, P100 e N145, que conforme o item 2.5 do Capítulo II, são os componentes principais do PEV transiente obtido com estimulação reversiva padronizada. O pico P100 é o componente de maior consistência neste tipo de medida, e no teste experimental ocorreu com latência igual a 101.1 ms. Os picos N75 e N145 são os componentes mais variáveis, e apresentaram latências iguais a 76.8 ms e 131.8 ms, respectivamente.

3.2.b EFEITO DA VARIAÇÃO DA FREQUÊNCIA DE ESTIMULAÇÃO

Nas figuras IV.20 e IV.21 estão os registros de PEV para quatro valores diferentes de frequência de estimulação: 1.0, 1.5, 3.75 e 7.5 estímulos/s. Com estas respostas, observa-se a transição do PEV transiente para PEV estacionário, que foram abordados no item 2.4 do Capítulo II.

Na frequência 1.0 estímulo/s, ocorre uma reversão de padrão a cada 500 ms, intervalo de tempo suficiente para que a resposta (PEV) se complete antes da chegada de um novo estímulo.

Para frequências maiores, como 3.75 estímulos/s, ou seja uma reversão de padrão a cada 133 ms, a morfologia do PEV modifica-se, pois antes que uma resposta se complete, tem início a resposta à reversão de

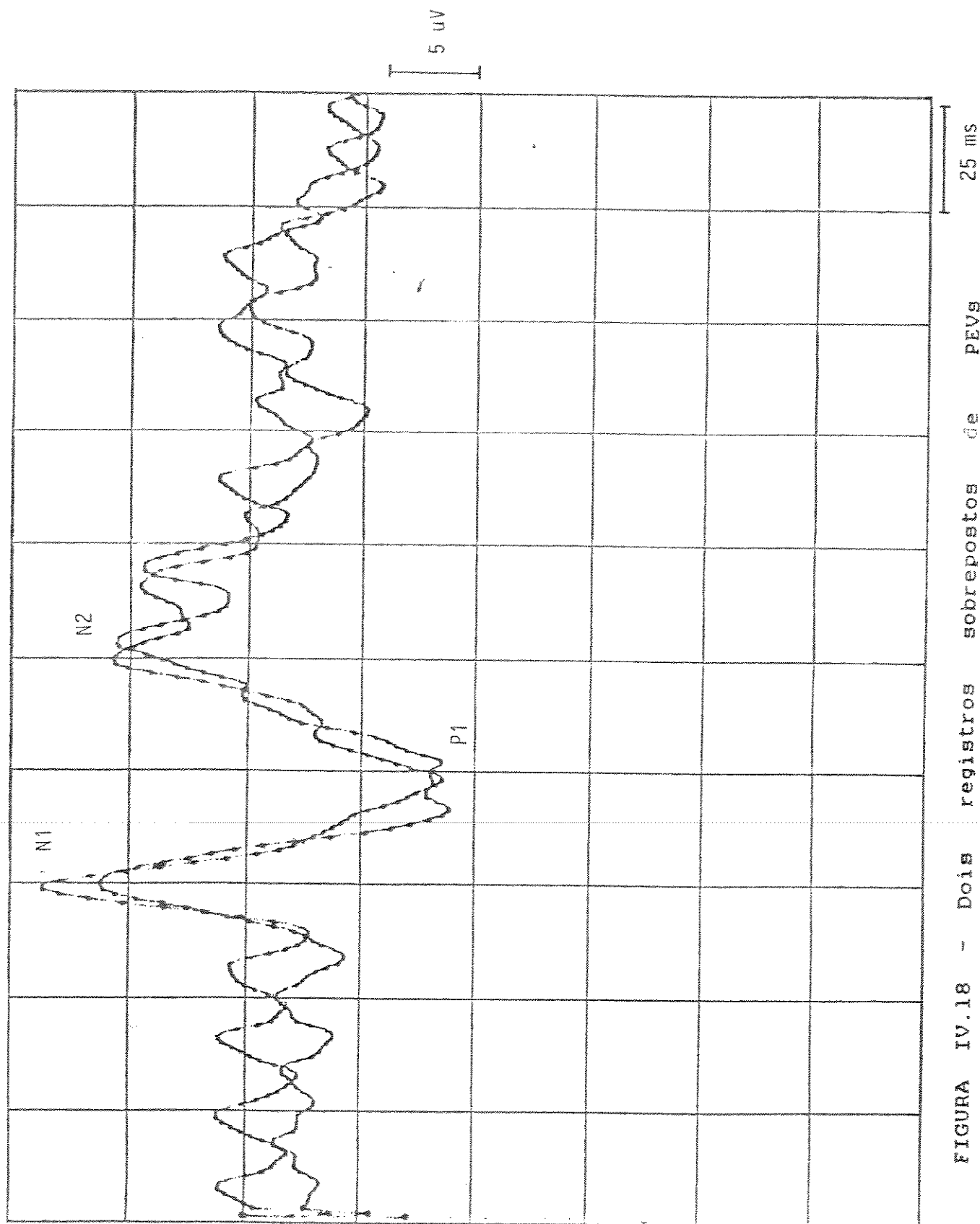


FIGURA IV.18 - Dois registros sobrepostos de PEVs obtidos com estimulação reversiva (1.0 estímulo/s) com padrão xadrez (31 min arc) em campo visual completo (18 graus). N = 128 para cada registro.

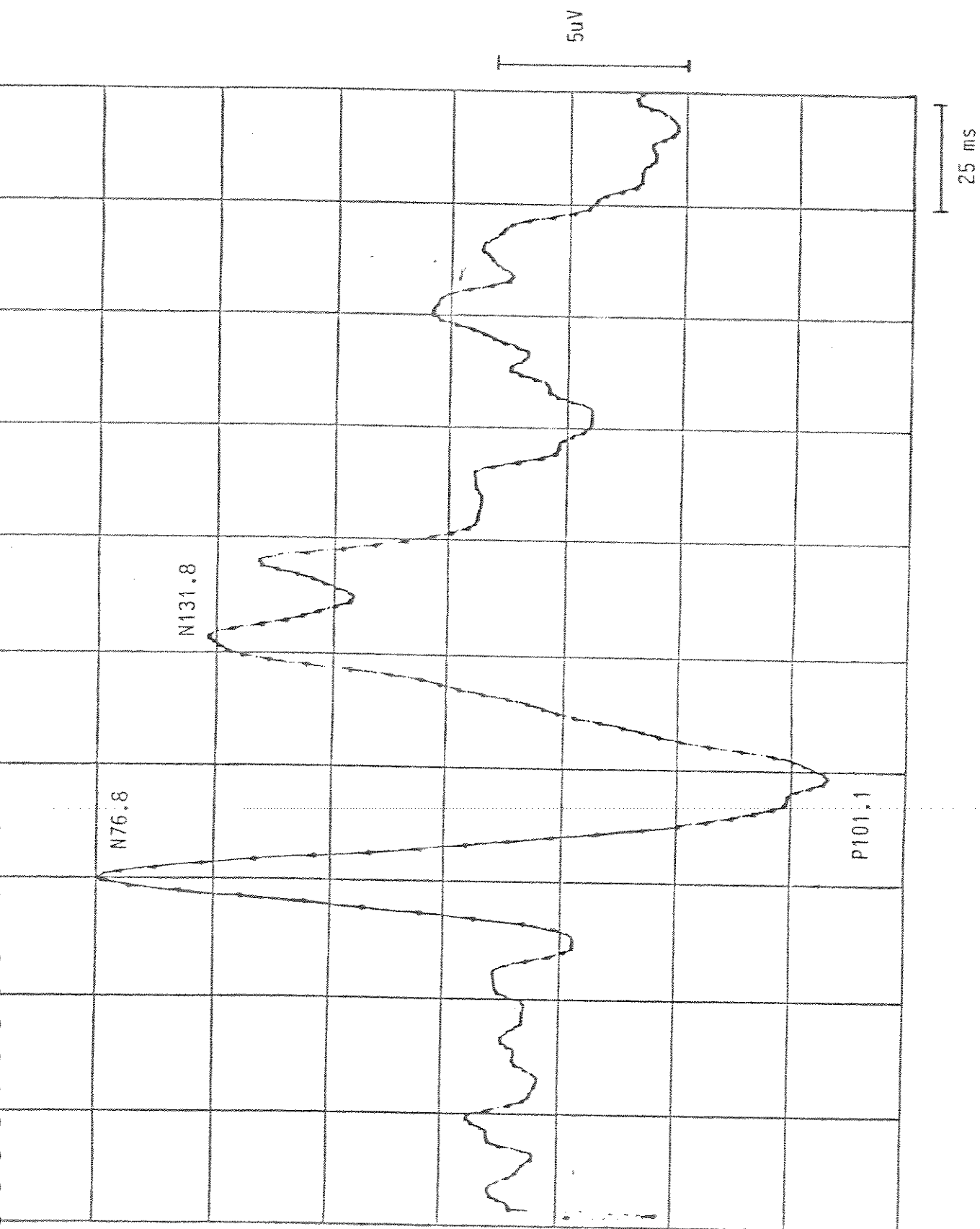


FIGURA IV.19 - PEV obtido somando-se ponto-a-ponto os registros da figura VI.18 N = 256.

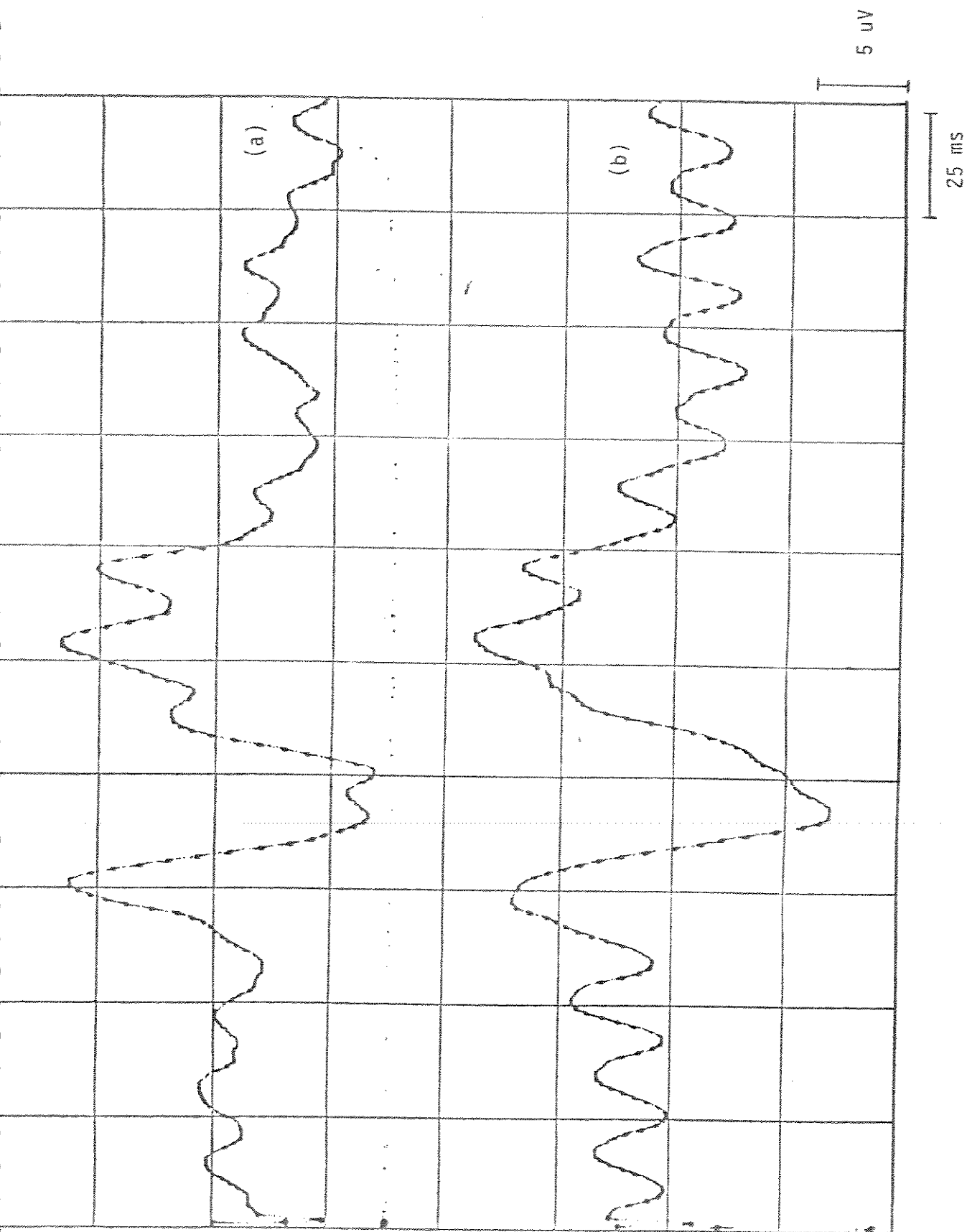


FIGURA IV.20 - Efeito da variação da frequência no PEV.
(a) Frequência = 1.0 estímulo/s
(b) Frequência = 1.5 estímulo/s.

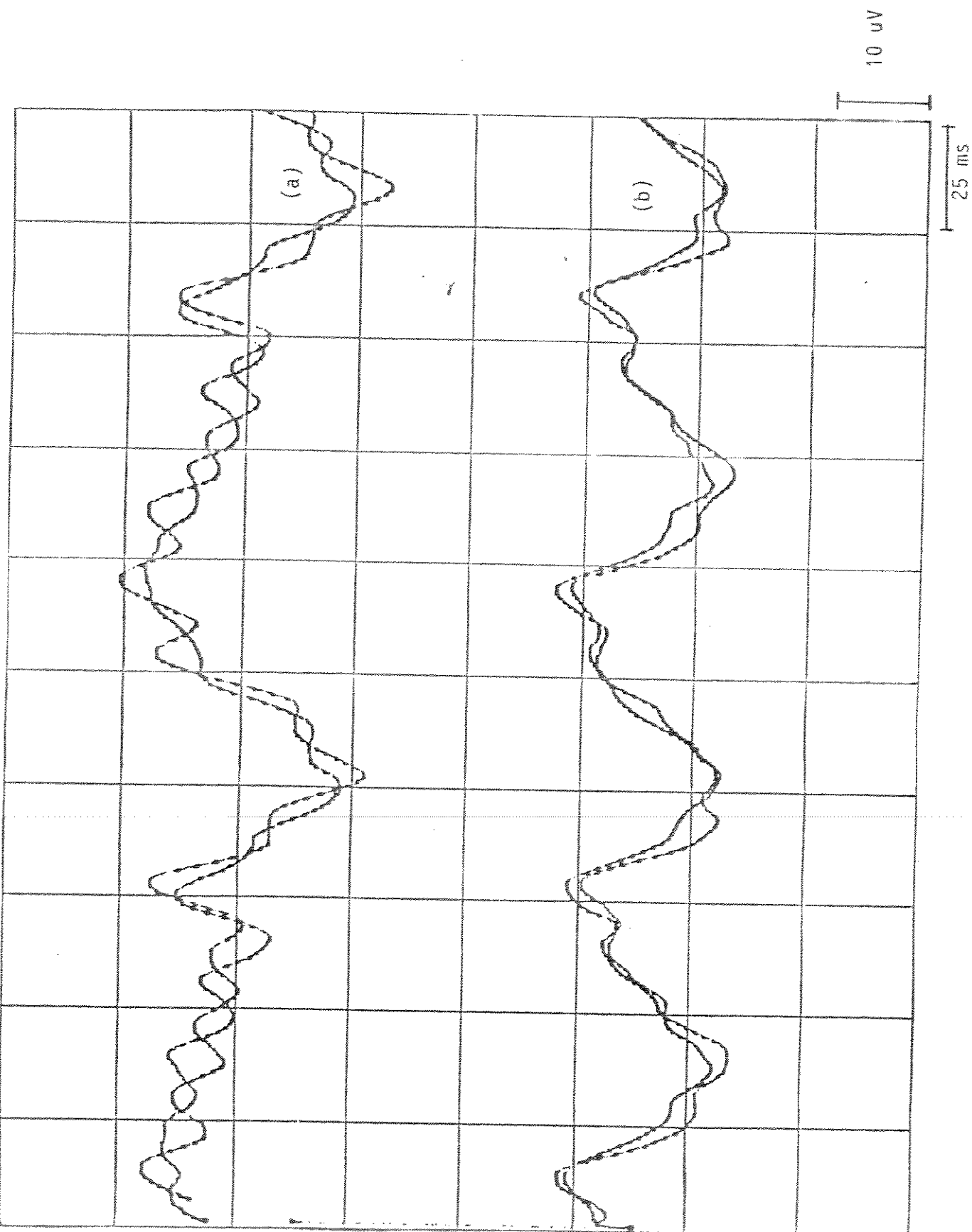


FIGURA IV.21 - Efeito da variação da frequência no PEV.
(a) Frequência = 3.75 estímulos/s
(b) Frequência = 7.5 estímulos/s.
N = 128.

antes que uma resposta se complete, tem início a resposta à reversão de padrão seguinte. Na figura IV.22, obtida pela soma dos registros da figura IV.21a, destacam-se o período inter-picos, o valor da frequência da resposta e o instante em que inicia-se uma nova resposta.

Para frequências ainda maiores, como no caso de 7.5 estímulos/s, ou seja 15 reversões de padrão/s, a resposta torna-se estacionária e apresenta um número de picos igual ao número de reversões durante o período de análise.

3.2.c EFEITO DA VARIAÇÃO DO CONTRASTE NO PEV

Como foi visto no item 2.3 do Capítulo II, uma das funções primárias do sistema visual é analisar contornos e bordas contrastantes. A redução do contraste entre os elementos em preto-e-branco do estímulo padronizado corresponde a uma desfocalização da imagem na retina, com redução do PEV devido à diminuição da taxa de disparo das células ganglionares (vide item 3.1.c do Capítulo II).

Regan e Richards (1973) mediram a amplitude do PEV para tamanhos crescentes de quadrados no padrão xadrez, em três níveis de contraste: 100 % (máximo), 30 % e 4.2 % (mínimo). Para cada tamanho de quadrado, a maior amplitude de PEV foi obtida com contraste máximo entre os quadrados brancos e pretos no padrão xadrez.

Este efeito do contraste no PEV foi verificado nos registros apresentados na figura IV.23. Estas duas formas de onda foram obtidas posicionando-se o botão de contraste do televisor nas posições de contraste máximo e mínimo, respectivamente. A frequência de estimulação utilizada foi 1 estímulo/s.

Na figura IV.23b (condição de contraste mínimo), observa-se

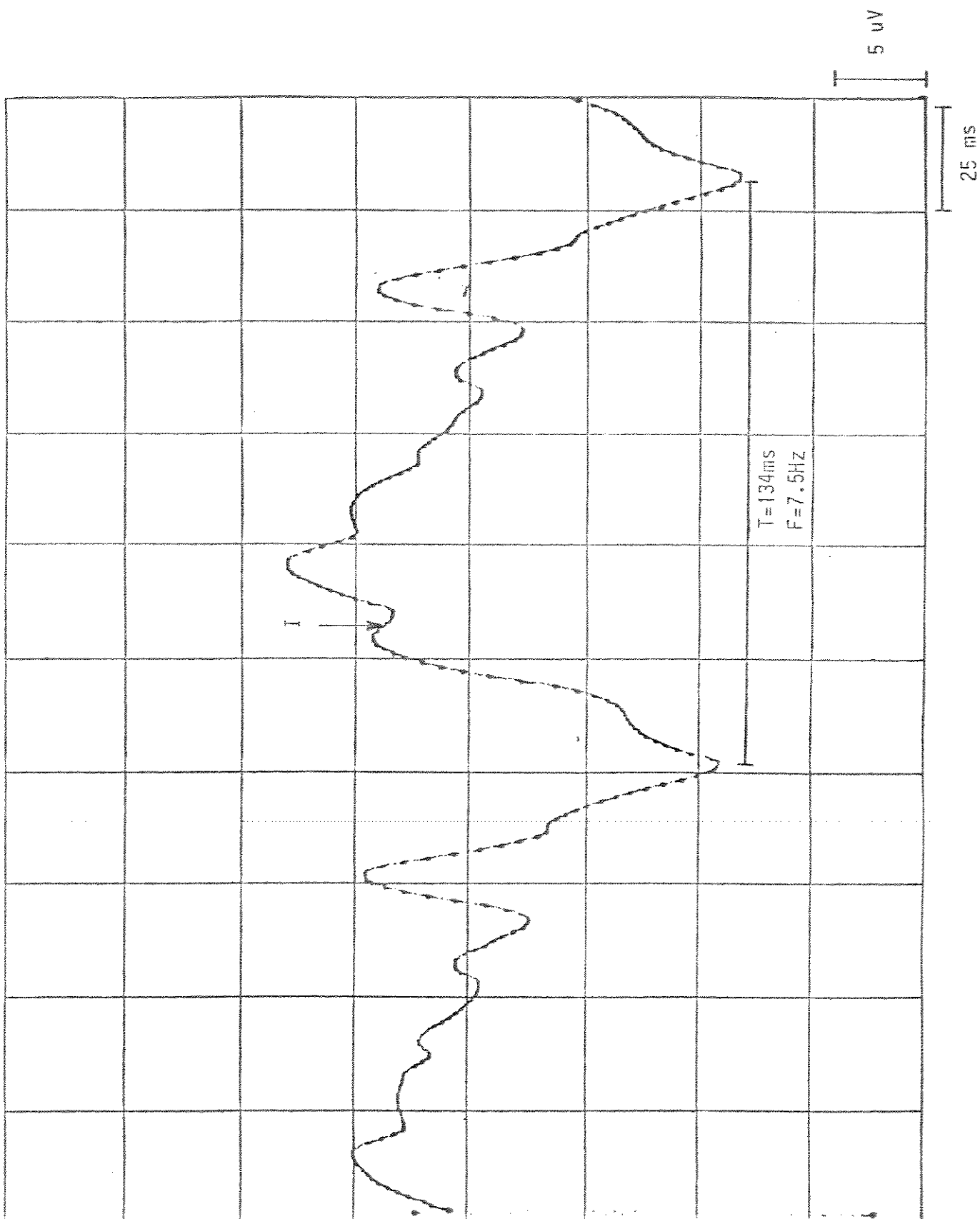


FIGURA IV.22 - PEV obtido somando-se ponto-a-ponto os dois registros sobrepostos da figura IV.19a. $N = 256$. I = início de uma nova resposta.

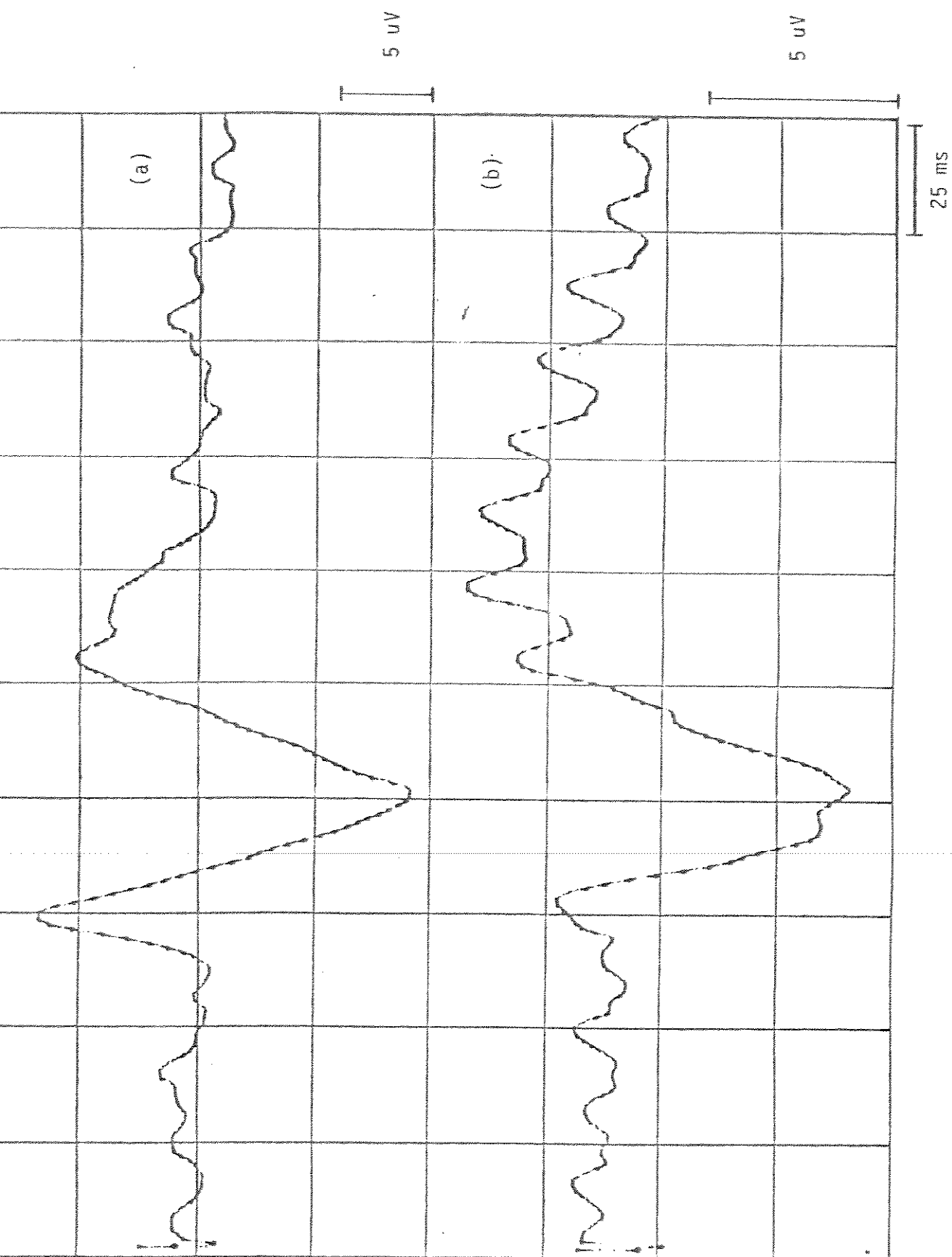


FIGURA IV.23 - Efeito do contraste no PEV.
(a) contraste máximo; $P1 = 12.5 \text{ V}$
(b) contraste mínimo; $P2 = 6.56 \text{ V}$.

uma redução substancial nas amplitudes dos picos N1, P1 e N2, sendo que os componentes N1 e N2 praticamente desaparecem.

Os resultados destas séries de testes realizados com o estimulador óptico construído são similares aos encontrados nas revisões sobre PEV e resultados de pesquisas publicados em periódicos (vide referências bibliográficas citadas no Capítulo II de Fundamentos).

3.3 RUÍDO NO REGISTRO DO PEV

Nas figuras IV.18 a IV.23, que documentam os resultados experimentais dos testes com o estimulador óptico, pode-se observar uma ondulação de frequência igual a 60 Hz sobreposta aos registros de PEV. Durante a execução dos testes, o estimulador óptico e o televisor foram colocados próximo ao promediador, e os campos elétricos gerados pelos sinais de alta frequência (dezenas de MHz) e de baixa frequência (60 Hz), presentes em seus circuitos, certamente adicionaram ruído às respostas registradas.

Os ruídos comumente adicionados ao PE são o ruído fisiológico (artefatos musculares, por exemplo), ruído eletrônico dos equipamentos de registro e processamento e o ruído de 60 Hz e suas harmônicas.

O ruído fisiológico é atenuado pela promediação pois não está sincronizado com a apresentação dos estímulos.

O ruído eletrônico é de natureza aleatório e também é atenuado satisfatoriamente pela promediação.

Como foi abordado no Capítulo II, pela equação 6 tem-se que o ruído residual da promediação é diretamente proporcional ao ruído somado ao PE e inversamente proporcional à raiz quadrada do número N de estímulos apresentados. Assim na realização de novos testes com PEV,

deve-se utilizar um valor N (número de estímulos) maior que 256 (igual a 512, no mínimo) para diminuir o ruído residual da promediação.

Já o ruído de 60 Hz e de suas harmônicas, devido à interferência da rede elétrica, e neste caso também devido à interferência dos circuitos do estimulador e do televisor, pode não ser completamente eliminado, pois sua função densidade de probabilidade não é gaussiana (sua média não tende a zero/exceto em casos especiais) (Evanich et al., 1972). Além de se utilizar amplificadores de boa qualidade e esquemas adequados de aterramento dos instrumentos durante as medidas, pode-se também instalar blindagem eletromagnética no televisor e no estimulador óptico para reduzir parte desta interferência.

CAPÍTULO V

DISCUSSÃO

Um dos objetivos do projeto do estimulador óptico foi contribuir para o desenvolvimento de tecnologia nacional na área de instrumentação médica.

A substituição de equipamentos médicos importados por produtos construídos com componentes adquiríveis no mercado brasileiro permite que uma maior parte da população tenha acesso a técnicas modernas de diagnóstico, rotineiramente utilizadas nos países desenvolvidos, como é o caso do potencial evocado sensorial.

Além do benefício social, a transferência de tecnologia desenvolvida na Universidade para a indústria nacional também incentiva o aumento do número de pesquisas e conseqüente formação de recursos humanos, colocando no mercado equipamentos nacionais com desempenho comparável ao dos importados e a custo menor.

O estimulador óptico foi construído a partir de um microcomputador dedicado, projetado para gerar os estímulos na tela de um televisor em preto-e-branco. As características básicas de estimulação implementadas equipam o estimulador óptico com a maioria das características apresentadas pelos equipamentos comercializados, como mostra-se na Tabela V.1.

A única característica de estimulação apresentada pelos equipamentos comercializados que falta no estimulador construído é a estimulação em campo visual parcial, cuja implementação está prevista no "hardware" do protótipo. Pode-se incluir até 9 tipos de campo visual parcial: hemisférios superior e inferior, quadrante superior direito, quadrante inferior esquerdo, etc.

TABELA V.1

CARACTERÍSTICAS DO ESTIMULADOR DESENVOLVIDO E DE OUTROS
ESTIMULADORES INDUSTRIALIZADOS

FABRICANTE	PADRÕES	No. DE ELEMENTOS	FREQ. (est/s) MODO DE ESTIM.	CAMPO VISUAL
GRASS VGP-1	XADREZ BARS. HOR. E VERTIC.	X: 1X1, 2X2, 4X4, 8X8, 16X16, 32X32, 64X64 B: 1, 2, 4, 8, 16, 32, 64	0.5, 1.0, 2.0, 3.0, 5.0, 6.0, 7.5, 15 E 30 REVERSIVO	COMPLETO E PARCIAL
NICOLET NIC-1006	XADREZ BARS. HOR. E VERTIC.	X: 2X2, 4X4, 8X8, 16X16, 32X32, 64X64 B: 2, 4, 8, 16, 32 E 64	0.23, 0.47, 0.94, 1.88, 3.75, 7.5, 15 E 20	COMPLETO E PARCIAL
BIO-LOGIC NAVIGATOR TRAVELLER	XADREZ BARS. HOR. E VERTIC.	X: 1X1 - 48X48 B: 1 - 48	REVERSIVO	COMPLETO E PARCIAL
DISA EVOMATIC 4000 E 8000	XADREZ BARS. HOR. E VERTIC.	X: 5X6, 10X12 E 20X24 B: 5, 10 E 20	REVERSIVO E ALTERNADO	COMPLETO E PARCIAL
DISA NEUROMATIC 2000 E 2000C	XADREZ	X: 5X6, 10X12 E 20X24	REVERSIVO E ALTERNADO	COMPLETO E PARCIAL
POLIMED PL-1002 M	XADREZ	X: 6X6, 12X12, 24X24 E 48X48	0.5, 1.0, 4.0, 8.0, 15 E 30 REVERS., ALTERN.	COMPLETO E PARCIAL
ESTIMULADOR CONSTRUÍDO	XADREZ BARS. HOR. E VERTIC.	X: 1X1, 2X2, 4X4, 8X8, 16X16, 30X30, 40X40 E 80X80 BH: 1, 2, 4, 8, 16, 30, 40 E 80 BV: 1, 2, 4, 8, 16, 30, 40 E 80	0.5, 1.0, 1.5, 2.0, 3.0, 3.75, 5.0, 6.0, 7.5 E 15 REVERSIVO E ALTERNADO	COMPLETO

Como o sistema operacional do estimulador foi estruturado em módulos, modificações nos parâmetros de estimulação, por exemplo, a inclusão de mais um tipo de padrão óptico, ou de campo visual parcial, é possível apenas com a substituição ou adição de um ou mais módulos de programação (um módulo corresponde a uma EPROM de 2k bytes) e pequenas alterações no sistema operacional.

É certo que este primeiro protótipo construído ainda não é um produto acabado para ser repassado à indústria, mesmo que seu desempenho tenha sido comprovado com os testes realizados.

Assim que o sistema para potencial evocado, em desenvolvimento na UNICAMP, estiver disponível, pretende-se testar intensivamente o estimulador óptico em ambulatorios de oftalmologia e neurologia. A partir dessa interação entre os possíveis usuários do equipamento, o neurologista e o oftalmologista, e o executor do projeto, poder-se-á avaliar a funcionalidade e a adequação do estimulador e a necessidade de expansão das características de estimulação.

Caso seja necessário melhorar a qualidade da imagem do estímulo apresentado ao observador, pode-se incluir no estimulador óptico, um circuito gerador de entrelaçamento, para duplicar a resolução da imagem do televisor. E para diminuir a interferência eletromagnética na resposta promediada, pode-se instalar uma blindagem eletromagnética no estimulador óptico e no televisor.

No protótipo construído, a comunicação entre o usuário e o instrumento é feita através das chaves seletoras do painel. Pode-se adaptar o projeto do estimulador óptico para ser utilizado em um sistema integrado de instrumentação de potencial evocado, onde a comunicação com o usuário seja feita através de menu de seleção apresentado no monitor vídeo de um microcomputador. Para isto, deve-se eliminar as chaves seletoras do painel, suprimir a programação de leitura das chaves e

adicionar ao estimulador uma interface para conversação com o sistema de potencial evocado.

BIBLIOGRAFIA

- American EEG Society Clinical Evoked Potential Guidelines
(1984)
Recommended Standards for Visual System Evoked Potential.
J. Clin. Neurophysiol.; 1(1): 15-31

- Amigo, G.; Fiorentini, A.; Pirchio, M. e Spinelli, D. (1978)
Binocular vision tested with visual evoked potentials in
children and infants.
Invest. Ophthalmol. Visual Sci.; 17(9): 910-915

- Armington, J.C. (1974)
"The electroretinogram".
Academic Press, London

- Armington, J.C. e Biersdorf, W.R. (1958)
.....
Long-term adaptation of the human ERG.
J. Comp. Physiol. Psychol.; 51: 1-5

- Bartel, D.R.; Markand, O.N. e Kolar, O.J. (1983)
The diagnosis and classification of multiple sclerosis: evoked
potentials and spinal fluid electrophoresis.
Neurology; 33: 611-617

- Bartl, G. (1982)
The effects of visual field changes and ocular hypertension
on the visual evoked potential. In: "Evoked Potentials",
I. Bodis-Wollner, (ed.).

Ann. N.Y. Acad. Sci.; 388: 227-242

- Burian, H. e Watson, C. (1952)

Cerebral electric response to intermitent photic stimulation
in ambliopia ex anopsia: A preliminary report.

Arch. Ophthalmol.; 48:137

- Cappin, J.M. e Nissin, S. (1975)

Visual evoked responses in the assessment of field defects
in glaucoma.

Arch. Ophthalmol.; 93: 9-18

- Celesia, G.G. (1982)

Steady-state and transient visual evoked-potentials in clinical
practice. In: "Evoked Potentials", I. Bodis-Wollner (ed.).

Ann. N.Y. Acad. Sci.; 388: 290-307

- Chatrian, G.E.; Turella, G.S.; Nelson, P.L.; Lettich, E.
e Mills, R.P. (1982)

Effects of retinal dysfunction on visual evoked potentials.
In: "Proc. of the Second International Evoked Potentials
Symposium".

The Cleveland Clinic Foundation; 2-21

- Chiappa, K. (1980)

Pattern shift visual, brainstem auditory and short latency
somatosensory evoked potentials in multiple sclerosis.

Neurology; 30(7): 110-123

- Chiappa, K. e Ropper, A.R. (1982).

Evoked potentials in clinical medicine.

N. England J. Med.; 306: 1140-1150, 1205-1211

- Cohen, S.N.; Potvin, A.; Syndulko, K.; Peter-Jennings, P.;
Potvin, J.H. e Tourtellotte, W.W. (1982-a)
Multimodality evoked potentials: clinical applications
and assesment of utility.
Bull. Los Angeles Neurol. Soc.; 47: 55-61

- Cohen, S. N.; Syndulko, K.; Tourtellotte, W.W. (1982-b)
Clinical applications of visual evoked potentials in neurology.
Bull. Los Angeles Neurol. Soc.; 47: 13-29

- Cohn, N.B.; Kircher, J.; Emmerson, R.Y. e Dustman, R.E.
(1985)
Pattern reversal evoked potentials: age, sex and hemispheric
asymetry.
EEG Clin. Neurophysiol.; 62: 399-405

- Cracco, J.B. e Cracco, R.Q. (1982)
Spinal sensory evoked potentials: maturation and clinical
studies. In: "Evoked Potentials", I.Bodis-Wollner (ed.).
Ann. N.Y. Acad. Sci.; 388: 526-537

- Davis, H. (1976)
Principles of electric response audiometry.
Ann. Otol. Rhinol. Laryngol.; 85: suppl. 28

- "Dorland's Illustrated Medical Dictionary" (1989)
E.J. Taylor (ed.), W.B. Saunders Co., Philadelphia, 27th

edition.

- Ellingson, R.J. (1986)
Development of visual evoked potentials and photic driving responses in normal full term, low risk premature, and trisomy-21 infants during the first year of life.
EEG Clin. Neurophysiol.; 63: 309-316

- Erwin, C.W. (1980)
Pattern reversal evoked potentials.
Am. J. EEG Technol.; 20: 161-184

- Erwin, C.W. e Linnoila, M. (1981)
Effect of ethyl alcohol on visual evoked potentials.
Alcoholism. Clinical and Experimental Research; 5(1): 49-55

- Evanich, M.J.; Newberry, O. e Partridge, L.D. (1972)
Some limitations of the removal of periodic noise by averaging.
J. Appl. Physiol.; 33: 536

- Fukui, R.; Kato, M. e Kuroiwa, Y. (1986)
Effect of central scotomata on pattern reversal visual evoked potentials in patients with maculopathy and healthy subjects.
EEG Clin. Neurophysiol.; 63: 317-326

- Glaser, E.M. e Ruchkin, D.S. (1976)
"Principles of neurobiological signal analysis".
Academic Press Inc., New York, 1st edition

- Greenberg, R.P.; Mayer, D.J.; Becker, D.P. e Miller, J.D.

(1977)

Evaluation of brain function in severe human head trauma with multimodality evoked potentials. Part 1: evoked brain injury potentials, methods, analysis.

J. Neurosurg.; 47: 150-162

- Halliday, A.M. e McDonald, W.I. (1972)

Delayed visual evoked response in optic neuritis.

The Lancet; 6: 981-985

- Halliday, A.M.; McDonald, W.I. e Mushin, J. (1972)

Delayed pattern-evoked responses in optic neuritis in relation to visual acuity.

The Lancet; 1: 982-985

- Halliday, A.M.; McDonald, W.I. e Mushin, J. (1973)

Visual evoked response in diagnosis of multiple sclerosis.

Br. Med. J.; 4: 661-664

- Halliday, A.M.; Halliday, E.; Kriss, A.; McDonald, W.I. e Mushin, J. (1976)

The pattern-evoked potential in compression of the anterior visual pathways.

Brain; 99: 357-374

- Halliday, A.M. e McDonald, N.I. (1977)

Pathophysiology of demyelinating disease.

Br. Med. Bull.; 33: 21-27

- Hammond, S.R. e Yannikas, C. (1986)

Contribution of pattern reversal foveal and half-field stimulation to analysis of VEP abnormalities in multiple sclerosis.

EEG Clin. Neurophysiol.; 64: 101-118

- Harter, M.R. e White, C.T. (1970)

Evoked cortical responses, to checkerboard patterns: effect of check-size as a function of visual acuity.

EEG Clin. Neurophysiol.; 28: 48-54

- Hecox, K. e Burkard, R. (1982)

Developmental dependencies of the human brainstem auditory evoked potentials. In: "Evoked Potentials", I. Bodis-Wollner (ed.).

Ann. N.Y. Acad. Sci.; 388: 538-556

- Jeffreys, D.A. (1971)

Cortical source locations of pattern-related visual evoked potentials recorded from the human scalp.

Nature; 229: 502-504

- Kaufman, D. e Celesia, G.G. (1985)

Simultaneous recording of pattern electroretinograms and visual evoked responses in neuro-ophthalmologic disorders.

Neurology; 35(5): 644-651

- Kinney, J.A. (1977)

Transient visually evoked potential.

J. Opt. Soc. Am.; 67: 1465-1474

- Kurtzberg, D. (1982)
 Event-related potentials in the evaluation of high-risk infants.
 In: "Evoked Potentials", I. Bodis-Wollner (ed.).
 Ann. N.Y. Acad. Sci.; 388: 557-571

- Levi, D.M. (1975)
 Patterned and unpatterned visual evoked response in strabismic
 and anisometropic amblyopia.
 Am J. Optom. and Physiol. Optics.; 52; 455-464

- Levi, D.M. e Manny, R.E. (1982)
 The pathophysiology of amblyopia: electrophysiological studies.
 In: "Evoked Potentials", I. Bodis-Wollner (ed.).
 Ann. N.Y. Acad. Sci.; 388: 243-260

- Maffei, L. (1982)
 Electroretinographic and visual cortical potentials in response
 to alternating gratings. In: "Evoked Potentials", I.
 Bodis-Wollner (ed.).
 Ann. N.Y. Acad. Sci.; 388: 1-10

- Marche, J.A.; Dobson, W.R.; Cohn, N.B. e Dustman, R.E. (1986)
 Amplitudes of visually evoked potentials to patterned stimuli:
 age and sex comparisons.
 EEG Clin. Neurophysiol.; 65: 81-85

- Marcus, E.M. (1980)
 New techniques in neurology: evoked responses.
 Apostila do curso de Neurologia, St. Vincent Hospital, USA.

- McAlpine, D.; Lumsden, C.E. e Acheson, E.D. (1972)
 "Multiple sclerosis: a reappraisal".
 Churchill Livingstone, Edinburgh. 2nd edition.

- McDonald, W. I. e Halliday, A. M. (1977)
 Diagnosis and classification of multiple sclerosis.
 Br. Med. Bull.; 4: 4-8

- Miller, J.; Johnson, L.C.; Ullet, G.A. e Harlstein, J. (1961)
 Photic driving in ambliopia ex anopsia.
 Am. J. Ophthalmol. 51: 463-469

- Petersen, J. (1984)
 Objective determination of visual acuity by visual evoked
 potentials. Optimized procedure and clinical value.
 Dev. Ophthalmol.; 9: 108-114

- Pfürtscheller, G. Schwarz, G. e Gravenstein, N. (1985)
 Clinical relevance of long-latency SEPs and VEPs during coma
 and emergence from coma.
 EEG Clin. Neurophysiol.; 62: 88-98

- Rapin, I. e Graziani, L.J. (1967)
 Auditory evoked responses in normal, brain-damaged and deaf
 infants.
 Neurology; 17: 881-894

- Raudzens, P.A. (1982)
 Intraoperative monitoring of evoked potentials. In: "Evoked
 Potentials", I. Bodis- Wollner (ed.).

Ann. N. Y. Acad. Sci.; 388: 308-325

- Regan, D. (1975)

Recent advances in electrical recording from the human brain.
Nature; 253: 401-497

- Regan, D. (1977)

Steady-state evoked potentials.
J. Opt. Soc. of America; 67: 1475-1489

- Regan, D. (1982)

Comparison of transient and steady-state methods. In:
"Evoked Potentials", I. Bodis-Wollner (ed.).
Ann. N.Y. Acad. Sci.; 388: 45-71

- Regan, D. e Richards, W. (1973)

Brightness contrast and evoked potentials.
J. Opt. Soc. of America; 63: 606-611

- Salamy, A. e McKean, C.M. (1976)

Postnatal development of human brainstem potentials during the
first year of life.
EEG Clin. Neurophysiol.; 40: 418-426

- Sandrini, G.; Gelmi, C.; Bianchi, P.E.; Alfonsi, E.; Pacchetti,
C.; Verri, A.P. e Nappi, G. (1986)

Electroretinographic and visual evoked potential abnormalities
in myotonic dystrophy.
EEG Clin. Neurophysiol.; 64: 101-118

- Shaw, N.A. e Cant, B.R. (1981)
Age-dependent changes in the amplitude of the pattern visual evoked potential.
EEG Clin. Neurophysiol.; 51: 671-673
- Sherman, J. (1979)
Visual evoked potential (VEP): basic concepts and clinical applications.
J. Am. Optometric Assoc.; 50(1): 19-30
- Sherman, J. (1982)
Simultaneous pattern-reversal electroretinograms and visual evoked potentials in diseases of the macula and the optic nerve. In: "Evoked Potentials", I. Bodis-Wollner (ed.).
Ann. N.Y. Acad. Sci.; 388: 214-226
- Sherman, J. e Cooper, J. (1979)
Advanced diagnostic procedure for evaluating the visual status of the child.
J. Am. Optometric Assoc.; 50(10): 1139-1149
- Sokol, S. (1976)
Visually evoked potentials: theory, techniques and clinical applications.
Survey of Ophthalmol.; 21(1); 18-44
- Sokol, S. (1982a)
Infant visual development: evoked potential stimulates. In: "Evoked Potential", I. Bodis-Wollner (ed.).
Ann. N.Y. Acad. Sci.; 388: 514-525

- Sokol, S. (1982b)
Problems of stimulus control in the measurement of peak latency of the pattern visual evoked potential. In: "Evoked Potential", I. Bodis-Wollner (ed.).
Ann. N.Y. Acad. Sci.; 388: 657-661
- Sokol, S. e Bloom, B. (1973)
Visually evoked cortical responses of amblyopes to a spatially alternating stimulus.
Invest. Ophthalmol., 12: 936- 939
- Sokol, S. e Dobson, V. (1976)
Pattern reversal visually evoked potentials in infants.
Invest. Ophthalmol.; 15(1): 58-62
- Srebro, R. (1985)
Localization of visually evoked cortical activity in humans.
J. Physiol.; 360: 233-246
- Starr, A. (1976)
Auditory brainstem responses in brain death.
Brain; 99:543-554
- Starr, A. (1978)
Sensory evoked potentials in clinical disorders of the nervous system.
Ann. Rev. Neurosci.; 1: 103-127
- Suzuki, I.; Koderu, K. e Kaga, K. (1982)

- Auditory evoked brainstem response assessment in otolaryngology.
In: "Evoked Potentials", I. Bodis-Wollner (ed.).
Ann. N.Y. Acad. Sci.; 388: 487-500
- Towle, V. e Harter, R. (1977)
Objective determination of human visual acuity: pattern evoked potentials.
Invest. Ophthalmol. Visual Sci.; 16: 1073-1076
- von Noorden, G.K. (1977)
Mechanisms of amblyopia.
Adv. Ophthalmol.; 34: 93-115
- White, C.T.; White, C.L. e Hintze, R.W. (1983)
Pattern component ratio in pattern-reversal VEP: normative data and clinical applications.
Int. J. Neurosci.; 19(1-4): 133-141
-

BIBLIOGRAFIA TÉCNICA

- Application note 951-2 (1982)
Linear applications of optocouplers.
Hewlett-Packard Components
- Application note 939 (1982)
High speed optocouplers.
Hewlett-Packard Components
- Carriété. E. (1981)
Circuitos de Television - Circuitos Transistorizados
e Integrados, Tomo I.
Paraninfo S/A, Madrid
- Diefenbach, W.W. (1977)
Manual Técnico de Diagnósticos de Defeitos em Televisão.
Hemus Técnica, São Paulo
- Garland, Harry (1979)
Introduction to microprocessor system design.
McGraw-Hill Kogakusha, LTD., Tokyo
- Grob, Bernard (1979)
Televisão Prática - Princípios e Reparação.
Guanabara Dois, Rio de Janeiro
- Haas, Bob (1979)
Single chip video controller.
Byte; Maio: 56-75

- Optoelectronics Designers Catalog (1986)
LSTTL/TTL compatible optocoupler.
Hewllet-Packard Components; pp.: 3-35 a 3-38

- Peripheral Design Handbook (1980)
CRT terminal design using the INTEL 8275 and 8279.
INTEL Corporation; pp.: 2-190 a 2-247

- Tech Brief 103 (1985)
High speed optocouplers vs. pulse transformers.
Hewllet-Packard Components

- Tennant, Chris (1979)
The INTEL 8275 CRT controller.
Byte; Maio: 130-148

- The TTL Data Book (1976)
.....
Texas Instruments Incorporated

- Wierenga, Theron (1980)
Construction of a fourth-generation video terminal, I and II.
Byte; August: 211-224, September: 126-160

APENDICE 01

FREQUENCIAS DE ESTIMULAÇÃO

Para determinar que frequências de estimulação poderiam ser programadas, considerou-se a relação entre o intervalo de tempo para a apresentação de um quadro de imagem na tela e a frequência de estimulação.

Em 1.0 s são apresentados 60 quadros de imagem na tela do televisor. Considerando-se que um estímulo completo corresponde à apresentação de um padrão óptico (meio ciclo) seguida de seu complemento ou da tela apagada (meio ciclo), pode-se calcular as frequências de estimulação possíveis como segue:

$$60 \text{ quadros/s} = 2N \times F,$$

onde N é o número inteiro de quadros que compõe meio ciclo do estímulo e F é a frequência de estimulação.

Ao valor mínimo de N (1), corresponde o valor máximo de frequência, ou seja 30 estímulos/s. Para valores crescentes e inteiros de N, os correspondentes valores de F (em estímulos/s) são: 15, 10, 7.5, 6.0, 5.0, 4.4, 3.75, 3.3, 3.0, 2.73, 2.5 e assim por diante.

As frequências escolhidas para a apresentação dos estímulos foram: 0.5, 1, 1.5, 2.5, 3, 3.75, 5, 6, 7.5 e 15 estímulos por segundo. Selecionando-se modo reversivo com padrão xadrez, na frequência 2 estímulos/s, os 60 quadros apresentados na tela do televisor a cada segundo, obedecerão à sequência: 15 quadros com xadrez, 15 quadros com o reverso ou complemento do xadrez, mais 15 quadros com o padrão e outros 15 quadros com o complemento. Essa composição do estímulo é repetida a cada segundo enquanto não houver alteração de parâmetros, via painel.

Como visto no item 2.4 do capítulo II, em geral, para fre-

quências menores que 4 estímulos/s, o PEV resultante é classificado como transiente e consegue-se distinguir a resposta a cada um dos estímulos. Para taxas de estimulação maiores que 4 estímulos/s, o córtex gera uma resposta com frequência igual à de estimulação.

APÊNDICE 02

CONVERSÃO DO TAMANHO DOS ELEMENTOS DO PADRÃO PARA
ÂNGULO VISUAL

Embora os catálogos de equipamentos para Potencial Evocado Visual forneçam o número de quadrados ou barras nos padrões, os artigos científicos sobre aplicação clínica de PEV que utilizam o padrão xadrez, referem-se ao tamanho e não ao número de quadrados no padrão, e esse tamanho é expresso em minutos de arco.

Calcula-se este ângulo da seguinte maneira:

$$\text{Ângulo } (\theta) = \text{arc tan } (r/d),$$

ou pela fórmula simplificada

$$\text{Ângulo } (\theta) = 57.3 \times (r/d),$$

onde r é o tamanho do lado do quadrado (em cm) e d é a distância (em cm) do olho do observador até a tela do televisor. O resultado é expresso em graus.

Para valores de θ menores que 1 grau, costuma-se expressar o ângulo visual em minutos de arco (min arc), ou seja, 1/60 de 1 grau e utiliza-se a fórmula a seguir:

$$\text{Ângulo } (\theta) = 60 \times 57.3 \times (r/d) \text{ min arc.}$$

Utilizando-se esta expressão, calculou-se o ângulo visual em minutos de arco para todos os tamanhos de padrão xadrez disponíveis no estimulador óptico, para três distâncias diferentes: 1.0 m, 2.0 m e 3.0 m. Esses valores encontram-se na Tabela 1.

As dimensões dos elementos nos padrões com barras verticais ou horizontais são definidas pela frequência espacial que é expressa em ciclos/grau, onde um ciclo é um par de barras em preto-e-branco. Assim,

TABELA 1

CONVERSÃO DO NÚMERO DE QUADRADOS NO XADREZ PARA
ÂNGULO VISUAL

XADREZ	ÂNGULO VISUAL PARA DISTÂNCIA = 1m (min arc)	ÂNGULO VISUAL PARA DISTÂNCIA = 2m (min arc)	ÂNGULO VISUAL PARA DISTÂNCIA = 3m (min arc)
2x2	412	212	138
4x4	240	120	80
8x8	120	60	40
16x16	60	30	20
30x30	45	23	15
40x40	31	15	10
80x80	15	8	5

a frequência espacial é o número de ciclos contido em um grau do ângulo visual com que o padrão atinge o olho do observador.

Outro parâmetro que pode ser calculado para os padrões de barras verticais e horizontais é o comprimento de ciclo (CL) ou seja, a dimensão de uma barra (em graus ou min arc) que pode ser calculada pela fórmula a seguir:

$$CL \text{ (graus)} = 1/2F \text{ ou } CL \text{ (min arc)} = 60/2F,$$

onde F é a frequência espacial em ciclos/grau.

Na Tabela 2 apresentam-se os valores do comprimento de ciclo e da frequência espacial para os números de barras horizontais e verticais que podem ser selecionados no estimulador óptico. Os valores foram calculados para a distância de 1 m entre o olho do observador e o padrão.

TABELA 2

COMPRIMENTO DE CICLO E FREQUENCIA ESPACIAL CORRESPONDENTES
AO NUMERO DE BARRAS NOS PADRÕES DE BARRAS HORIZONTAIS E
VERTICAIS

NUMERO DE BARRAS	COMPRIMENTO DE CICLO OU DIMENSÃO DE BARRA	FREQUENCIA ESPACIAL (CICLOS/GRAU)
2	6.8 graus	0.07
4	4.0 graus	0.13
8	2.0 graus	0.25
16	1.0 grau	0.50
30	45 min arc	0.67
40	31 min arc	0.97
80	15 min arc	2.00