

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS  
FACULDADE DE ENGENHARIA ELETRICA  
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA BIOMEDICA

ESTIMULADORES ELETRICO E ACUSTICO PROGRAMAVEIS  
PARA POTENCIAL EVOCADO

Este exemplar corresponde à relação final da tese  
defendida por Geraldo Marins dos Reis Jr.  
e aprovada pela Comissão  
Jugadora em 27 / 08 / 1990  
Sérgio MÜHLEN Orientador

Eng. Geraldo Marins dos Reis Jr.

Geraldo Marins dos Reis Jr.  
Engenheiro Eletricista - Modalidade Eletrônica  
Fundação Armando Alvares Penteado, 1986

ESTIMULADORES ELETRICO E ACUSTICO PROGRAMAVEIS  
PARA POTENCIAL EVOCADO

Orientador: Prof. Dr. Wang Binseng†

Dissertação apresentada à Faculdade  
de Engenharia Elétrica da UNICAMP  
para a obtenção do grau de "Mestre  
em Engenharia Elétrica"

Ba/910-1633

Agosto - 1990

Este trabalho é dedicado aos meus  
pais, Bel. Geraldo Marins dos Reis  
e Vera Chaddad dos Reis.

## AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Dr. Wang Binseng, pela orientação e incentivo neste trabalho.

Aos meus pais, pelo apoio e incentivo em todos os momentos.

Ao CNPq e à FINEP, pelo apoio financeiro.

Ao Eng. Eduardo J. H. Wu, pela colaboração na fase de integração dos estimuladores ao sistema integrado de instrumentação de P.E.

Ao Eng. Alexandre Henrique Hermini do CEB - UNICAMP, pelas sugestões na fase de projeto.

Aos técnicos Marcio T. Watoniki e Eugenio C. Carrara, pela colaboração na confecção das placas.

A Srta. Edilaine Ferraresi, pela digitação dos textos e desenhos que compõem esta tese.

## INDICE

|                                                                     |    |
|---------------------------------------------------------------------|----|
| RESUMO.....                                                         | 1  |
| ABSTRACT.....                                                       | 2  |
| CAPÍTULO 1 - Introdução.....                                        | 3  |
| CAPÍTULO 2 - Fundamentos Biomédicos.....                            | 5  |
| 2.1 - Introdução.....                                               | 5  |
| 2.2 - Sistema Integrado de Instrumentação.....                      | 8  |
| 2.2.1 - Subsistema de estimulação.....                              | 8  |
| 2.2.2 - Subsistema de captação.....                                 | 8  |
| 2.2.3 - Subsistema de controle - processamento.....                 | 10 |
| 2.3 - Aplicações clínicas.....                                      | 10 |
| 2.4 - Potencial evocado somatosensorial (P.E.S.).....               | 12 |
| 2.4.1 - Nervo digital.....                                          | 13 |
| 2.4.2 - Nervo mediano.....                                          | 13 |
| 2.4.3 - Nervo peroneal.....                                         | 13 |
| 2.4.4 - Nervo posterior tibial.....                                 | 15 |
| 2.5 - Variações do P.E.S. em relação a fatores não-patológicos..... | 15 |
| 2.6 - Potenciais Evocados Auditivos (P.E.A.).....                   | 16 |
| 2.7 - Estímulos auditivos.....                                      | 17 |
| 2.7.1 - Estalidos.....                                              | 17 |
| 2.7.2 - Pulsos de Tom.....                                          | 17 |
| 2.7.3 - Mascaramento por ruído branco.....                          | 20 |
| 2.8 - Variações do P.E.A. em relação a fatores não-patológicos..... | 22 |
| CAPÍTULO 3 - Estimulador Elétrico Programável.....                  | 23 |
| 3.1 - Características.....                                          | 23 |
| 3.2 - Descrição Geral.....                                          | 24 |
| 3.3 - Descrição Detalhada.....                                      | 25 |
| 3.3.1 - Subrotina de estimulação elétrica.....                      | 25 |
| 3.3.2 - Interface.....                                              | 25 |
| 3.3.3 - Unidade Microcomputadorizada Dedicada (U.M.D.).....         | 29 |
| 3.3.4 - Unidade Analógica (U.A.).....                               | 32 |
| CAPÍTULO 4 - Estimulador Acústico Programável.....                  | 36 |
| 4.1 - Características.....                                          | 36 |
| 4.2 - Descrição Geral.....                                          | 36 |
| 4.3 - Descrição Detalhada.....                                      | 38 |
| 4.3.1 - Subrotina de estimulação acústica.....                      | 38 |
| 4.3.2 - Interface.....                                              | 40 |
| 4.3.3 - Unidade Microcomputadorizada Dedicada (U.M.D.).....         | 41 |
| 4.4 - Unidade Analógica (U.A.).....                                 | 50 |
| 4.4.1 - Gerador de estímulos e ruído branco.....                    | 50 |
| 4.4.1.1 - Gerador de tons puros.....                                | 52 |
| 4.4.1.2 - Gerador de pulsos de tom.....                             | 52 |
| 4.4.1.3 - Gerador de estalidos.....                                 | 52 |
| 4.4.1.4 - Gerador de ruído branco.....                              | 53 |
| 4.4.2 - Seletor de estímulos.....                                   | 53 |

|                                                  |    |
|--------------------------------------------------|----|
| 4.4.3 - Controladores de intensidade sonora..... | 54 |
| 4.4.4 - Seletor de canais.....                   | 54 |
| 4.4.5 - Amplificadores de áudio.....             | 56 |
| CAPITULO 5 - Testes dos Estimuladores.....       | 58 |
| 5.1 - Testes em bancada.....                     | 58 |
| 5.2 - Testes experimentais.....                  | 58 |
| CAPITULO 6 - Discussão.....                      | 67 |
| APENDICE.....                                    | 71 |
| REFERÊNCIAS BIBLIOGRAFICAS.....                  | 72 |

## RESUMO

Dois estimuladores foram desenvolvidos como partes de um sistema integrado de instrumentação para potencial evocado (P.E.) baseado num PC-AT. Ambos utilizam o C.P.U. 8085A e estão montados em placas inseridas nos "slots" de expansão. O primeiro é um estimulador elétrico capaz de gerar pulsos de corrente com amplitude, duração e frequência selecionáveis pelo usuário através de um menu. O seu circuito de saída é acoplado opticamente ao restante e é alimentado por um conversor DC-DC, garantindo assim a segurança elétrica dos pacientes. O segundo é um estimulador acústico capaz de gerar quatro tipos de sons: estalidos, tons puros, pulsos de tom e ruído branco. O usuário também pode selecionar, através de outro menu, os parâmetros (forma de onda, intensidade e frequência) e formas de estimulação. Testes preliminares demonstram que este sistema é ideal para clínicas e pequenos hospitais, que poderiam incorporar o P.E. na sua rotina clínica com um pequeno investimento adicional, pois a maioria já tem PCs.

## ABSTRACT

Two stimulators have been developed as parts of an integrated system of instrumentation for evoked potential (E.P.) based on a PC-AT compatible. Both use 8085A microprocessors and are assembled on boards inserted into expansion slots. The first one is an electrical stimulator for evaluating the somatosensory system, capable of generating current pulses with amplitude, duration, and repetition rate selected by the user through a menu included into the main menu of the averager. Its output circuitry is optically coupled to the rest and is powered by a DC-DC converter, thereby assuring electrical safety of patients. The second is an acoustical stimulator for evaluating the auditory system, capable of generating four kinds of sounds: clicks, pure tones, tone bursts, and white noise. Again the user can select, through another menu, the stimulus parameters (waveform, intensity and repetition rate) and determine whether the white noise should be added to either earphone or to both sides for masking purposes. Preliminary tests show this system is ideal for clinics and small hospitals, which can incorporate EPs into their practice with little additional investment, since most already have PCs.

## CAPITULO I

### INTRODUÇÃO

Respostas eletrofisiológicas do sistema nervoso que estão sincronizadas com a aplicação de um estímulo sensorial, isto é, uma excitação elétrica, um som específico ou uma emissão luminosa, são denominados "Potenciais Evocados". Estes potenciais neuro-elétricos podem ser registrados não-invasivamente através de eletrodos na superfície corpórea perto das principais vias nervosas do sistema nervoso periférico ou no couro cabeludo. Os P.E. são classificados, de acordo com o sistema sensorial estimulado, como somatosensorial (P.E.S.), auditivo (P.E.A.) ou visual (P.E.V.).

Os dois métodos clássicos para a análise de distúrbio neuro-sensoriais são a utilização de Raios-X (mais recentemente a tomografia computadorizada - C.T. e a ressonância magnética nuclear - R.M.N.), que fornecem informações anatômicas macroscópicas do sistema nervoso, e o registro da atividade elétrica do sistema nervoso, isto é, a eletroencefalografia - E.E.G., que fornece ao médico apenas informações globais do sistema nervoso e não específicas de um sistema sensorial. Como nenhum dos métodos descritos acima fornece medidas objetivas e quantitativas específicas em relação ao estado funcional das vias e dos centros sensoriais, o uso da técnica de processamento de potencial evocado vem crescendo eminentemente nos países desenvolvidos, que aliado aos outros dois métodos clássicos, possibilita ao médico fazer um diagnóstico mais rápido, preciso e objetivo, determinando assim um tratamento mais adequado para determinadas doenças.

Apesar dos P.E. em seres humanos serem conhecidos há muitos anos, somente nos últimos 15-20 anos com o avanço tecnológico em eletrônica é que foi possível ampliar o uso dos P.E. no diagnóstico de distúrbios neuro-sensoriais. A razão principal desta defasagem estava na dificuldade de se detectar os potenciais evocados, dada a pequena amplitude dos mesmos em relação aos outros potenciais bioelétricos (EEG, ECG, EMG, etc.) e ruídos, ou seja, baixa razão sinal/ruído. Este problema só foi contornado pela utilização de técnicas avançadas de processamento digital de sinais.

Um equipamento básico para provocar e processar P.E. consiste em: estimulador elétrico, auditivo e visual para provocar P.E., eletrodos de registros e de estimulação, pré-amplificador, processador de sinais para melhorar a razão sinal/ruído dos P.E. registrados e unidades de display para apresentar os P.E. processados.

Com os objetivos de contribuir para o avanço tecnológico nacional no setor de instrumentação médica, através do domínio da tecnologia, formar recursos humanos especializados, reduzir os custos de importação e oferecer à classe médica brasileira um equipamento de fácil uso, alta tecnologia e similar aos comercializados no Exterior, decidiu-se desenvolver um Sistema Integrado de Instrumentação para Potencial Evocado.

Este sistema é completamente controlado por um microcomputador compatível ao IBM-PC, por onde o operador do sistema escolhe, via teclado, todos os parâmetros de estimulação, de processamento do sinal e especifica como os P.E. serão apresentados e ainda oferece a versatilidade de armazenamento dos registros obtidos em unidades de disco flexível ou rígido para eventuais comparações no decorrer do tratamento do paciente. A técnica de processamento adotada foi a da promediação, isto é, da média síncrona (WU & WANG, 1990).

O objeto deste trabalho de mestrado foi desenvolver um estimulador elétrico e acústico programável para provocar P.E.S. e P.E.A. e integrá-lo ao Sistema de Instrumentação de P.E..

## CAPITULO 2

### FUNDAMENTOS BIOMEDICOS

#### 2.1 - INTRODUÇÃO

A unidade básica do sistema nervoso (S.N.) é o neurônio, célula excitável especializada em recepção, processamento e transmissão de informações. Os neurônios variam muito na sua forma, mas são basicamente constituídos de: um corpo celular, com núcleo, mitocôndrias e retículo endoplasmático rugoso, um número grande de fibras curtas e ramificadas, os dendritos, e uma fibra mais longa, chamada axônio. Os neurônios sensoriais primários e os motores têm os seus axônios isolados por uma substância eletricamente isolante chamada mielina, que é interrompida em intervalos regulares pelos nódulos de Ranvier, aumentando assim a velocidade de condução ao longo do nervo. Na figura 2.1 está ilustrada o diagrama básico de um neurônio.

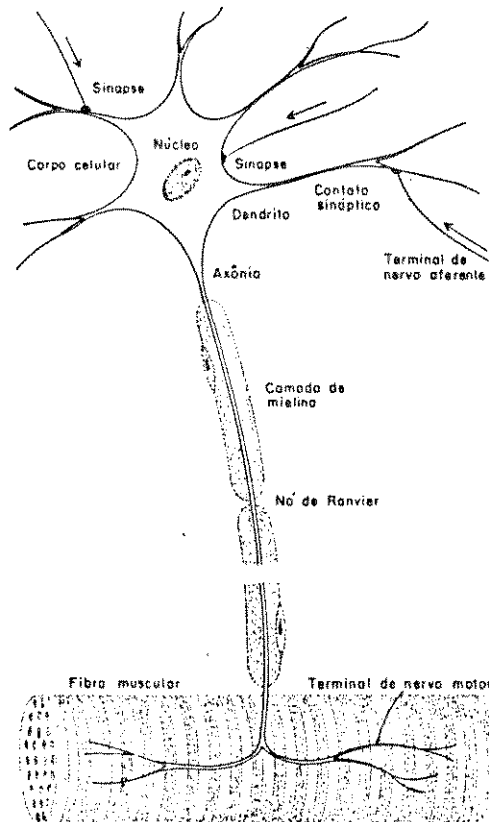


Fig. 2.1 - Diagrama básico de uma célula nervosa (modificado de Katz, 1966).

Na ausência de perturbações externas (estímulos), observa-se entre o meio intra e extracelular do neurônio, que são separados por uma membrana celular semipermeável, uma diferença de potencial em torno de 70 mV, negativa no interior em relação ao exterior, denominada potencial de repouso. Esta diferença de potencial é devida principalmente às diferenças de concentrações dos íons de Na e K entre o meio intra e extracelular.

As informações no S.N. são transmitidas através dos neurônios por impulsos elétricos chamados potencial de ação (P.A.). O P.A. é deflagrado quando ao neurônio é aplicado um estímulo fisiológico ou artificial com magnitude e duração superiores a um certo limiar (potencial de limiar) que despolariza a membrana em consequência de uma variação transitória da permeabilidade da membrana em relação aos íons de Na e K, tornando o meio intracelular mais positivo. Quando a membrana é despolarizada, um impulso nervoso se propaga ao longo da fibra nervosa, sem atenuação do sinal devido à regeneração contínua ao longo da fibra.

As células nervosas se comunicam através de regiões especializadas denominadas sinapses (fig. 2.2). As sinapses são normalmente de caráter químico, isto é, com a chegada de um estímulo nervoso (P.A.) na região pré-sináptica, é secretado pelos botões sinápticos na fenda sináptica um agente químico, podendo ser de caráter inibitório ou excitatório, conhecido como neuro-transmissor. Se o agente químico liberado for de caráter excitatório, um P.A. poderá ser deflagrado, transmitindo assim a informação de uma célula a outra. Se for inibitório, o potencial pós-sináptico é reduzido, dificultando a produção de um P.A.

A propagação do P.A. na sinapse química pode ser comparada a transmissão elétrica por um elemento retificador, isto é, se a soma das cargas excitatórias e inibitórias que chegarem na região pré-sináptica for superior a um certo mínimo (tensão de limiar do diodo), o impulso nervoso será transmitido e em uma única direção (FURSHPAN, 1949).

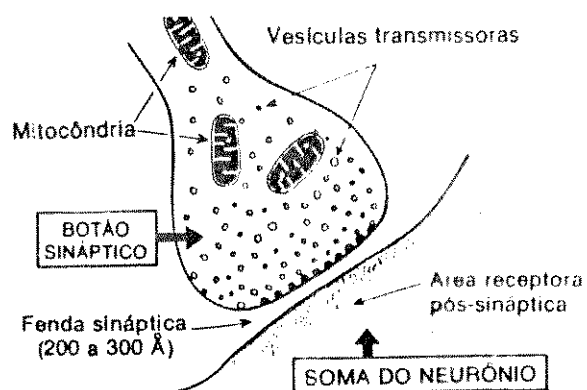


Fig. 2.2 - Anatomofisiologia da sinapse (Fisiologia Humana, Guyton, 1981)

As sinapses em alguns casos podem ser elétricas, ou seja as células nervosas estão acopladas eletricamente por uma distância em torno de 20 a 30 Å (enquanto que a sinapse química está separada por uma distância em torno de 200 Å), de modo que a variação do potencial elétrico em uma célula nervosa pode causar variação do potencial elétrico em uma outra célula nervosa eletricamente acoplada, transmitindo assim a informação neural.

Quando o P.A. se propaga ao longo de uma fibra nervosa, observa-se um fluxo de correntes iônicas através da membrana e do meio que a envolve, ativando assim toda uma região, chamada volume condutor. Os tecidos que suportam estas correntes são chamados fontes ativas ou geradoras. A somatória dos potenciais de ação gerados dentro de um volume condutor específico devido a um estímulo (somatosensorial, auditivo e visual) são denominados Potencial Evocado (P.E.). As características do P.E. (forma de onda, amplitude e latência) variam significativamente em relação a vários fatores não patológicos, tais como: tipo de estímulo utilizado, isto é, somatosensorial, auditivo ou visual, região de captação, temperatura, grau de maturação, parâmetros de estimulação, agentes farmacológicos, etc., como fatores patológicos existentes tanto no S.N.C. como no S.N.P. Devido a estes fatores, as características do P.E. variam numa faixa muito ampla como: amplitudes de décimos a dezenas de microV, latências (i.e., o período entre início da estimulação e o primeiro sinal captado do P.E. registrado) de décimos a centenas de ms e as formas de onda são as mais diversas.

As melhores posições para os registros de P.E. foram determinadas empiricamente e classificadas em registros de campo próximo ("near field"), em que pelo menos um dos eletrodos de registros se encontra adjacente às fontes geradoras (fontes ativas), como nos registros de P.E. no córtex cerebral, e registro de campo distante ("far field"), em que nenhum dos eletrodos de registro se encontra adjacente às fontes geradoras, como nos registros de P.E. no tronco encefálico. Estes tipos de registro estão ilustrados na fig. 2.3 (NUWER, 1982).

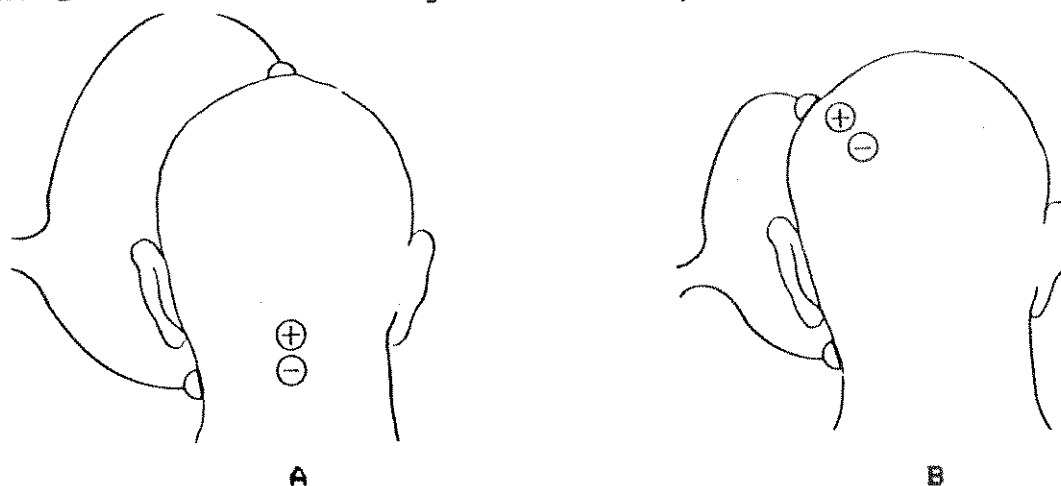


Fig. 2.3 - Tipos de registro de P.E. (NUWER, 1982)

A-) registro de campo distante      B-) registro de campo próximo

## 2.2 SISTEMA INTEGRADO DE INSTRUMENTAÇÃO PARA P.E.

O sistema integrado para provocar e processar P.E. está ilustrado na fig. 2.4. Este sistema é composto basicamente de 3 subsistemas: estimulação, captação e controle-processamento. O sistema é inteiramente controlado por um microcomputador compatível ao IBM-PC, que se comunica com os subsistemas de estimulação e captação nos "slots" e é capaz de processar até 4 canais simultaneamente.

### 2.2.1 - SUBSISTEMA DE ESTIMULAÇÃO

O subsistema de estimulação é composto de 3 estimuladores: elétrico, para provocar potencial evocado somatosensorial (P.E.S.), acústico, para provocar potencial evocado auditivo (P.E.A.) e óptico, para provocar potencial evocado visual (P.E.V.). Os estimuladores elétrico e acústico são programáveis e estão acondicionados em duas placas de circuito impresso inseridas em "slots" do microcomputador, e o estimulador óptico é acondicionado fora do microcomputador. Os estimuladores elétrico e acústico se comunicam com o IBM-PC através de uma interface paralela baseada no chip 8255, por onde recebem os parâmetros de estimulação escolhidos pelo operador do sistema, através de um menu de opções, e enviam sinais de sincronismo para o subsistema de processamento, sinalizando o instante de aplicação do estímulo. O estimulador óptico é o único não-programável por software, mas através de uma interface paralela envia os sinais de sincronismo para o sistema de potencial evocado.

### 2.2.2 - SUBSISTEMA DE CAPTAÇÃO

Este subsistema é constituído pelos: eletrodos de registros, 4 pré-amplificadores e 4 filtros. Os eletrodos normalmente utilizados para o registro de P.E. são de prata ou platina cobertos eletroliticamente de cloreto de prata (Ag-AgCl). Como a amplitude dos P.E. é extremamente baixa (i.e., na ordem de 0,5 a 50 microV) é necessário amplificar este sinal até um valor mínimo para fazer a conversão analógica/digital e processamento. O primeiro estágio de amplificação é constituído de amplificadores diferenciais por apresentarem alta rejeição de modo comum, alta impedância de entrada e baixa impedância de saída. Acoplado a este estágio tem-se amplificadores de alto ganho, podendo chegar até 100.000 vezes, e filtros passa faixa com banda passante entre 1Hz e 10 kHz, para atenuar os ruídos fora da faixa de frequência do sinal de interesse. Um ajuste inadequado da banda passante do filtro pode provocar erros nas medidas de amplitude e latência dos sinais (NUWER, 1982). Todo o estágio de pré-amplificação e

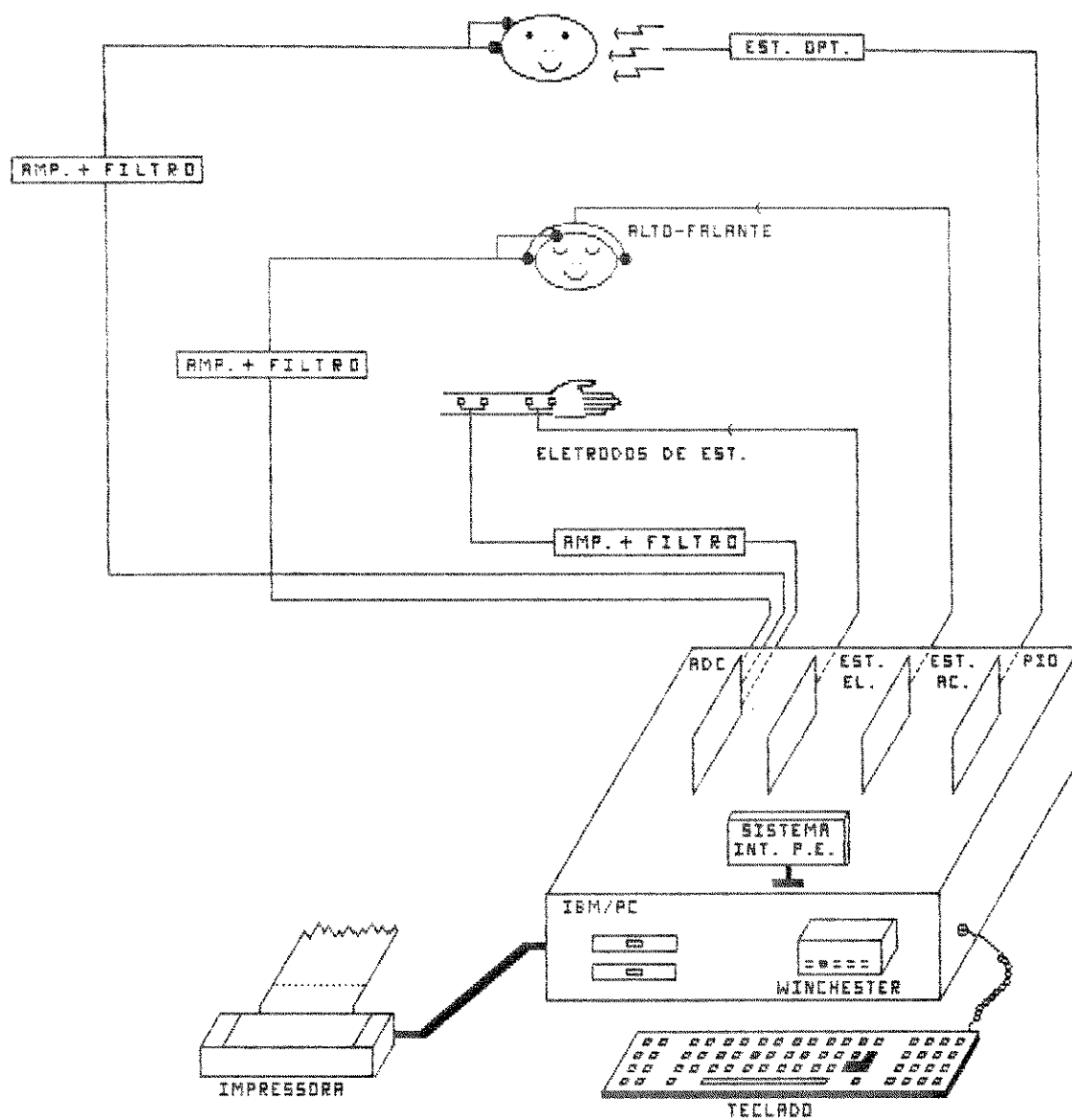


Fig. 2.4 - Sistema integrado de instrumentação para P.E.

Filtragem é alimentado por baterias e isolado opticamente para proteger os pacientes contra riscos de eventuais choques elétricos provenientes do sistema de instrumentação.

### 2.2.3 - SUBSISTEMA DE CONTROLE-PROCESSAMENTO

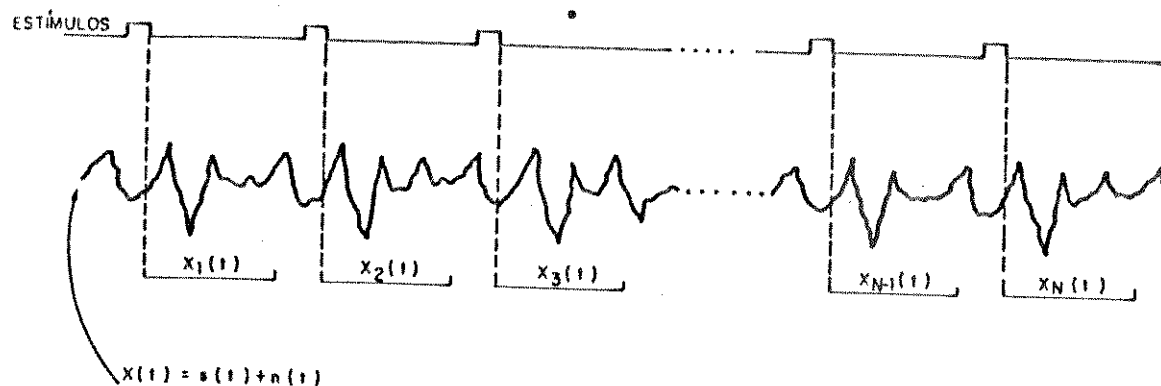
Após o registro, a amplificação e a filtragem do P.E., ele é digitalizado por um conversor analógico-digital de 10 bits com "Direct Memory Access" (D.M.A.). Por ter pequena amplitude, o P.E. é frequentemente mascarado por ruídos de fundo, como atividades bioelétricas (EEG, EMG e ECG), ruídos elétricos randômicos provenientes de componentes eletrônicos no estágio de amplificação e filtragem, e ruídos gerados pela rede elétrica. Para que o P.E. possa ser melhor avaliado, foram propostos vários métodos a fim de se obter a melhor estimativa da forma de onda do P.E. (RUCHKIN E GLASER, 1976). O método mais utilizado é o da promediação ("synchronous averaging") por apresentar bons resultados e não necessitar grande capacidade de memória e processamento, podendo ser desenvolvido em microprocessadores de 8 bits ou 16 bits, o que resulta em boa relação custo/benefício.

Este método está ilustrado na figura 2.5 e consiste em: 1-) aplicar uma série de estímulos idênticos ao paciente, 2-) dividir em segmentos consecutivos o potencial captado pelos eletrodos, usando os instantes de aplicação dos estímulos (sinal de sincronismo enviado pelos estimuladores) como delimitadores dos segmentos, 3-) somar os segmentos e 4-) calcular a média.

Após o término da promediação, os resultados podem ser apresentados na tela do vídeo, registrados em um "plotter" gráfico ou armazenados em unidades de disco flexível para eventuais estudos posteriores. Na unidade de disco rígido ou disquete do sistema está armazenado todo o seu software que contém: menus de estimulação, promediação e display, programa para transferência dos parâmetros de estimulação e programa de promediação.

### 2.3 - APLICAÇÕES CLÍNICAS DO POTENCIAL EVOCADO

O diagnóstico clínico auxiliado pela técnica de P.E. tem sido utilizado em diversas especialidades da medicina tais como neurologia (diagnóstico de: morte cerebral, traumas cranianos, doenças desmielinizantes, doenças neuro-musculares, lesões em nervos periféricos e da medula espinhal), neurocirurgia (monitoração da integridade das vias sensoriais durante o ato cirúrgico e no pós-operatório), audiologia (detecção e localização de tumores acústicos e avaliação do limiar de audição), ortopedia (monitoração da coluna espinhal durante procedimentos cirúrgicos e avaliação de traumas na coluna espinhal), oftalmologia (ambliopia, neurite

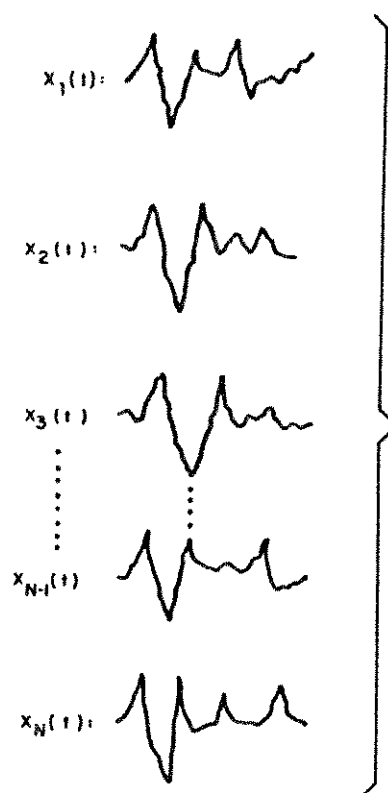


$X(t)$  : SINAL CAPTADO

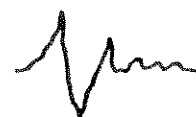
$s(t)$  : RESPOSTA AO ESTÍMULO

$n(t)$  : RUÍDO

$N$  : NÚMERO DE ESTÍMULOS



$$\hat{S}(t) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i(t) \Rightarrow \hat{S}(t)$$



RESPOSTA PROMEDIADA

Fig. 2.5 - Ilustração do método de promediação convencional (Costa, E.T., 1984)

óptica), U.T.I. (diagnóstico diferencial de patologias centrais e periféricas e determinação do grau de maturação e degeneração).

## 2.4 - POTENCIAL EVOCADO SOMATOSENSORIAL (P.E.S.)

Potencial evocado somato-sensorial (PES) por estimulação elétrica do nervo mediano é a resposta elétrica produzida pela ativação do plexo braquial, raízes C6-7, medula cervical, sistema lemniscal do tronco cerebral, tálamo e córtex sensorial (GUERREIRO, 1982). Os P.E.S. podem também ser provocados por estímulos mecânicos como pressão, normalmente aplicado no nervo digital. Os estímulos mais recomendados são pulsos de corrente elétrica com frequência entre 4 Hz a 7 Hz e duração na faixa de 0,1 a 0,5 ms (AEEGS, 1984). Os eletrodos de estimulação utilizados são de aço inox ou borracha condutiva com área de contato em torno de 10 cm<sup>2</sup>, para que a densidade de corrente na região de estimulação seja mínima, reduzindo riscos de danos à pele.

Na prática a intensidade e a duração são ajustadas para cada paciente, fixando-se a duração do pulso em torno de 0,1 a 2,0 ms, e aumentando-se gradativamente a intensidade, até observar contrações em músculos próximos à região estimulada, como as contrações dos dedos no caso da estimulação do nervo mediano, ou uma leve dorsi-flexão do pé no caso da estimulação no nervo peroneal (CHIAPPA, 1982). As taxas de estimulação são selecionadas de acordo com o período de recuperação das funções do P.E.S.. Para o melhor ajuste, deve-se verificar empiricamente ou procurar na literatura o tempo de recuperação. Por exemplo, caso a estimulação for no nervo mediano e o registro no córtex cerebral específico, o tempo de recuperação é da ordem de 200 ms (STARR, 1978), correspondendo a uma frequência de 5 Hz. Portanto, não se deve estimular a uma frequência superior a esta, pois a estimulação estaria caindo dentro do período refratário do P.E.S., provocando alterações nas medidas de latências e amplitudes, induzindo assim a um diagnóstico errôneo.

Para a estimulação ser a mais eficiente possível, isto é, para que as membranas das fibras nervosas no entroncamento nervoso estimulado despolarizem e deflagrem P.A., os pólos (catodo e anodo) dos eletrodos de estimulação devem estar em cima do entroncamento nervoso estimulado, separados por uma distância em torno de 2 cm, com sentido anodo-catodo apontando para o mesmo sentido em que se deseja que o P.A. seja conduzido. Normalmente utiliza-se um eletrodo terra na face contralateral dos eletrodos de estimulação para diminuir os artefatos de estímulo e evitar riscos de eventuais choques elétricos (NICOLET INSTRUMENTS, 1979).

Os P.E.S. podem ser aplicados e registrados em diversas regiões do corpo humano, como pode ser visto na fig. 2.6. A seguir serão descritas as principais características e aplicações clínicas dos P.E.S. em relação à região de captação e ao nervo estimulado.

#### 2.4.1 - Nervo digital

Os P.E.S. provocados por força mecânica no nervo digital (dedo indicador) podem ser captados no punho, na axila ou no "Erb's point", mas são de pouca utilidade por ativar apenas um número restrito de elementos neurais (receptores) e por provocar P.E. de baixa amplitude, dificultando o seu processamento (STARR, 1982). Estes P.E.S. são muito utilizados na avaliação de receptores neurais e no estudo de neuropatias periféricas em pacientes diabéticos (STARR, 1982).

#### 2.4.2 - Nervo mediano

São P.E.S. provocados por pulsos de corrente aplicados ao punho do paciente. Quando são captados ao longo das vias aferentes do S.N.P., normalmente nos entrocamentos da axila e no "Erb's point" apresentam P.E. de curta latência, que variam na faixa de 4 a 10 ms (DESMEDT, 1982) e são utilizados quando se deseja medir a velocidade de condução das vias nervosas, avaliar a integridade das vias nervosas periféricas, detectar e localizar as lesões nas vias nervosas periféricas (STARR, 1978).

Estes P.E.S. quando registrados na medula óssea, na região do plexo braquial, cervical e do tronco encefálico, apresentam P.E. de curta latência e pequenas amplitudes, necessitando um grande número de amostras (8.000) para se obter um resultado satisfatório (STARR, 1978). São normalmente usados para monitorar a função da medula espinhal em cirurgias de laminectomia na remoção de tumores da medula (STARR, 1978), na avaliação funcional da medula espinhal e de lesões do plexo braquial (JONES, 1979).

Os P.E.S. registrados no córtex sensorial e tálamo são P.E. de curta e média latência (15-65 ms), atingindo amplitudes máximas quando registradas no córtex sensorial motor primário contralateral ao membro estimulado (STARR, 1978) e são utilizados na detecção de lesões cerebrais (STARR, 1978) e avaliação da integridade motora (CELESIA, 1979).

Quando os P.E.S. são captados no córtex não específico, apresentam componentes de latências médias (60 ms) e longas (140-160 ms), distribuídas em ambos os hemisférios do cérebro (STARR, 1978) e são utilizados para avaliar o tempo de condução em pacientes comatosos (HUME, 1978).

#### 2.4.3 - Nervo peroneal

São P.E.S. provocados por pulsos de corrente aplicados na fossa poplíteia, registrados normalmente na coluna espinhal entre o plexo lombar e cervical, no tronco encefálico ou no córtex cerebral. Apresentam P.E. com forma de onda tipo "W" com latências

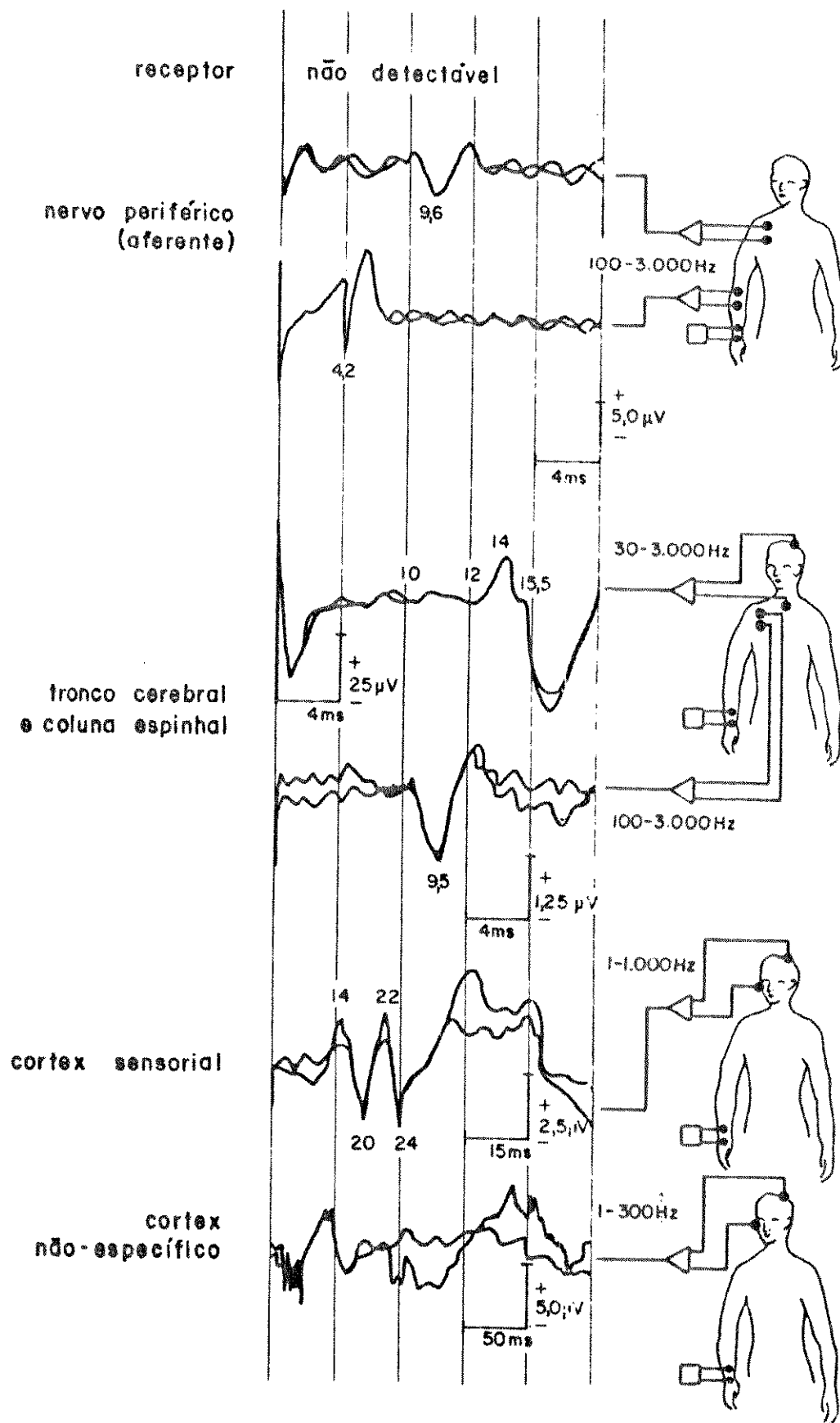


Fig. 2.6 - P.E.S. provocados por pulsos de corrente elétrica no nervo mediano (modificado de STARR, 1978)

médias (35 ms), entre a fossa poplíteia e o córtex cerebral (PEROT, 1973) e são utilizados para detectar lesões na coluna espinal (PEROT, 1973) e na avaliação de pacientes com esclerose múltiplas (CHIAPPA, 1982).

#### 2.4.4 - Nervo posterior tibial

Estes P.E.S. são provocados pela aplicação de pulsos de corrente no calcanhar lateral e registrados nas fibras nervosas aferentes periféricas inferiores, na coluna espinal, no tronco encefálico e no córtex cerebral e normalmente são de média latência na faixa de 50 ms (AEEGS, 1984). São muito utilizados na detecção de lesões na região do pescoço que envolve os segmentos da vértebra cervical 15 a 17, o que não é possível pela estimulação no nervo mediano devido às suas ligações anatômicas e na monitoração da coluna espinal em casos de fraturas (PEROT, 1982).

### 2.5 - VARIAÇÕES DO P.E.S. EM RELAÇÃO A FATORES NÃO PATOLÓGICOS

Temperatura: qualquer diminuição da temperatura dos tecidos que envolvem o S.N.P. provoca um aumento na latência do P.E.S (DESMEDT, 1982).

Estágio de sono: as latências e as amplitudes dos P.E.S. cerebrais variam sistematicamente com os vários estágios de sono (STARR, 1978).

Grau de maturação: as amplitudes dos P.E.S. são geralmente maiores em recém nascidos e em crianças jovens (até 4 anos), pois a amplitude varia inversamente proporcional ao quadrado da distância percorrida pelo sinal desde o local de estimulação até a região de captação. As latências também variam consideravelmente em relação ao grau de maturação, sendo menores em adultos, pois as fibras nervosas nestes estão mais mielinizadas.

Agentes anestésicos, pressão sanguínea, pH, irrigação sanguínea: flutuações transientes nas latências e amplitudes do P.E.S. são observadas durante a monitoração da função neural em partes críticas de neurocirurgias, onde estes parâmetros variam significativamente (STARR, 1977).

Intensidade de estímulo: um aumento da intensidade de estímulo até um certo limiar resulta em aumento das amplitudes e diminuição das latências dos P.E.S. (CHIAPPA, 1982).

## 2.6 - POTENCIAIS EVOCADOS AUDITIVOS (P.E.A.)

Os P.E.A. são respostas eletrofisiológicas das vias nervosas auditivas provocados por estímulos acústicos aplicados através de alto-falantes ou fones de ouvido em um ouvido (monoaural) ou nos dois simultaneamente (binaural). Os registros do P.E.A. podem ser tanto de campo próximo ("near field"), onde o eletrodo ativo é colocado no canal auditivo ou no ouvido médio (eletrococleograma-ECOCHG), como de campo distante ("far field"), onde o eletrodo ativo é colocado no vértex da cabeça (potencial evocado do tronco cerebral - B.S.E.P.) (NUWER, 1982). Em ambos os casos, um ou dois eletrodos de referência são utilizados, e são normalmente colocados no processo mastóide, nos lobos auriculares ou na região posterior auricular. Apesar de ambos os registros de P.E.A. oferecerem medidas confiáveis, o ECOCHG tem sido relegado ao segundo plano por ser um método invasivo e necessitar anestesia local para a colocação dos eletrodos (DARRELL, 1980), tornando-se assim o B.S.E.P. a técnica mais utilizada na prática clínica.

Alguns P.E.A. receberam nomes especiais (DAVIS, 1976) como:

Microfônico Coclear (C.M.): respostas A.C. geradas principalmente pelas células ciliares no Órgão de Corti. Este potencial reproduz eletricamente as vibrações mecânicas da membrana basilar dentro de certos limites de intensidade. O C.M. pode ser utilizado como indicador das funções das células ciliares e do estado da cóclea.

Potencial de Somação (S.P.): resposta D.C. gerada pelo Órgão de Corti. O S.P. apresenta uma relação complexa com a função coclear, não podendo ser utilizado como indicador de patologias na cóclea.

Resposta de Frequência Seguida (F.F.R.): resposta A.C. gerada em vários núcleos do tronco encefálico.

Potencial Cortical Primário: gerado no córtex cerebral auditivo.

Contingente de Variação Negativa: um desvio D.C. bastante retardado que aparece em certas situações entre um sinal de alerta e um estímulo esperado.

Os P.E.A. podem ser classificados com base em suas latências, conforme pode ser visto na tabela 1. Para melhor interpretação das ondas de P.E., foi padronizado que se o eletrodo ativo for mais positivo que o eletrodo de referência a onda deve ser indicada por P, caso contrário por N. Estes índices são normalmente seguidos por um número que representa a latência da onda.

## 2.7 - ESTIMULOS AUDITIVOS

Os estímulos auditivos mais utilizados na prática clínica são estalidos, pulsos de tom ("tone bursts"), logon e o ruído branco, que estão apresentados na fig. 2.7.

### 2.7.1 - Estalidos

Os estalidos são estímulos acústicos obtidos pela aplicação de pulsos estreitos de tensão em um alto-falante ou em fone de ouvido. A maior desvantagem dos estalidos é de apresentar uma densidade espectral de energia não uniforme, estimulando assim várias regiões dos órgãos sensoriais auditivos, dificultando o diagnóstico clínico quando se deseja avaliar a função auditiva em relação a uma determinada frequência. Outro inconveniente na sua utilização é a de introduzir distorções nos transdutores eletro-acústicos, ouvido externo e no mecanismo ossicular devido às suas frequências de ressonância. Mas por outro lado, eles apresentam a vantagem de ser de fácil produção e provocar P.E.A. de grandes amplitudes. Estes estímulos têm sido muito utilizados quando se deseja verificar se um ouvido produz P.E.A. ou se ele está completamente incapacitado, e quando há interesse em se medir as latências do P.E.A. (DAVIS, 1976).

### 2.7.2 - Pulsos de tom

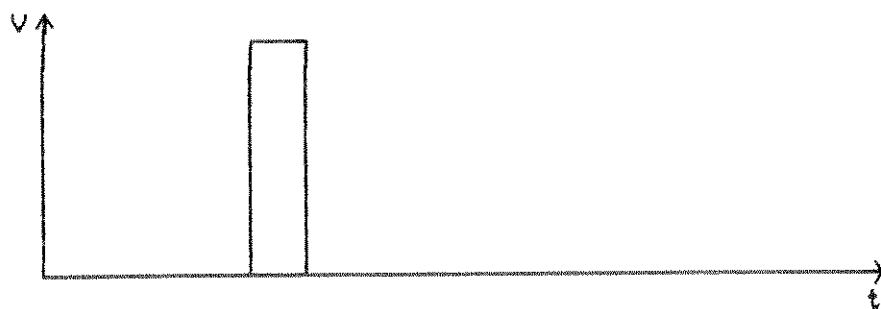
Os pulsos de tom ("tone bursts") são obtidos pela modulação de um tom puro (senóide) por uma onda trapezoidal. Os pulsos de tom com duração de 200 ms ou mais apresentam uma energia acústica bastante concentrada na frequência do tom, permitindo assim avaliar a sensibilidade do ouvido a diversas frequências (DAVIS, 1976).

Como o B.S.E.P. e o ECOCHG apresentam latências na ordem de 0,5 ms, há necessidade de um compromisso entre os estalidos que apresentam rápido tempo de subida e os pulsos de tom, para que todas as unidades individuais do sistema auditivo (i.e.; de frequências de sintonias distintas) sejam sincronizadas simultaneamente e para que a estimulação apresente boa seletividade em frequência. Este compromisso é obtido pelos "tone pips" que são pulsos de tom com um ou dois ciclos de senóide de tempo de subida e descida e não mais de um ciclo de senóide de platô começando e terminando na mesma fase.

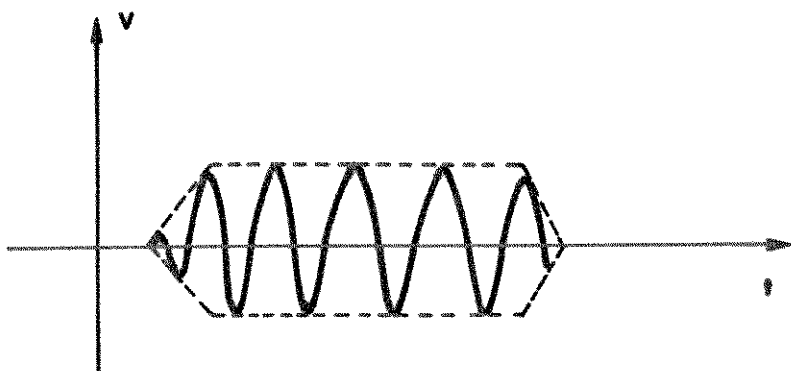
Um outro estímulo, denominado "Logon", que apresenta um bom compromisso entre os estalidos e os tons puros foi descrito em detalhes matemáticos por Garbor (1947). Este sinal é obtido pela

|                                      | CLASSE    | LATENCIA (ms)          | MELHOR RESPOSTA                                                                                                                                                                                                                                                        |
|--------------------------------------|-----------|------------------------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| ELETROCOCLEOG.                       | PRIMEIRAS | 0<br>1 - 4             | POTENCIAL DE SOMACAO<br>MICROFONICO COCLEAR<br>N <sub>1</sub>                                                                                                                                                                                                          |
| POTENCIAL DE SOMACAO<br>NA<br>COCLEA | CURTAS    | 2 - 12                 | P <sub>6</sub>                                                                                                                                                                                                                                                         |
|                                      | MEDIAS    | 12 - 50                | P <sub>35</sub>                                                                                                                                                                                                                                                        |
|                                      | LONGAS    | 30 - 300<br>200 - 800  | <div> <div>N<sub>90</sub> - P<sub>180</sub> - N<sub>250</sub></div> <div>POTENCIAL MANTIDO</div> <div>P<sub>200</sub> - N<sub>300</sub> , N<sub>600</sub></div> <div>P (uma variacao negativa-positiva que cruza a linha de base zero ao redor de 600 ms)</div> </div> |
|                                      | TARDIAS   | 250 - 600<br>DESVIO DC | P <sub>300</sub><br>CONTIG. DE VARIACAO NEGAT.                                                                                                                                                                                                                         |

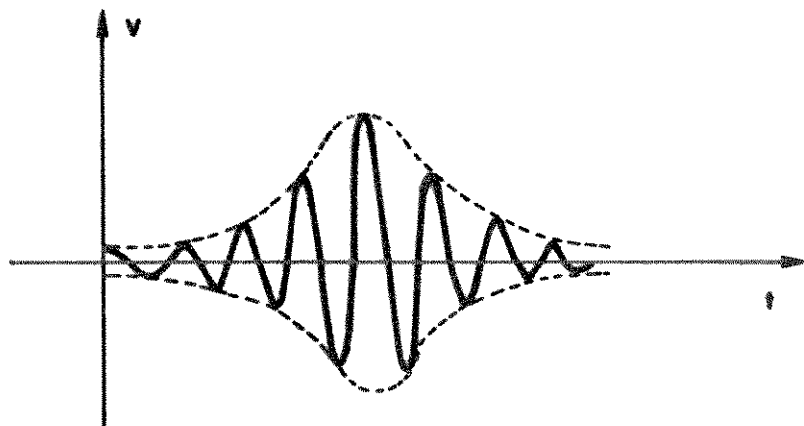
TABELA I - Classificação dos P.E.A. em relação a suas latências (DAVIS, 1976).



A



B



C

Fig. 2.7 - Tipos de estímulos acústicos

A-) Estalidos

B-) Pulsos de Tom

C-) Logon

modulação de um tom puro por uma distribuição gaussiana onde a "duração" do estímulo é definida pelo desvio padrão da distribuição. Este estímulo apresenta uma boa precisão em tempo e boa seletividade em frequência, podendo ser considerado como uma boa aproximação dos "tone pips" (DAVIS, 1976).

### 2.7.3 - Mascaramento por ruído branco

É recomendado que o ouvido contralateral (o não estimulado) seja mascarado por ruído branco de intensidade 60 dB S.P.L. ("Sound Pressure Level"), para eliminar as respostas de "crossover", isto é, respostas originadas no ouvido contralateral provocadas pela condução do som pelos ossos e ar, possibilitando assim avaliar com maior precisão as funções do sistema auditivo de cada um dos ouvidos separadamente (AEEGS, 1984).

Os P.E.A. podem ser registrados em diversas regiões do S.N.C. como mostra a fig. 2.8 e, a seguir, será feito um breve sumário dos diversos P.E.A. em relação às regiões de captação.

Os P.E.A. provocados por pulsos de tom e registrados na cóclea ou no VIII nervo (nervo vestibulo-coclear) são de curta latência (1 a 2 ms), utilizados principalmente na avaliação da função coclear (STARR, 1978).

Os potenciais evocados do tronco cerebral (B.S.E.P.), são os mais utilizados na prática clínica para a detecção de neuromas acústicos, doenças desmielinizantes (CHIAPPA, 1982). São normalmente provocados por estalidos ou por pulsos de tom e apresentam pequenas amplitudes (menores que 1 microV) e latências na ordem de 20 ms. Os P.E.A. do tronco cerebral provocados por pulsos de tom com frequências do tom inferiores a 1 kHz recebem o nome de Resposta Seguida de Frequência ("Frequency Following Response - F.F.R.") e são P.E.A. com pequenas amplitudes e latências na faixa de 10 a 15 ms e seguem a frequência do estímulo se a frequência do tom for menor que 1 kHz (STARR, 1978). Este tipo de P.E.A. é muito utilizado quando se deseja avaliar o grau de audição (VIVION, 1980).

Quando os P.E.A. são provocados por "tone pips" e registrados no córtex específico, apresentam latências na faixa de 10 a 50 ms com amplitudes inferiores a 2 microV (STARR, 1978). Clinicamente estes P.E.A. são pouco usados, mas há forte evidência de que estes potenciais estejam relacionados com as atividades elétricas do tálamo e com as atividades auditivas primárias do córtex (DAVIS, 1976). Na avaliação de funções cognitivas, os P.E.A. são provocados por pulsos de tom com duração inferior a 30 ms, registrados no córtex não-específico (DAVIS, 1976) e apresentam latências longas na faixa de 50 a 500 ms e amplitudes na faixa de 5 a 50 microV (STARR, 1978).

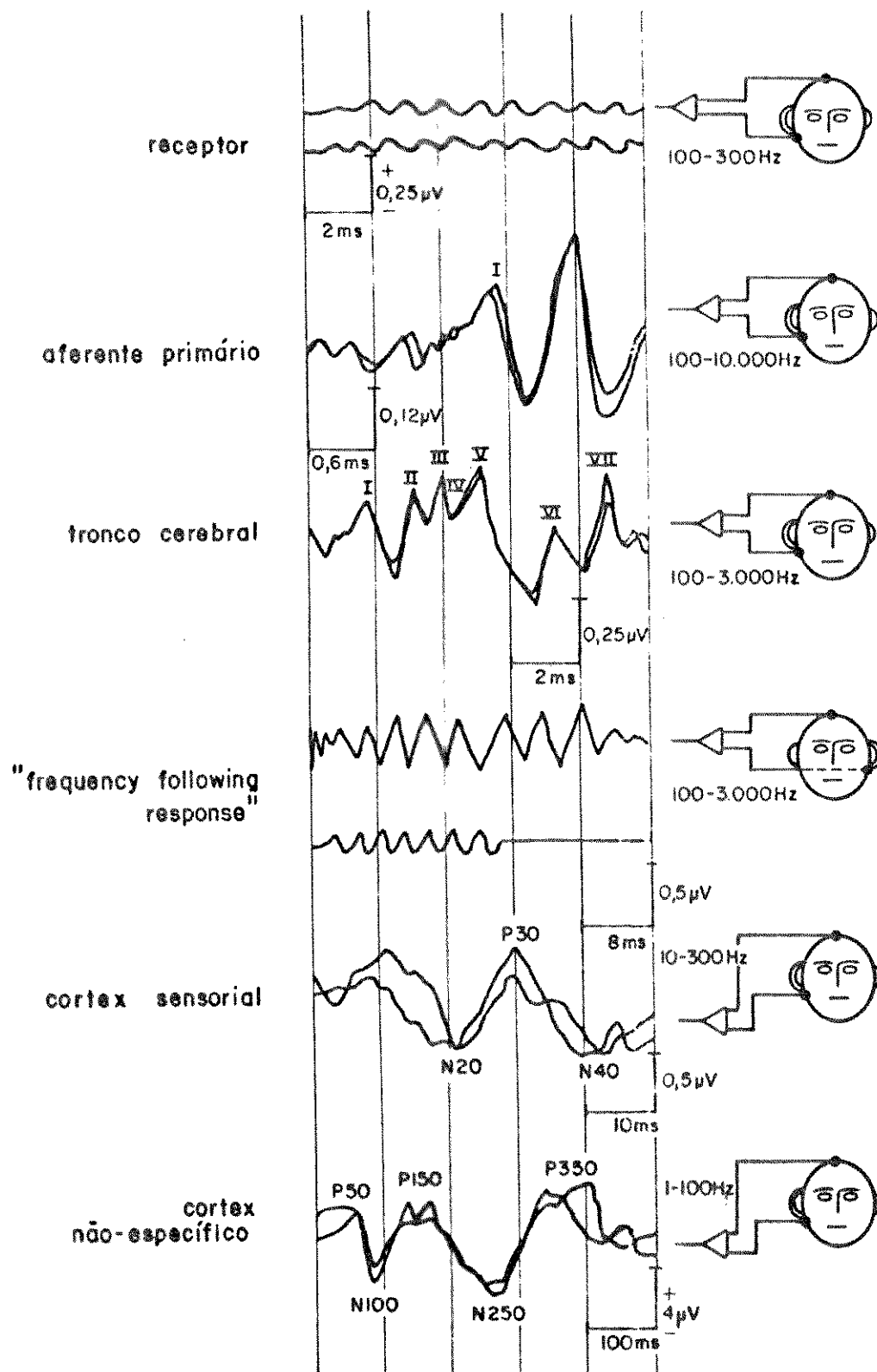


Fig. 2.8 - P.E.A. registrado em diversas regiões do S.N.C.  
(adaptado de STARR, 1978)

## 2.8 - VARIAÇÕES DO P.E.A. EM RELAÇÃO A FATORES NÃO PATOLÓGICOS

Intensidade do estímulo: está associada tanto ao aumento da amplitude como à diminuição da latência dos potenciais do coclear microfônico, do nervo vestibulo-coclear e do tronco encefálico (STARR, 1978).

Frequência do estímulo: os P.E.A. variam significativamente em relação à frequência do estímulo. Os potenciais do tronco encefálico respondem com maior facilidade aos estalidos com energia espectral acima de 2 kHz. Em contraste, os potenciais de "F.F.R." somente respondem a frequências de tom abaixo de 1 kHz. Os potenciais de média e longa latência são relativamente independentes da frequência do estímulo (STARR, 1978).

Taxa de estimulação: todos os P.E.A. são alterados pela taxa de estimulação. As amplitudes das ondas I a III do B.S.E.P. são significativamente alteradas com estalidos de frequência de estimulação superiores a 20 Hz, enquanto a onda V é pouco afetada (STOCKARD, 1982). Os P.E.A. de longa latência diminuem em amplitude, se a frequência de estimulação for maior que 0,1 Hz (STARR, 1978).

Modo de estimulação: a estimulação binaural provoca um aumento nas amplitudes das ondas III a V do B.S.E.P., quando comparadas com a monoaural (STOCKARD, 1978).

Fase do estímulo: normalmente as latências da onda V do B.S.E.P. não variam com a fase do estímulo, enquanto que as latências das outras ondas, especialmente a IV, tendem a diminuir com a rarefação e aumentar com a condensação do ar no canal auditivo (STOCKARD, 1978).

Temperatura: as latências entre os intervalos de pico ("Inter Peak Latency - I.P.L.") das ondas do B.S.E.P. aumentam com a diminuição da temperatura, similar às produzidas por pacientes que apresentam lesões no S.N.C. (STOCKARD, 1978).

Grau de maturação: observa-se uma diminuição sistemática das latências do B.S.E.P. com relação ao grau de maturação, atingindo os valores observados em adultos após 1 a 2 anos de idade (STARR, 1978).

Estágio de atenção e sono: o estado de atenção ao estímulo aumenta a amplitude dos P.E.A., mas não afeta outros tipos de P.E.A., o mesmo ocorre quanto ao estado de sono (STARR, 1978).

Agentes anestésicos: drogas como serotonina, acetilcolina e algumas outras alteram a amplitude das ondas do B.S.E.P., porque elas interferem na liberação de neuro-transmissores específicos que envolvem os geradores do B.S.E.P. (STOCKARD, 1978).

## CAPITULO 3

### ESTIMULADOR ELETRICO PROGRAMAVEL

#### 3.1 - CARACTERISTICAS

O estimulador elétrico tem a função de provocar potenciais evocados somato-sensoriais, através da passagem de pulsos retangulares de corrente (fig.3.1) sobre a pele por meio de eletrodos específicos. Tanto as características técnicas do estimulador como os parâmetros de estimulação foram definidos com base em literatura especializada (CRACCO, 1973; CRACCO e CRACCO, 1976; STARR, 1978; DESMEDT, 1981; ANZISKA, 1981) e são aqui descritas:

a - circuito com proteção contra choques elétricos com isolação óptica e eletromagnética, para garantir segurança do paciente e do operador;

b - parâmetros de estimulação:

I-) frequência de estimulação (F): de 0,1 a 10 Hz, em incrementos de 0,1 Hz;

II-) duração do pulso (T): de 0,1 a 5 ms, em incrementos de 0,1 ms;

III-) intensidade do pulso (A): de 1 a 20 mA, em incrementos de 1 mA;

IV-) componente C.C. nula.

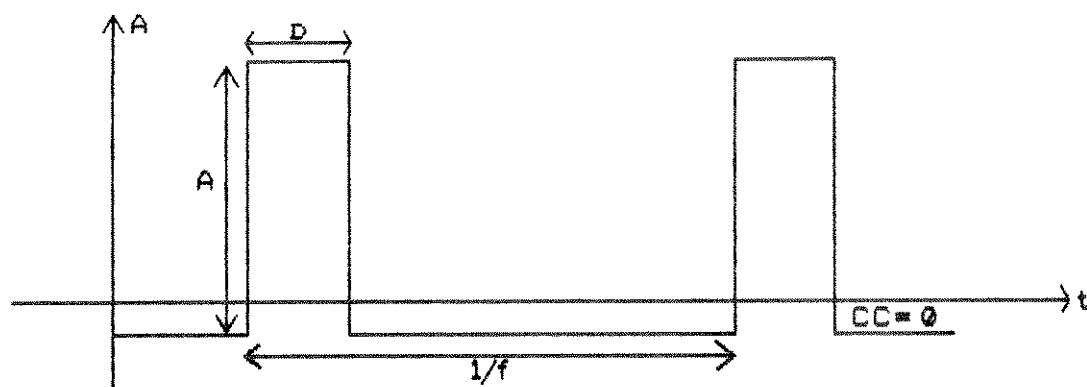


Fig. 3.1 - Pulso de corrente utilizado para provocar P.E.S.

### 3.2 - DESCRIÇÃO GERAL

O diagrama de blocos do subsistema de estimulação elétrica está representado na figura 3.2. Quando o operador do Sistema Integrado de Potencial Evocado (S.I.P.E.) opta pela estimulação elétrica, o programa de promediação chama a subrotina de estimulação elétrica que exibe o menu de opções para que o operador escolha os parâmetros de estimulação elétrica. Após escolhidos e conferidos os parâmetros desejados, esta subrotina programa a interface do subsistema de estimulação elétrica, inicializa a Unidade Microcomputadorizada Dedicada (U.M.D.) e transfere para o subsistema de estimulação o protocolo de dados referente aos parâmetros de estimulação elétrica escolhidos. Em seguida, C.P.U. da U.M.D. recebe um sinal de interrupção que ao ser reconhecido desvia o programa residente em EPROM para a rotina que inicializará a estimulação. Os sinais digitais gerados pela U.M.D. são isolados opticamente da Unidade Analógica (U.A.) do subsistema e convertidos em pulsos de corrente através de uma conversão digital-analógica, seguida por outra de tensão para corrente. Toda a U.A. é alimentada pelas tensões do conversor DC/DC. O subsistema de estimulação elétrica envia um sinal de sincronismo ao S.I.P.E. a cada borda de subida do estímulo aplicado.

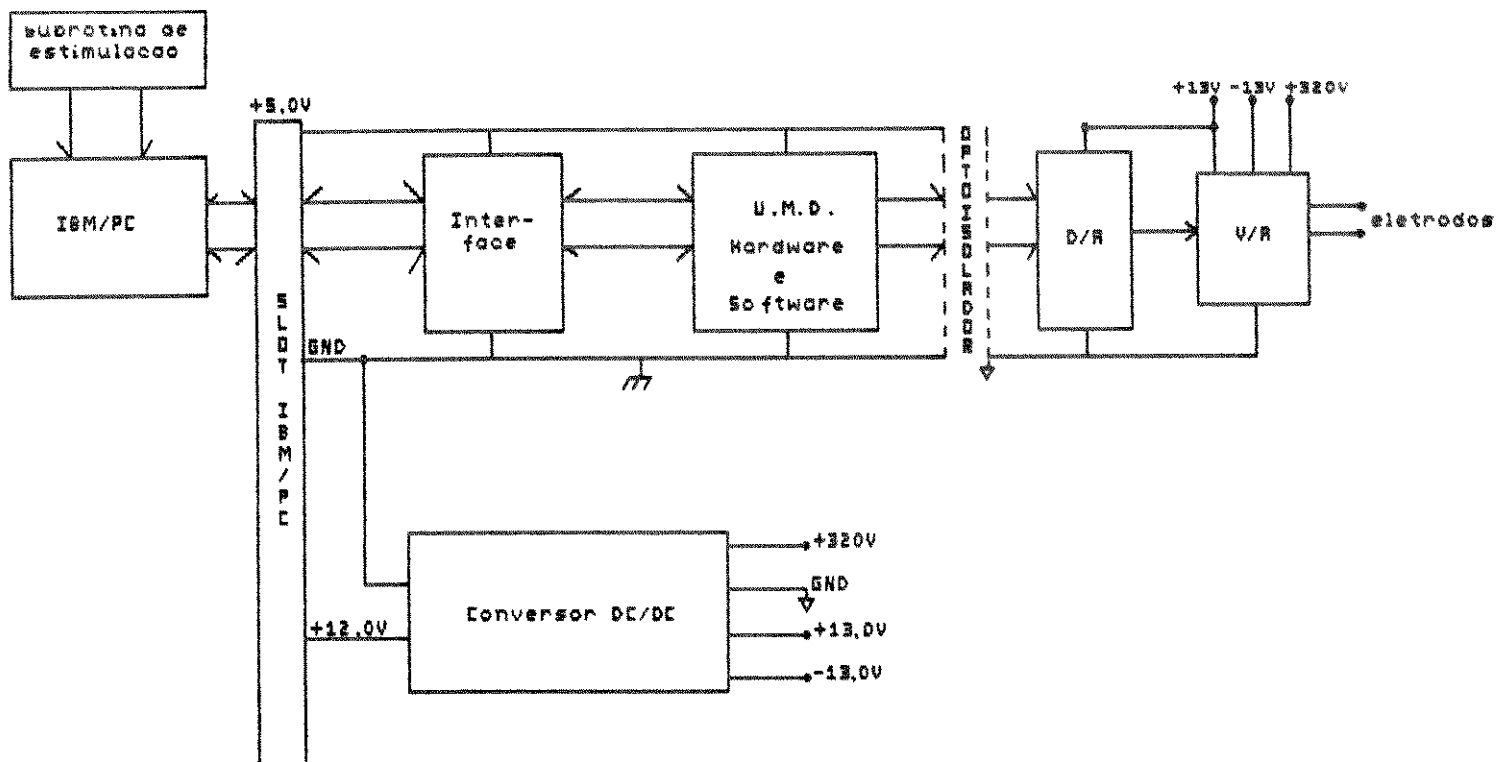


Fig. 3.2 - Diagrama de blocos do estimulador elétrico programável

### 3.3 - DESCRIÇÃO DETALHADA

#### 3.3.1 - SUBROTINA DE ESTIMULAÇÃO ELETRICA

A subrotina do programa de promediação de potencial evocado foi escrita em linguagem Assembly do microprocessador 8088 da INTEL. O fluxograma deste programa está nas figuras 3.3a e 3.3b (NORTON, 1986).

Quando a subrotina de estimulação elétrica é chamada, primeiramente programa-se as portas da interface do subsistema e, em seguida, inicializa-se a U.M.D. enviando um sinal de RESET para a sua C.P.U. Em seguida, o menu de opções é exibido para que os parâmetros de estimulação elétrica (frequência, duração do pulso e intensidade de corrente) sejam escolhidos. Estes parâmetros são lidos e armazenados sucessivamente em memória e quando o parâmetro escolhido estiver fora da faixa permissível, um "beep" é acionado avisando ao operador que o parâmetro é inválido e uma nova escolha deverá se proceder. Após a escolha de todos os parâmetros de estimulação elétrica, o programa oferece ao operador a opção de alterá-los antes de iniciar a estimulação.

Antes de se iniciar a transferência do protocolo de dados para o subsistema de estimulação elétrica, os parâmetros escolhidos são convertidos em dados por um algoritmo específico e, após serem transferidos para a U.M.D. do subsistema e armazenados em RAM, são utilizados pelo programa residente em EPROM para gerar os estímulos com as características desejadas. Após a conversão destes dados, eles são novamente armazenados na memória. Os registradores S.I. do 8088 e contador de dados a serem transferidos são carregados e o programa inicia a transferência do protocolo de dados de estimulação, enviando o primeiro byte para a interface paralela do subsistema de estimulação elétrica, e em seguida habilita a interrupção RST5.5 do C.P.U. da U.M.D., que desviará o programa de estimulação elétrica residente na EPROM para rotina leitura e armazenamento de dado em RAM.

Após lido e armazenado o dado transferido, a U.M.D. envia um sinal (TRANSFER) para o S.I.P.E. avisando que está pronto para uma nova transferência. Quando o S.I.P.E. reconhece este sinal, ele reseta a RST5.5, decrementa o registrador S.I. e o contador de dados, e testa o flag zero. Caso este não esteja resetado, nova transferência se processará; caso contrário, é enviado um sinal de habilitação para a RST6.5 e, ao ser reconhecido, inicializa a estimulação elétrica que só poderá ser interrompida pelo operador do S.I.P.E. Quando o programa de promediação reconhecer o pedido de interrupção da estimulação, a subrotina de inicialização da U.M.D. é chamada e um sinal de RESET é enviado à U.M.D., cessando a estimulação.

#### 3.3.2 - INTERFACE

A comunicação entre o microcomputador IBM/PC e o subsistema de estimulação elétrica é feita por meio de uma interface paralela (8255) decodificada com base na técnica de endereçamento fixo

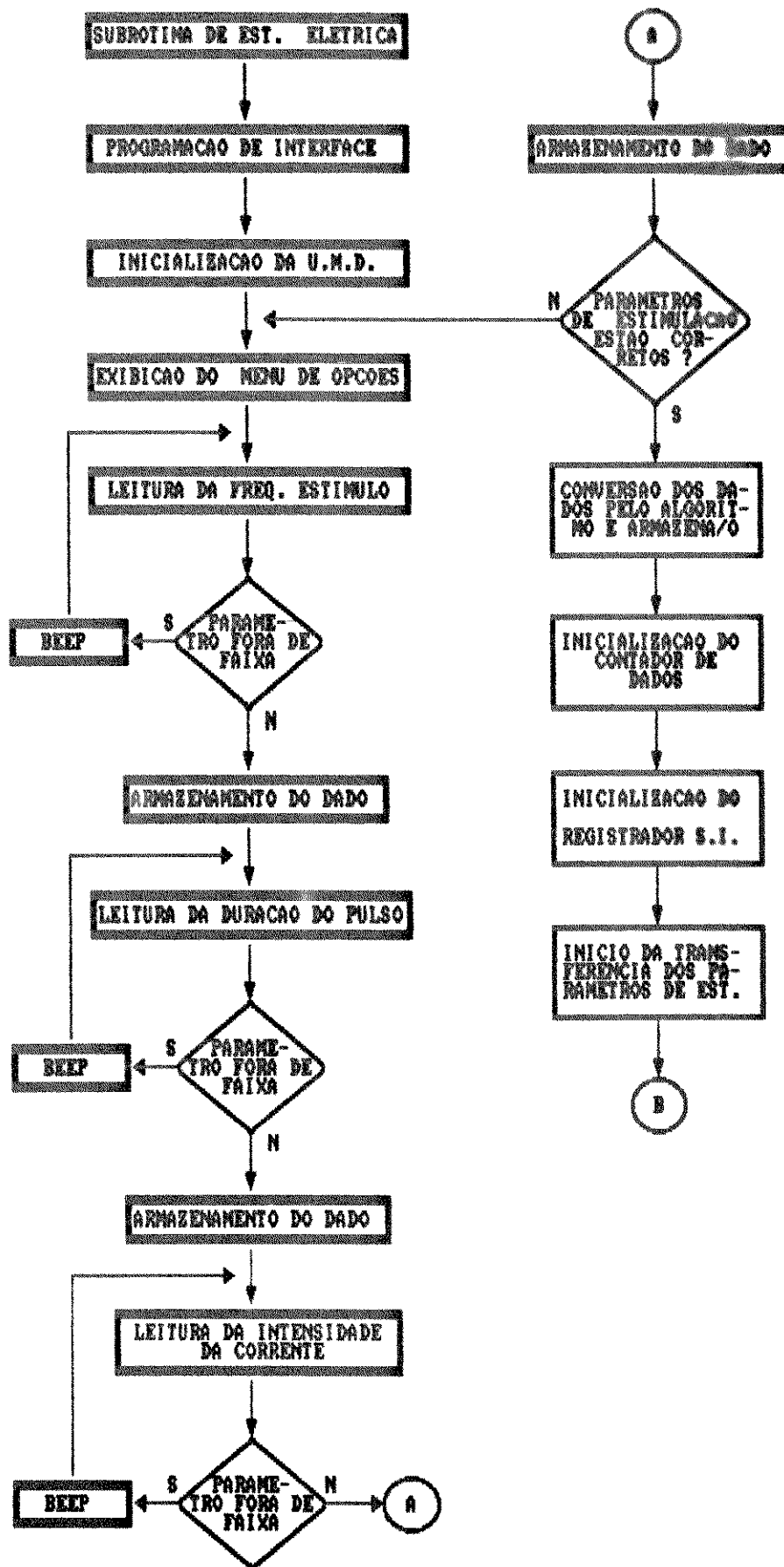


Figura 3.3a - Fluxograma da subrotina de estimulação elétrica  
Escolha dos parâmetros

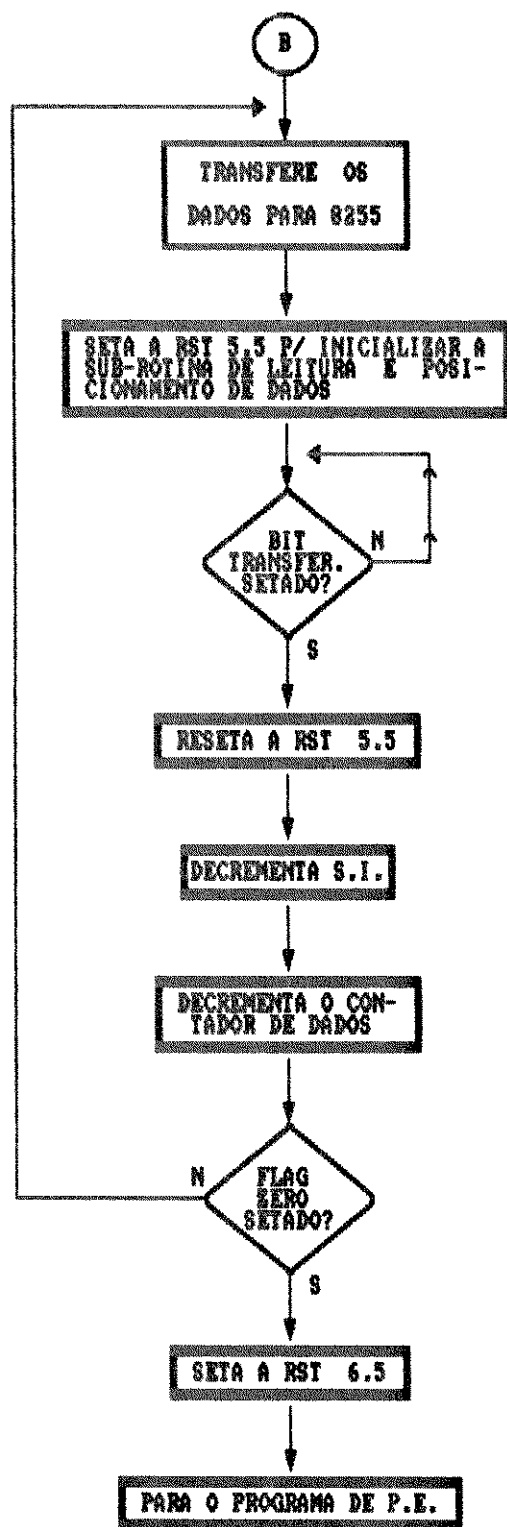


Figura 3.3b - Fluxograma da subrotina de estimulação elétrica  
Transferência dos parâmetros

(EGGEBRECHT, 1983). A figura 3.4 ilustra o hardware desta interface.

No projeto desta interface, tomou-se alguns cuidados especiais, tais como: a escolha dos endereços para sua decodificação para evitar acesso de uma área já utilizada pelo IBM/PC, a utilização apropriada do sinal A9, que quando ativo indicará que os endereços gerados pelo 8088 correspondem ao barramento dos "slots", e a utilização correta do pino AEN, que quando inativo indica que os barramentos de dados, endereços e controle estão sob controle do 8088, evitando assim o endereçamento da interface durante os ciclos de D.M.A..

As portas do 8255 são programadas da seguinte forma: PA0-7 para transmitir o protocolo de dados referente aos parâmetros da estimulação elétrica, a PBO-1 para ler os sinais de sincronismo (SINC.) e os sinais de aviso de transferência de dados (TRANSFER) gerados pela U.M.D., e PC0-2 para enviar os sinais de controle (RESET, RST5.5 e RST6.5) para CPU da U.M.D. Os endereços destas portas são os seguintes:

PA: 02F0H

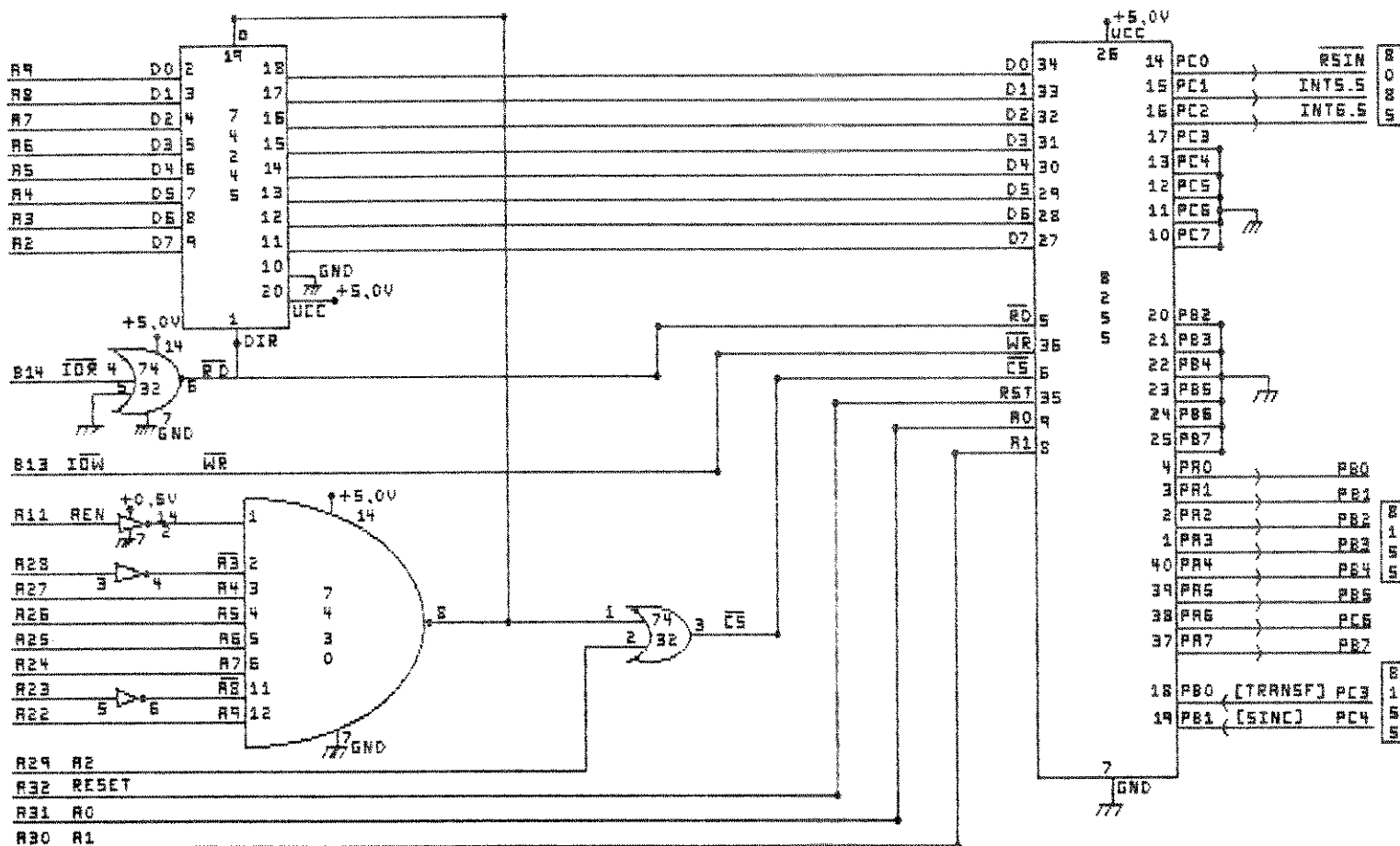


Fig. 3.4 - Interface IBM/PC-subsistema de estimulação elétrica

### 3.3.3 - UNIDADE MICROCOMPUTADORIZADA DEDICADA (U.M.D.)

A figura 3.5 mostra a U.M.D. do estimulador elétrico que tem como processador central o microprocessador de 8 bits 8085A (INTEL, 1980) temporizado por um relógio controlado à cristal de 6,144 MHz, contendo: 2 kbytes de memória EPROM (2716) para armazenar o programa residente, 256 bytes de memória RAM (8155) onde são armazenados os parâmetros de estimulação elétrica, um "latch" (74LS373) para demultiplexar os 8 bits menos significativos do barramento de endereço do C.P.U., uma porta lógica tipo OU (74LS32) para habilitar a saída de dados da EPROM, uma porta lógica tipo NÃO (74LS04) para efetuar a decodificação do sistema e portas programáveis (8155) de entrada e saída para receber e enviar dados para o microcomputador IBM/PC, através da interface e para enviar os bytes necessários para a conversão digital-analógica.

Como a U.M.D. foi projetada para uma única finalidade, não se pensou em capacidade de expansão do sistema para implementar mais periféricos e/ou memórias. Além disso, devido à sua configuração simples, optou-se em utilizar apenas uma porta lógica tipo NÃO para a decodificação do sistema. A decodificação é feita por meio do sinal A11, que quando está baixo habilita a EPROM (0000H-07FFH), e quando alto, habilita o 8155 (0800H - 0BFFH). As portas do 8155 foram programadas para operarem da seguinte forma:

PCTRL : 08H  
PA0-7 : 09H - saída  
PB0-7 : 0AH - entrada  
PC0-5 : 0BH - saída

O programa residente na EPROM da U.M.D. é inicializado pelo programa de potencial evocado que envia um sinal de RESET para a C.P.U. do subsistema de estimulação. O fluxograma deste programa está ilustrado na figura 3.6. Ao ser inicializado, os registradores apontador de pilha e de endereço são carregados, a porta 8155 é programada e o programa entra em um laço de habilitação de interrupções.

No momento em que o operador do S.I.P.E. autorizar o início da estimulação, a interrupção RST5.5 é habilitada e o programa é desviado para o endereço 002CH onde está gravado o início da rotina de leitura e armazenamento do protocolo de dados referente aos parâmetros de estimulação elétrica. Esta rotina lê o byte escrito na porta B do 8155 e o armazena na RAM do 8155 em forma de uma pilha tipo FIFO ("first in first out") na posição de memória indicada pelo registrador apontador de endereço. Após esta operação, o registrador indicador de endereços é incrementado e um sinal (TRANSFER) é enviado para o S.I.P.E. pela PC3 do 8155, avisando que a U.M.D. está pronta para receber um novo dado, e então o programa volta ao laço de habilitação de interrupções.



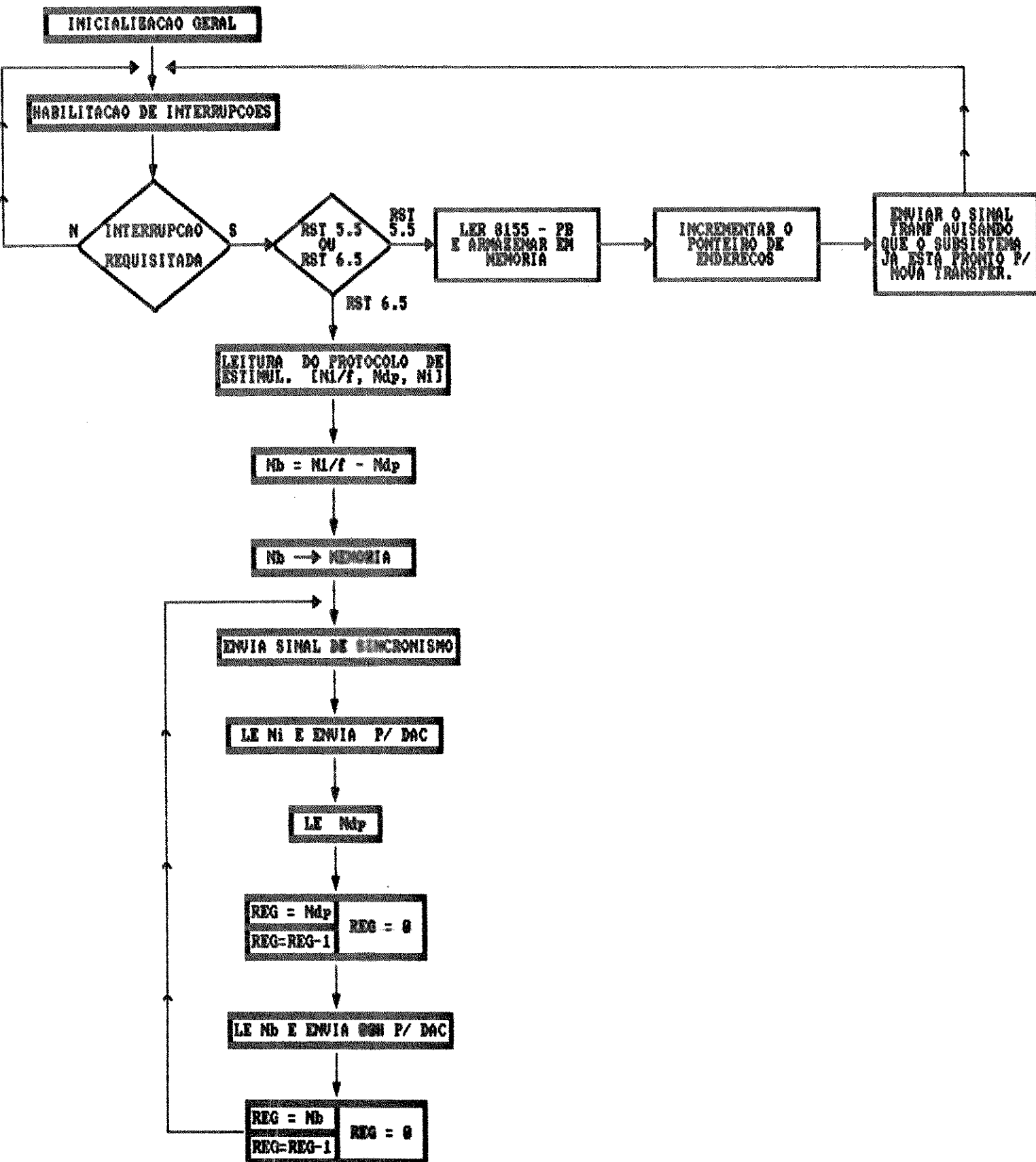


Fig. 3.6 - Fluxograma do programa de estimulação elétrica

Após o término da transferência dos parâmetros de estimulação, a interrupção INT6.5 é habilitada e o programa é desviado para a posição 0034 onde se encontra a rotina de estimulação elétrica. Ao entrar nesta rotina, o programa lê o protocolo de dados referentes aos parâmetros de estimulação elétrica armazenados na RAM da U.M.D. e os transfere para os registradores do C.P.U. Este protocolo de dados é representado por: N1/f, que indica o número de laços de tempo necessário para a rotina de estimulação gerar o estímulo com o período desejado; Ndp, que indica o número de laços de tempo necessário para a rotina de estimulação manter o pulso de corrente aplicado com a duração desejada; e Ni, que contém o byte que ao ser aplicado no DAC produzirá a intensidade de corrente desejada.

Antes de se iniciar a estimulação é calculado o Nb, subtraindo-se N1/f de Ndp que corresponde ao número de laços de tempo necessário para manter o DAC em zero volts, dado o período de estimulação e a duração do pulso. Após esta operação a estimulação é iniciada sendo primeiramente enviado ao S.I.P.E. um sinal de sincronismo com duração de 10 microsegundos. Em seguida, a rotina que manterá a saída do DAC em um nível de tensão correspondente à corrente de estimulação desejada com a duração desejada é executada, lendo e enviando o byte de intensidade de corrente Ni ao DAC e depois lendo o byte Ndp e executando a rotina DO que manterá o pulso aplicado até o seu término. Quando a execução desta rotina termina, o Nb é lido, o byte 00H é enviado ao DAC, e a rotina DO controlada por Nb é executada, gerando assim o estímulo com as características desejadas. Estas rotinas são executadas continuamente, até que o operador do S.I.P.E. interrompa a promediação ou quando N (número de estímulos) é alcançado, sendo neste momento enviado um sinal de RESET para o C.P.U. do sistema de estimulação elétrica.

### 3.3.4 - UNIDADE ANALÓGICA (U.A.)

A alimentação da U.A. é fornecida pelo conversor de tensão DC/DC ilustrado na fig. 3.7. Este conversor é alimentado pela tensão +12 volts do slot do IBM/PC e fornece na sua saída três tensões: +13 volts e -13 volts para alimentar a saída do opto-isolador, o conversor digital-analógico e os amplificadores operacionais, e +320 volts para alimentar o circuito conversor tensão-corrente.

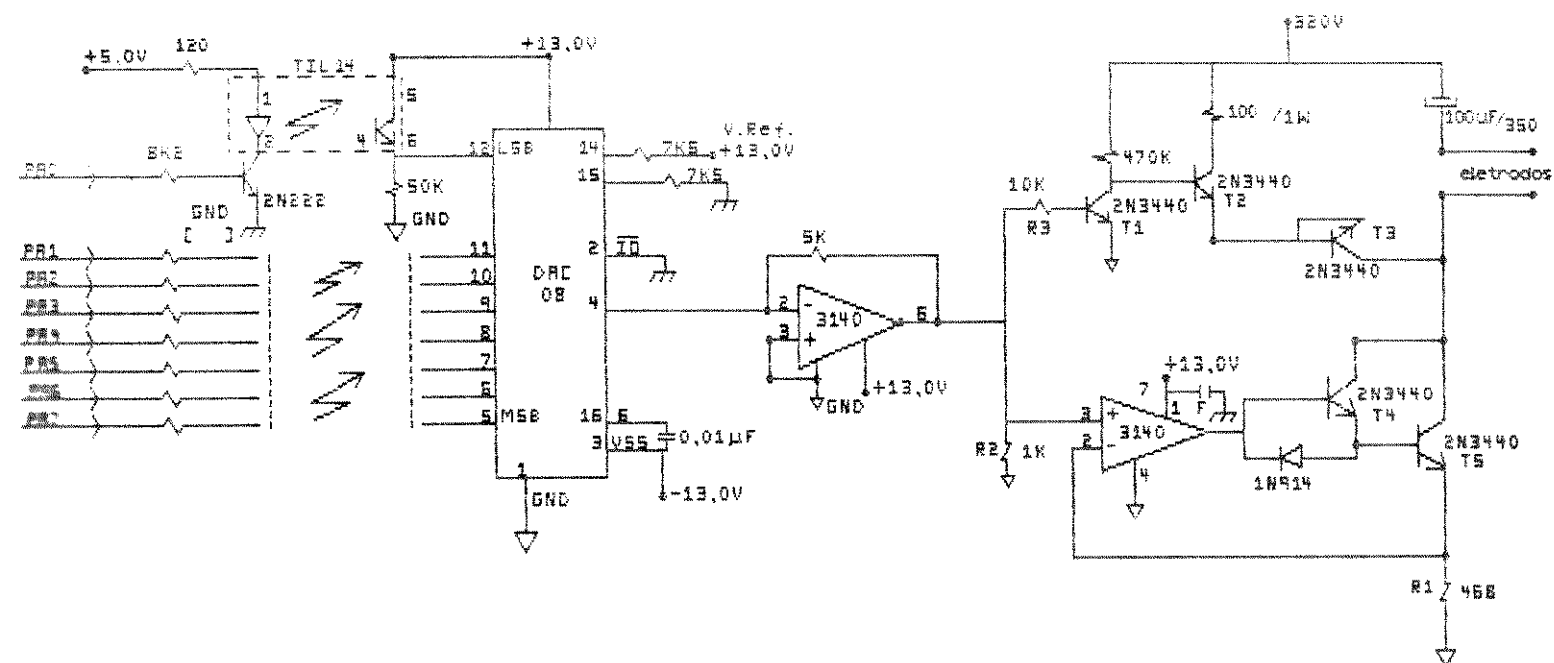
O conversor de tensão DC/DC opera com frequência de oscilação aproximada de 20 kHz, gerada por dois inversores (4069) realimentados. O conversor principal utiliza como divisor de frequência um "flip-flop" tipo JK (4027) e o mono-estável 4098 para gerar os pulsos de controle dos transistores de chaveamento. A duração dos pulsos de controle é determinada pelo estado de operação do transistor 2N2269 conectado ao pino 14 do 4098. Quando estiver em corte, tem-se a largura máxima do pulso e quando saturado, a resistência 1M ohms fica em paralelo com 5k1 ohms, mantendo a largura mínima do pulso.



Este circuito de realimentação que mantém a tensão fixa em relação à carga foi isolado ópticamente para garantir total isolação do paciente. Para conseguir maior eficiência na conversão de tensão DC/DC, utilizou-se os "drivers" na configuração "totem-pole". A malha R-C na saída do circuito retificador foi utilizada para atenuar os picos de tensão inerentes ao chaveamento.

As tensões de saída +13V e -13V são reguladas por diodos zener e transistores, e a duração do pulso de controle pode ser ajustado pelo "trimpot" de 50 kohms conectado ao mono-estável 4098.

A isolação óptica da U.A. (figura 3.8) foi feita antes do DAC para evitar distorção do sinal gerado, pois a amplitude de saída do DAC varia e isto iria afetar a polarização do opto-isolador e, conseqüentemente, iria distorcer o sinal. O conversor digital-analógico utilizado é o DAC-08 (INTERSIL), facilmente encontrado no mercado nacional. Na saída do DAC-08 foi utilizado um amplificador operacional que produzirá os pulsos de tensão, que ao serem aplicados a R1 (468 ohms) da fonte de corrente, fornecerá ao paciente a intensidade de corrente desejada. A fonte de corrente utilizada é constituída basicamente de um amplificador operacional, um conjunto de transistores (T4 e T5) na configuração Darlington para obter a menor diferença entre a corrente de emissor e a corrente pela carga e R1. Para permitir a passagem de corrente no sentido inverso, são utilizados os transistores T1 e T2. Quando T1 entra em condução, T2 está em corte, e vice-versa. O transistor T3 é utilizado como diodo para reduzir a corrente pela junção base-emissor de T2 no sentido inverso, evitando-se assim a ruptura desta junção. Para evitar qualquer componente DC no sinal aplicado ao paciente, utilizou-se um capacitor de acoplamento entre a saída do circuito e os eletrodos.



## CAPITULO 4

### ESTIMULADOR ACÚSTICO PROGRAMAVEL

#### 4.1 - CARACTERISTICAS

O estimulador acústico tem a função de provocar potenciais evocados acústicos (P.E.A.) através da aplicação de sons, definidos com base em estudos bibliográficos específicos (DAVIS, 1976; ELBERLING, 1977; NAUNTON e FERNANDEZ, 1978). As formas de onda bem como as faixas de variação dos estímulos utilizados estão abaixo resumidos:

##### a) Estalidos (EST.):

- forma de onda: pulsos estreitos de tensão
- frequência: de 0,01 a 10,00Hz, em incrementos de 0,01Hz
- duração do pulso: 50 microsegundos
- polaridade: positiva, negativa ou alternada

##### b) Tons Puros (T.P.):

- forma de onda: tensões senoidais
- frequência: 125, 250, 500, 1k, 1k5, 2k, 3k, 4k, 6k e 8kHz

##### c) Pulsos de Tom (P.T.):

- forma de onda: tensões senoidais moduladas por ondas trapezoidais
- frequência de estimulação: de 0,01 a 10,00Hz, em incrementos de 0,01Hz
- frequência do tom: idem às do item b
- tempo de subida (ts): de 1 a 60 ciclos de senoide em incrementos de 1 ciclo
- tempo de platô (tp): de 1 a 60 ciclos de senoide em incrementos de 1 ciclo de senoide

##### d) Ruído Branco (R.B.):

- forma de onda: tensão variando aleatoriamente com espectro de potência uniforme na faixa audível (de 20Hz a 20kHz)

A intensidade sonora dos estímulos é escolhida independentemente da intensidade do ruído branco, podendo variar de 0 a 87 dB SPL ("Sound Pressure Level" - Apêndice A), com incrementos de 3 dB. A referência 0 dB de cada tipo de estímulo pode ser ajustada por meio de "trimpots" internos.

#### 4.2 - DESCRIÇÃO GERAL

A figura 4.1 ilustra o diagrama de blocos do estimulador acústico

programável. Cada bloco será detalhado separadamente nas seções posteriores.

Através da subrotina de estimulação acústica do sistema de promediação, o operador do sistema escolhe os parâmetros de estimulação desejados. Após conferir estes parâmetros e autorizar o início da estimulação, a subrotina programa a interface do subsistema de estimulação acústica, inicializa a sua U.M.D., transfere o protocolo de dados referentes à estimulação acústica, inicializa a estimulação e retorna ao programa de promediação.

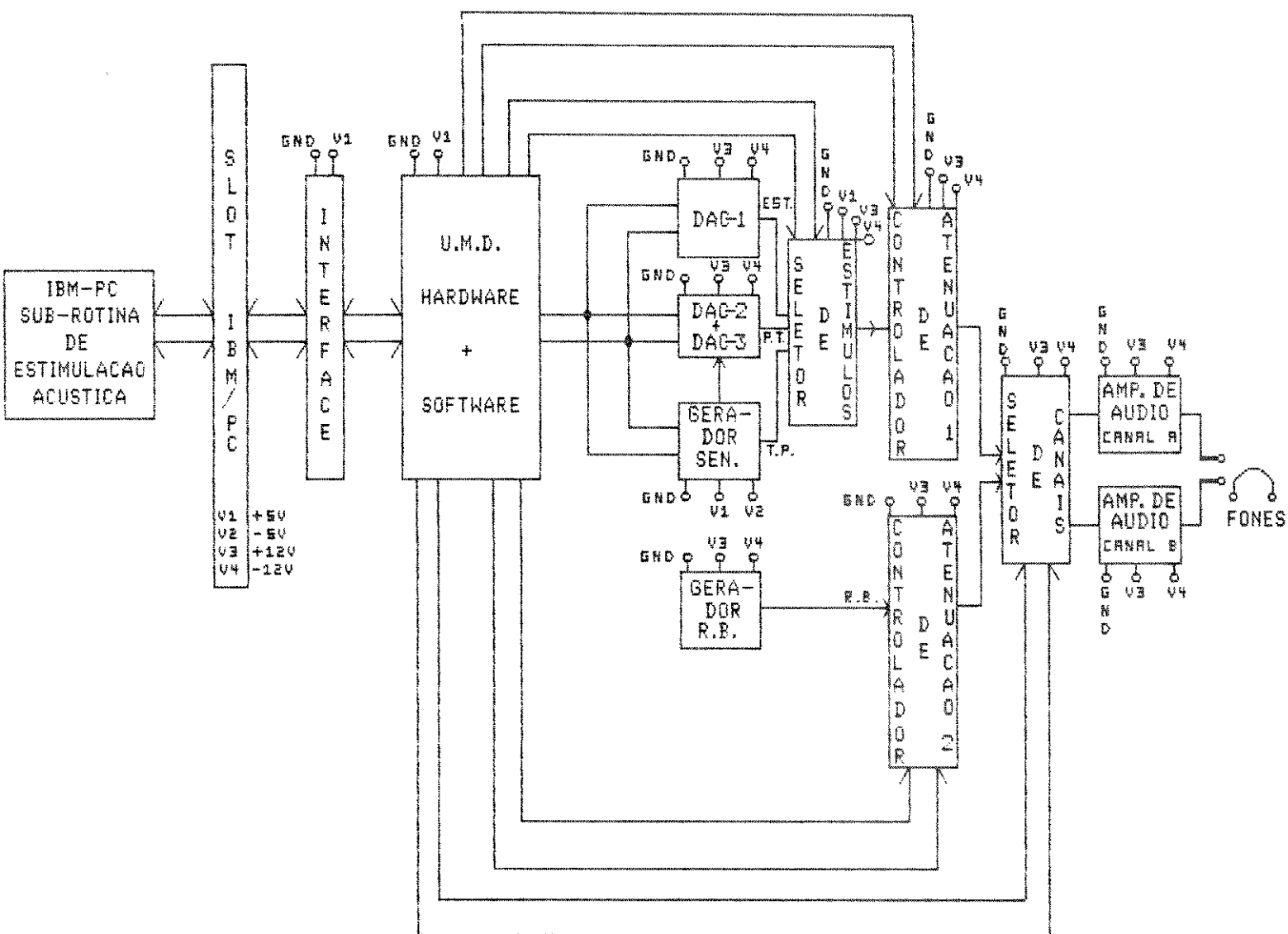


Fig. 4.1 - Diagrama de blocos estimulador acústico

O programa residente na EPROM do subsistema de estimulação acústica lê e armazena sequencialmente o protocolo de dados transferidos e inicializa o programa que gerará os estímulos desejados, habilitando a sua unidade analógica, isto é, o seletor de estímulos, os controladores de atenuação e os seletores de canais, e gera, posteriormente, por software, os estímulos com as faixas de variação desejadas, utilizando-se de DACs no caso dos estalidos e pulsos de tom e de gerador de forma de ondas para os tons puros e ruído branco. A cada borda de subida de um estímulo, é enviado ao S.I.P.E. um sinal de sincronismo.

#### 4.3 - DESCRIÇÃO DETALHADA

##### 4.3.1 - Subrotina de estimulação acústica

Trata-se da subrotina do programa de promedição de potencial evocado, escrita em linguagem Assembly do microprocessador 8088 da INTEL (NORTON, 1986), que possibilita ao operador do sistema escolher os parâmetros de estimulação. A figura 4.2 apresenta o fluxograma desta subrotina, que será descrita a seguir.

Quando o operador do S.I.P.E. opta pela estimulação acústica, o programa de promedição é desviado para a subrotina correspondente, a interface do subsistema de estimulação acústica é programada, um pulso de reset é enviado para a U.M.D., inicializando o subsistema de estimulação acústica e, então, o programa apresenta um menu para o operador escolher o tipo e os parâmetros de estimulação. Dependendo do tipo de estímulo escolhido, o programa é desviado para rotinas específicas, apresentando ao operador um menu para a escolha dos parâmetros de estimulação específicos a cada tipo de estímulo, isto é, frequência de estimulação e polaridade para os estalidos, frequência do tom para os tons puros e frequência de estimulação, frequência do tom, número de ciclos de subida/descida e platô para os pulsos de tons.

Terminada a escolha destes parâmetros, independentemente do tipo de estímulo escolhido, o programa chama as subrotinas de leitura de intensidade sonora e seleção de canais de estimulação. Após a escolha da intensidade sonora o programa apresenta a opção de escolha do tipo de estímulo para cada canal. Se a escolha for estimular apenas um canal, haverá a opção por marcar ou não o ouvido contralateral com ruído branco. Se a opção for por mascarar, o programa apresenta a opção de escolha de intensidade sonora para o ruído branco; senão, o canal contralateral será zerado para evitar estimulação indesejada. Na escolha dos parâmetros de estimulação é sempre acionado um "beep" quando o operador escolhe parâmetro fora da faixa permissível e a opção é sempre apresentada novamente para que seja escolhido o parâmetro aceitável.

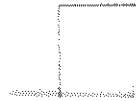


Fig. 4.2 - Fluxograma da subrotina de estimulação acústica  
Após a escolha de todos os parâmetros de estimulação, é exibida a

Após a escolha de todos os parâmetros de estimulação, é exibida a opção de alteração ou não desses parâmetros. Caso o operador não confirme os parâmetros escolhidos, o programa retorna ao menu principal de estimulação; do contrário, os parâmetros de estimulação escolhidos são convertidos por algoritmos específicos em dados que, ao serem transferidos para a U.M.D. e lidos pelo programa de estimulação acústica residente em EPROM, são utilizados para gerar os estímulos com as características desejadas.

#### 4.3.2 - INTERFACE

A interface utilizada no subsistema de estimulação acústica, ilustrada na figura 4.3, é idêntica à usada no subsistema de estimulação elétrica. Para evitar que os dois subsistemas de estimulação fossem acessados simultaneamente, foi necessário implementar uma porta lógica tipo NOT para a decodificação dos endereços que estão abaixo descritos.

PA = 02F4H ; PB = 02F5H ; PC = 02F6H ; PCTRL = 02F7H

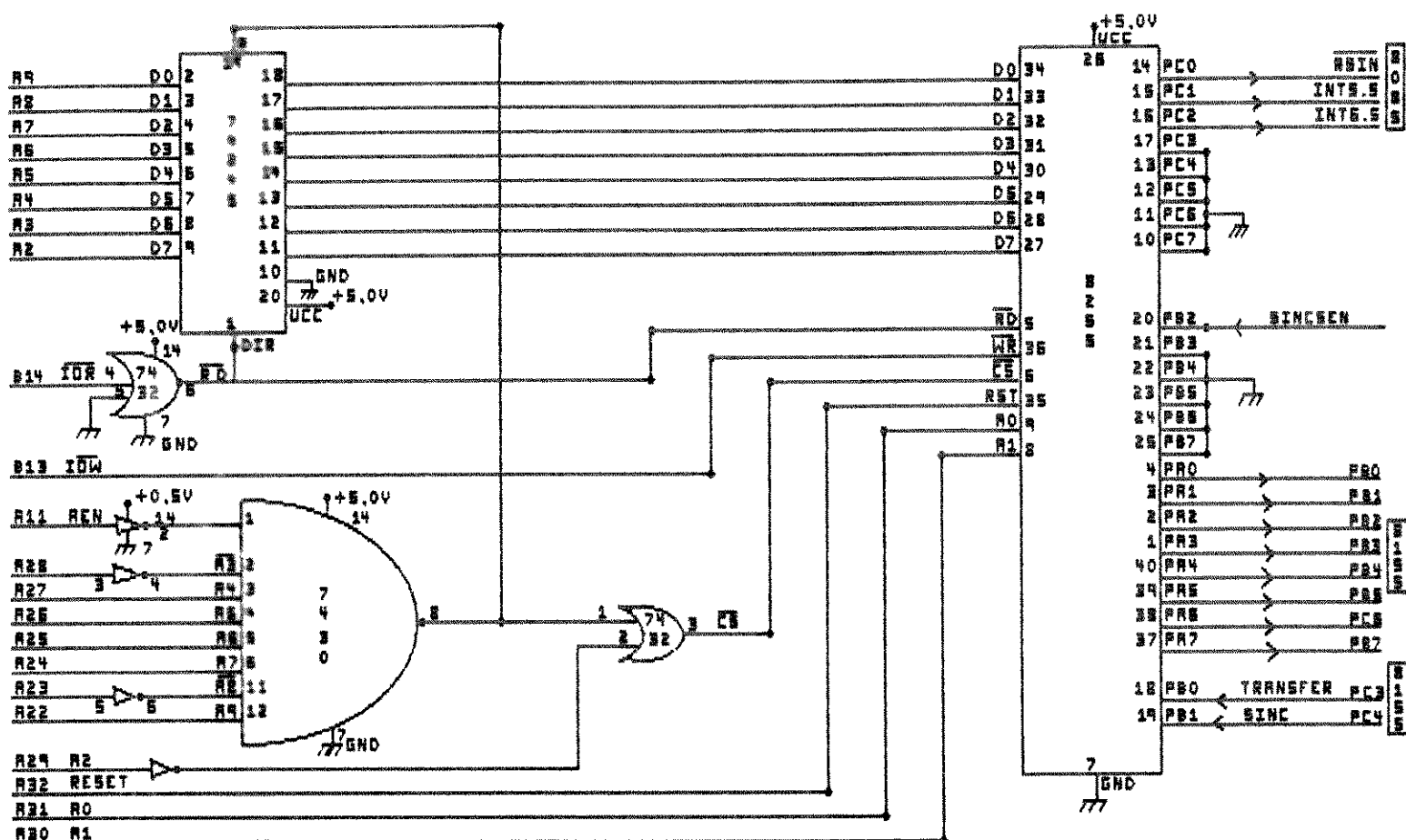


Fig. 4.3 - Interface IBM/PC - Subsistema de estimulação acústica

### 3.3 - UNIDADE MICROCOMPUTADORIZADA DEDICADA (U.M.D.)

U.M.D. do subsistema de estimulação acústica ilustrada na figura 4.4 tem arquitetura idêntica àquela utilizada no subsistema de estimulação elétrica. Apenas foi necessário implementar 2 kbytes de EPROM devido à extensão do programa residente em sua memória e um decodificador 74LS138 para seleção dos circuitos analógicos.

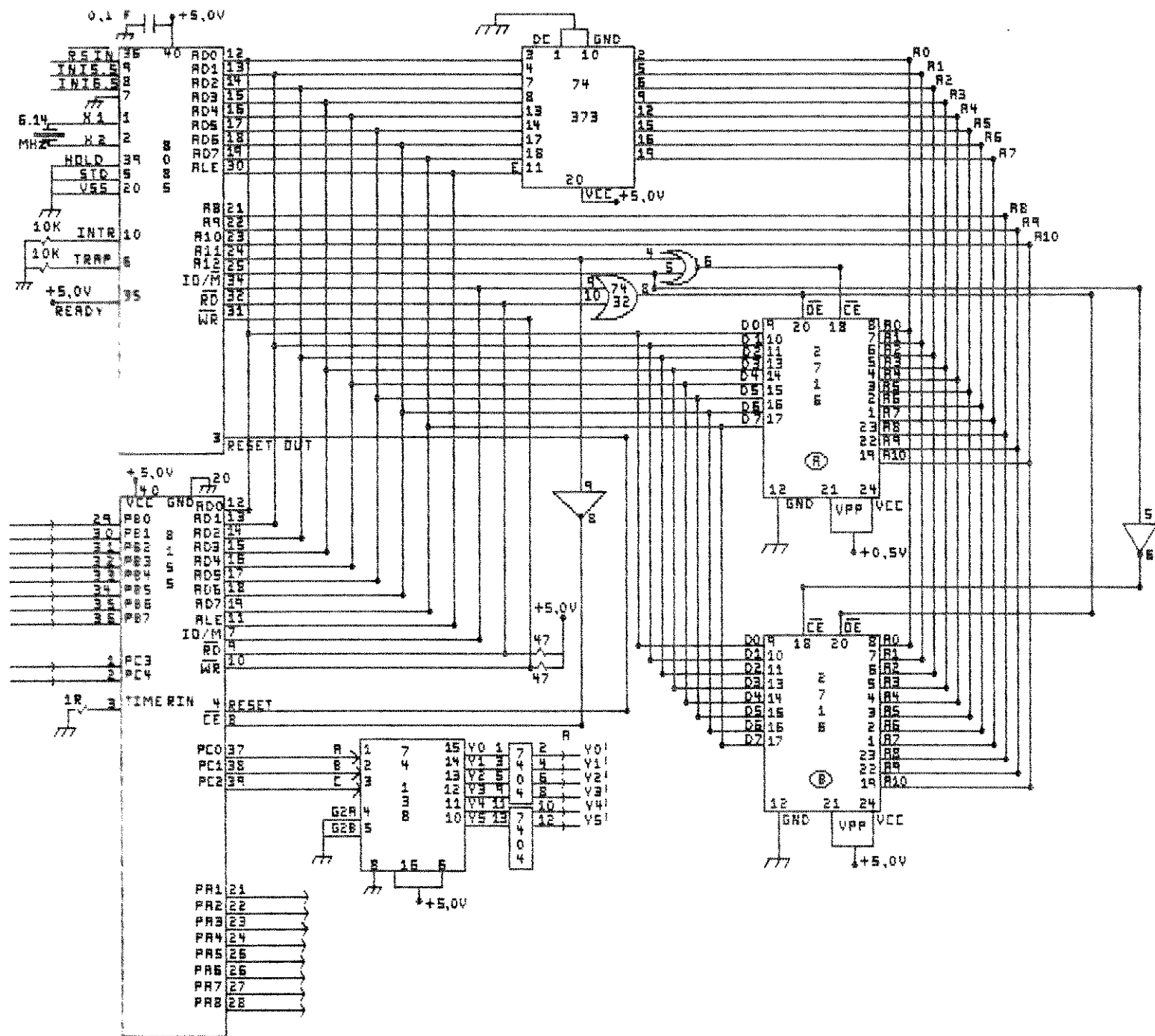


Fig. 4.4 - Unidade Microcomputadorizada Dedicada (U.M.D.)

Para a decodificação das EPROM1, EPROM2 e do 8155, são utilizados uma porta lógica tipo NOR (74LS32) e duas NOT (74LS04). Por meio dos sinais A11 e A12 do C.P.U., estes componentes são acessados nos seguintes endereços:

EPROM1: 0000H - 07FFH

8155: 0800H - 08FFH

EPROM2: 1000H - 17FFH

Quando o operador do S.I.P.E. autoriza o início da estimulação, um sinal de inicialização é enviado ao pino RESET do C.P.U. da U.M.D. que, ao ser reconhecido, inicializa o programa residente em EPROM representado pelo fluxograma da figura 4.5.a.

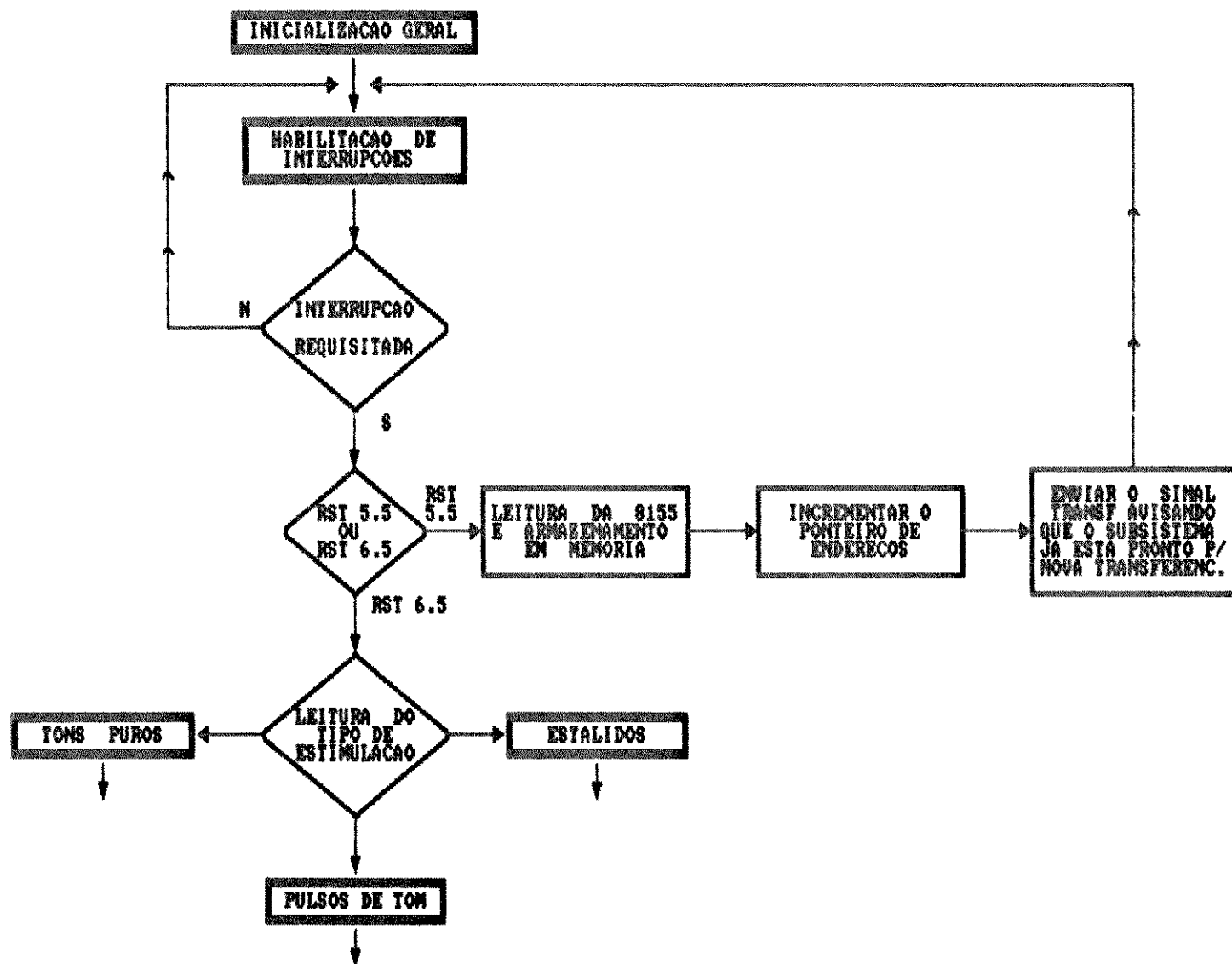


Fig. 4.5.a - Rotina de Inicialização Geral do Subsistema de Estimulação Acústica

Ao ser inicializado, este programa primeiramente envia a palavra de controle para o 8155 para que suas portas sejam devidamente programadas e, em seguida, um sinal de inibição é enviado para as chaves analógicas que controlam os canais de estimulação, para evitar estimulação desnecessária antes do início da geração dos estímulos. Após esta inicialização geral, as interrupções do C.P.U. são habilitadas, e ao serem reconhecidas, desviam o programa para a rotina RST5.5, que lê da interface e armazena na RAM da U.M.D. os parâmetros de estimulação (vide capítulo anterior), ou para a rotina RST6.5, que lê o dado referente ao tipo de estimulação da RAM da U.M.D. e inicializa a rotina de estimulação do estímulo escolhido.

Se o estímulo escolhido for "tons puros", o programa será desviado para a rotina de tons puros representada pelo fluxograma da figura 4.5.b. Antes de enviar o byte referente à frequência do tom ao gerador de tons puros (ver figura 4.6.1a), é chamada a subrotina de inicialização, que enviará, através de "latches" que controlam os circuitos analógicos do subsistema de estimulação (ver figuras 4.6.b, 4.6.c e 4.6.d), os bytes referentes ao tipo de estímulo, intensidade sonora do estímulo, intensidade sonora do ruído branco e canais de estimulação. A sequência da transferência destes bytes está mostrada no fluxograma 4.5.c e os detalhes de cada transferência será discutida na seção que descreve a unidade analógica do subsistema.

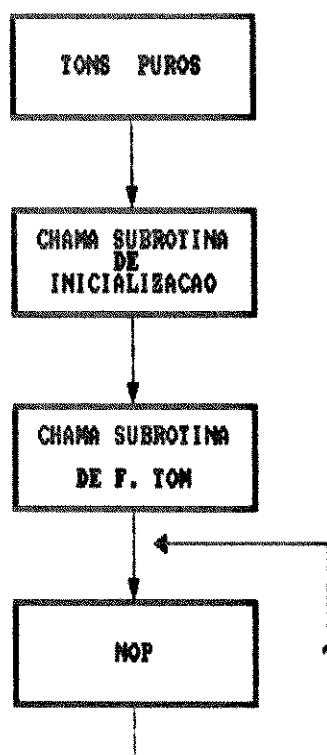


Fig. 4.5.b - Rotina Tons Puros

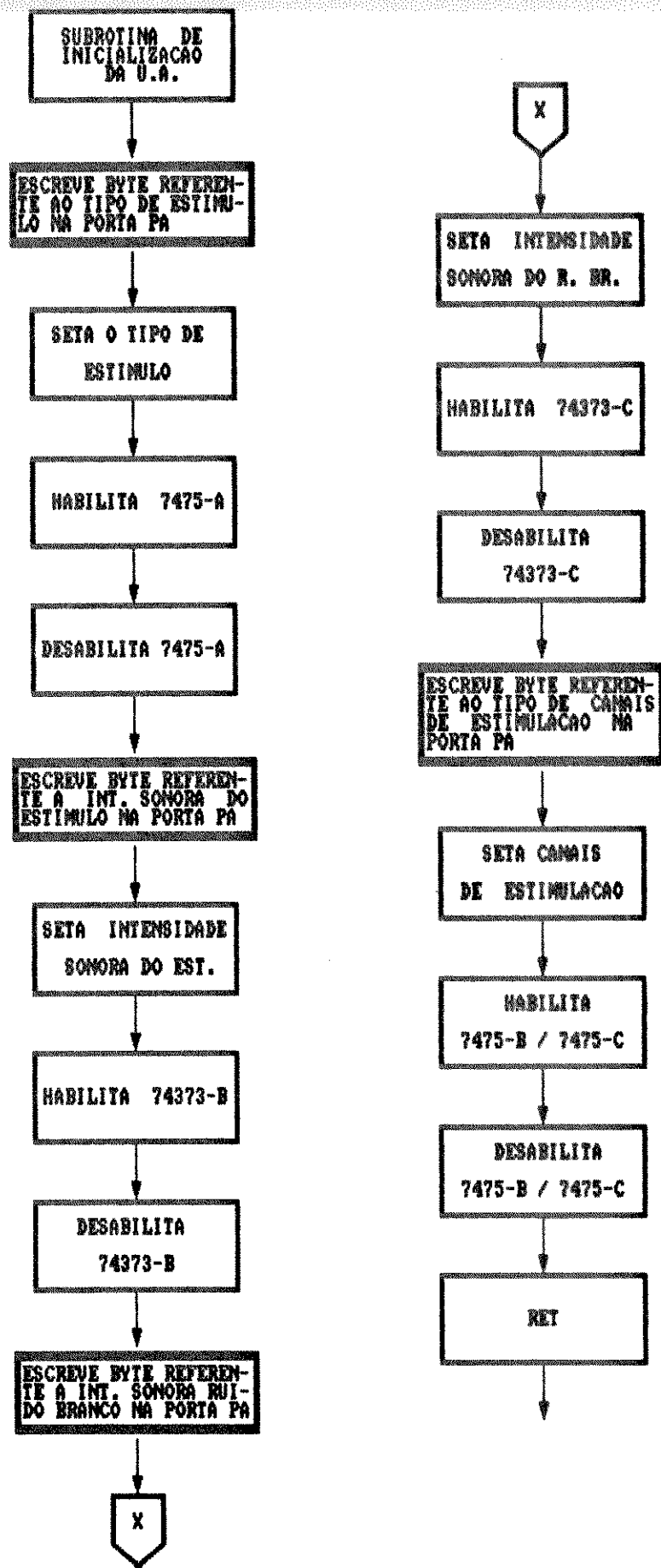


Fig. 4.5.c - Subrotina de Inicialização

Após a execução da subrotina de inicialização, a rotina "tons puros" chama a subrotina de frequência de tom, apresentada no fluxograma da figura 4.5.d. Esta subrotina fixa a frequência de oscilação do gerador de tons puros (vide figura 4.6.1a), transferindo o byte referente à frequência do tom escrito na PA do 8155 para o conjunto de multiplexadores 4052-A/4052-B/4052-C, através da habilitação e desabilitação do latch 74LS373-A. Esta palavra de controle, ao ser reconhecida pelo conjunto de multiplexadores, fixa ao gerador de ondas ICL8038 o par de trimpots correspondente à frequência dos tons puros desejada. Após a execução desta subrotina, o estímulo é gerado continuamente e o programa fica num "loop" até a U.M.D. ser reinicializada novamente.

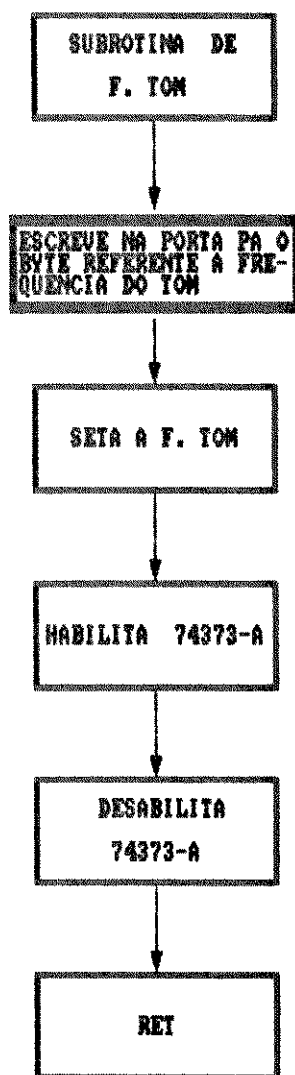


Fig. 4.5.d - Subrotina de Frequência de Tom

Se o tipo de estímulo escolhido for "estalidos", o programa será desviado para a rotina "estalidos" que está representada pelo fluxograma da figura 4.5.e. Primeiramente a rotina chama a subrotina de inicialização para setar os parâmetros controlados pela unidade analógica. Em seguida, lê da memória RAM o byte referente à polaridade e chama a subrotina referente à polaridade escolhida. Tanto a subrotina positiva como a negativa armazena o byte referente à amplitude do sinal, isto é, FEH para estímulos com polaridade positiva e 00H para negativa. Após esta operação, qualquer uma das duas subrotinas que estejam em execução chama a subrotina "estal", representada pelo fluxograma da figura 4.5.f.

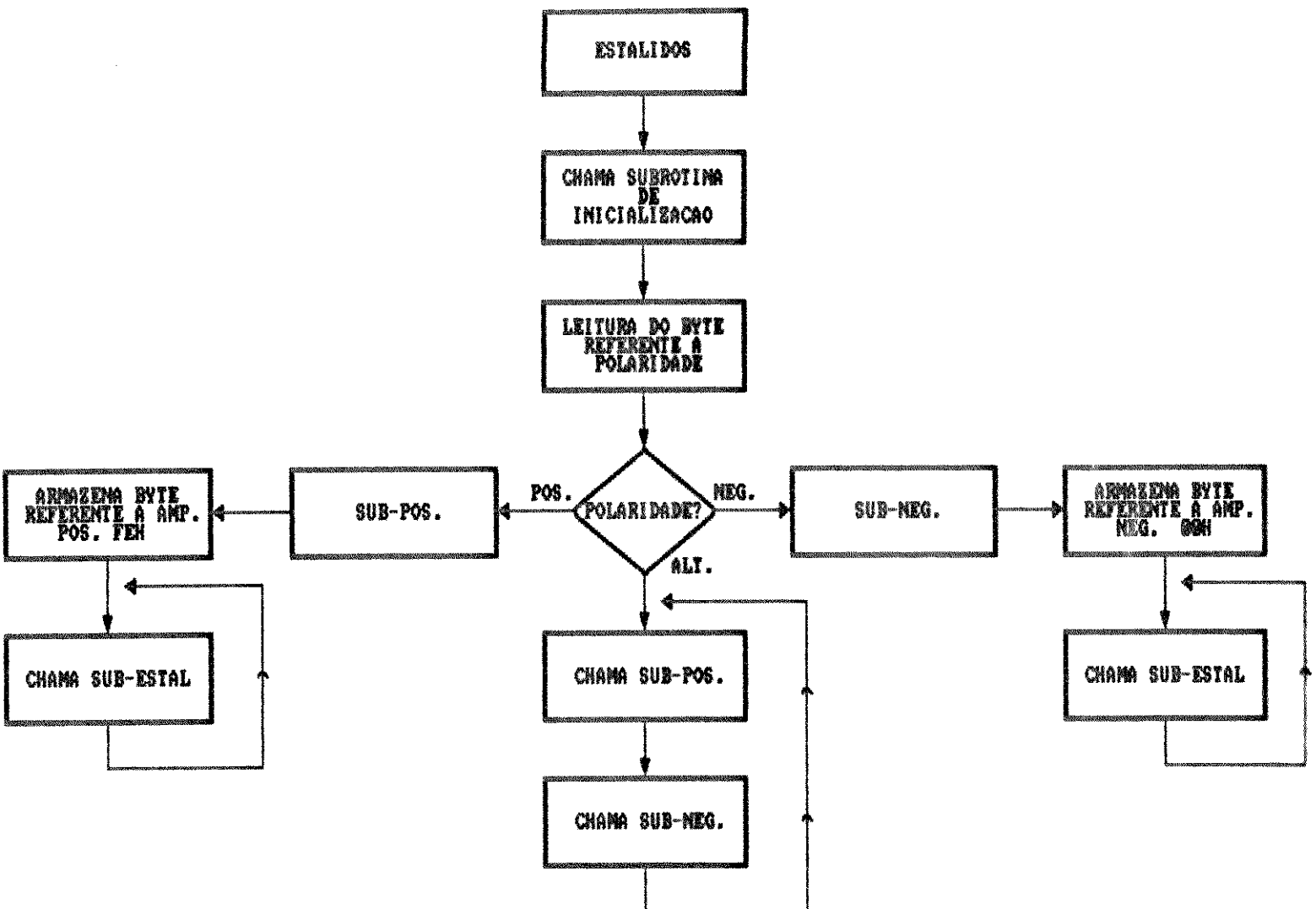


Fig. 4.5.e - Rotina Estalidos

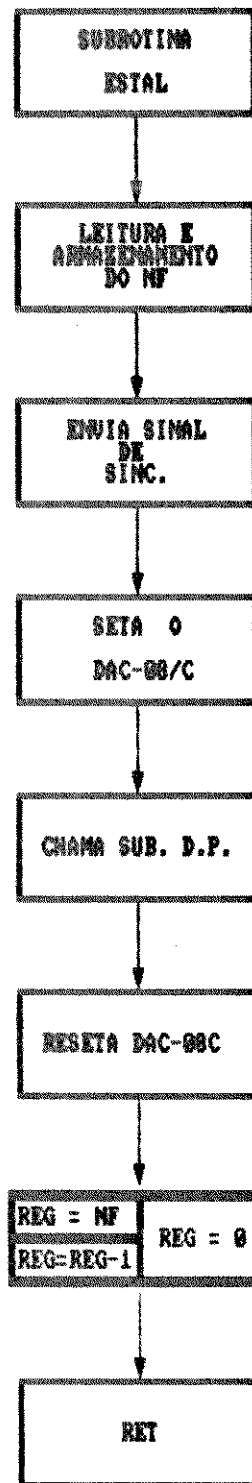


Fig. 4.5.f - Subrotina Estal

A subrotina "estal" executa primeiramente a leitura do parâmetro  $N_f$ , que representa o número de laços de tempo necessários para controlar a frequência do estímulo. Em seguida, envia o sinal de sincronismo pela porta PC4 do 8155 para o S.I.P.E. e inicia a geração do sinal desejado, fixando a saída do DAC-08C com a amplitude referente à polaridade desejada por 50 microseg. através da subrotina de atraso D.P., apresentada na figura 4.5.g. Após a execução desta subrotina, a saída do DAC-08C é fixada em zero volts e mantida até o término do laço de tempo controlado por  $N_f$ .

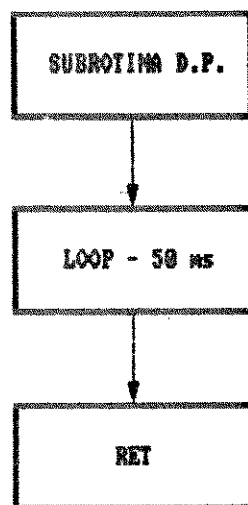


Fig. 4.5.g - Subrotina Duração de Pulso

Se a polaridade escolhida for alternada, o programa é desviado para a rotina alternada que executa seqüencialmente a rotina sub-pos e sub-neg, enviando o sinal de sincronismo no início de cada subrotina.

Caso o tipo de estímulo escolhido pelo operador for "pulsos de tom", o programa será desviado para a rotina pulsos de tom representada pelo fluxograma da figura 4.5.h. Ao entrar nesta rotina, o programa inicialmente chama a subrotina de inicialização, conforme já explicada e, como os pulsos de tom são gerados pela multiplicação dos tons puros por ondas trapezoidais, o programa fixa a frequência do tom por meio da subrotina de frequência de tom.

Após fixada a frequência do tom, o programa lê em RAM e armazena em registradores do CPU os parâmetros que representam o número de ciclos de senóide de subida/descida -  $N_{sd}$ , de platô  $N_p$  e  $N_{1/f}$  que representa o período do estímulo.

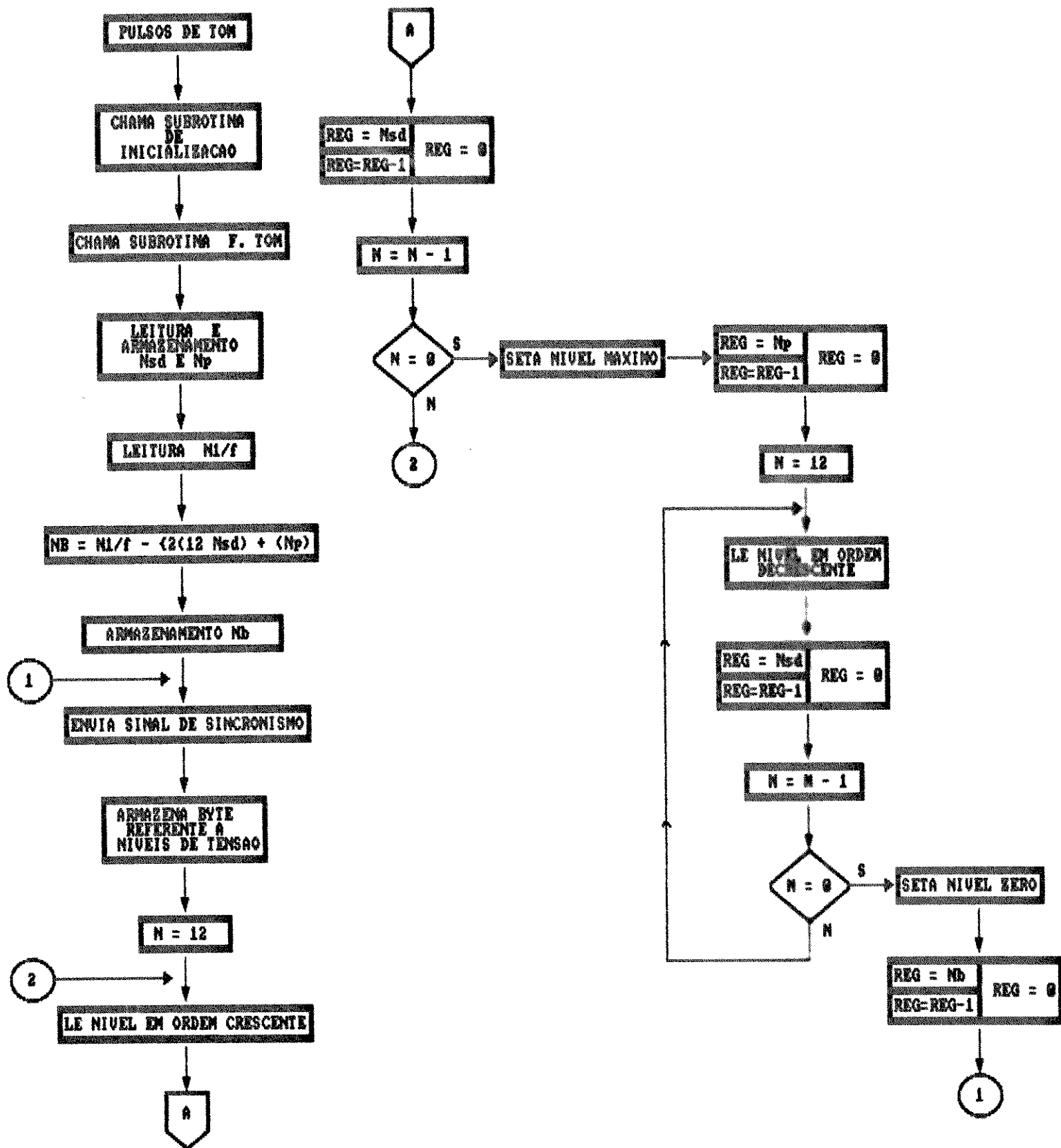


Fig. 4.5.h - Rotina Pulsos de Tom

O Nsd representa o número de laços de tempo necessário para manter um nível. A tensão da onda triangular de subida e descida do trapézio, composta cada uma por 12 níveis de tensão e o Np representa o número de laços de tempo necessários para manter a onda em um único nível de tensão, que corresponde ao platô da onda trapezoidal.

Após a leitura destes parâmetros, o programa lê  $N1/f$  que corresponde ao número de laços de tempo necessários para gerar pulsos de tom com o período desejado, mas como o período de um pulso de tom é composto pela soma  $12Nsd + Np + 12 Nsd$ , o programa executa uma operação aritmética para achar o tempo que a onda permanecerá em nível zero, isto é, Nb, que somado ao tempo de subida/descida e platô, resultará no período total da onda.

Em seguida, o programa armazena os 12 bytes referentes aos níveis de tensão que compõem as ondas triangulares e um byte referente à amplitude do platô, e envia o sinal de sincronismo para o S.I.P.E.. Neste momento, o registrador controlador de níveis de tensão é fixado em 12 e o programa inicia a geração da primeira onda que compõe o trapézio, lendo em ordem crescente os níveis de tensão e os escrevendo na porta PA.

Cada nível de tensão é mantida pelo tempo correspondente a  $1/12$  do tempo de subida da onda triangular controlado por Nsd. Após o término da execução deste laço, o número de níveis é decrementado e comparado com zero. Caso não seja zero, o programa volta à execução da rotina, que gera a onda triangular crescente; caso contrário, o programa escreve na porta PA o byte referente ao nível de platô e o mantém neste nível pelo laço de tempo controlado por Np. Em seguida, o programa entra em uma rotina que gera a onda triangular decrescente da mesma forma que gerou a crescente, compondo assim o pulso de tom.

Após a geração deste pulso de tom, as saídas dos DAC-08A e DAC-08B são fixadas em zero volts e mantidas até o término do laço de tempo controlado por Nb, sendo assim gerado o pulso de tom com a frequência desejada.

#### 4.4 - UNIDADE ANALÓGICA (U.A.)

A U.A. do subsistema de estimulação acústica foi dividida em cinco partes a saber: gerador de estímulos e ruído branco, seletor de estímulos, controlador de atenuação, seletor de canais de estimulação e amplificador de áudio. Cada parte será detalhada a seguir.

##### 4.4.1 - Gerador de estímulos e ruído branco

Para gerar as formas de onda dos estímulos foi necessário empregar um circuito específico para cada tipo de estímulo. O circuito mostrado na figura 4.6.1a mostra o bloco gerador de estímulos.

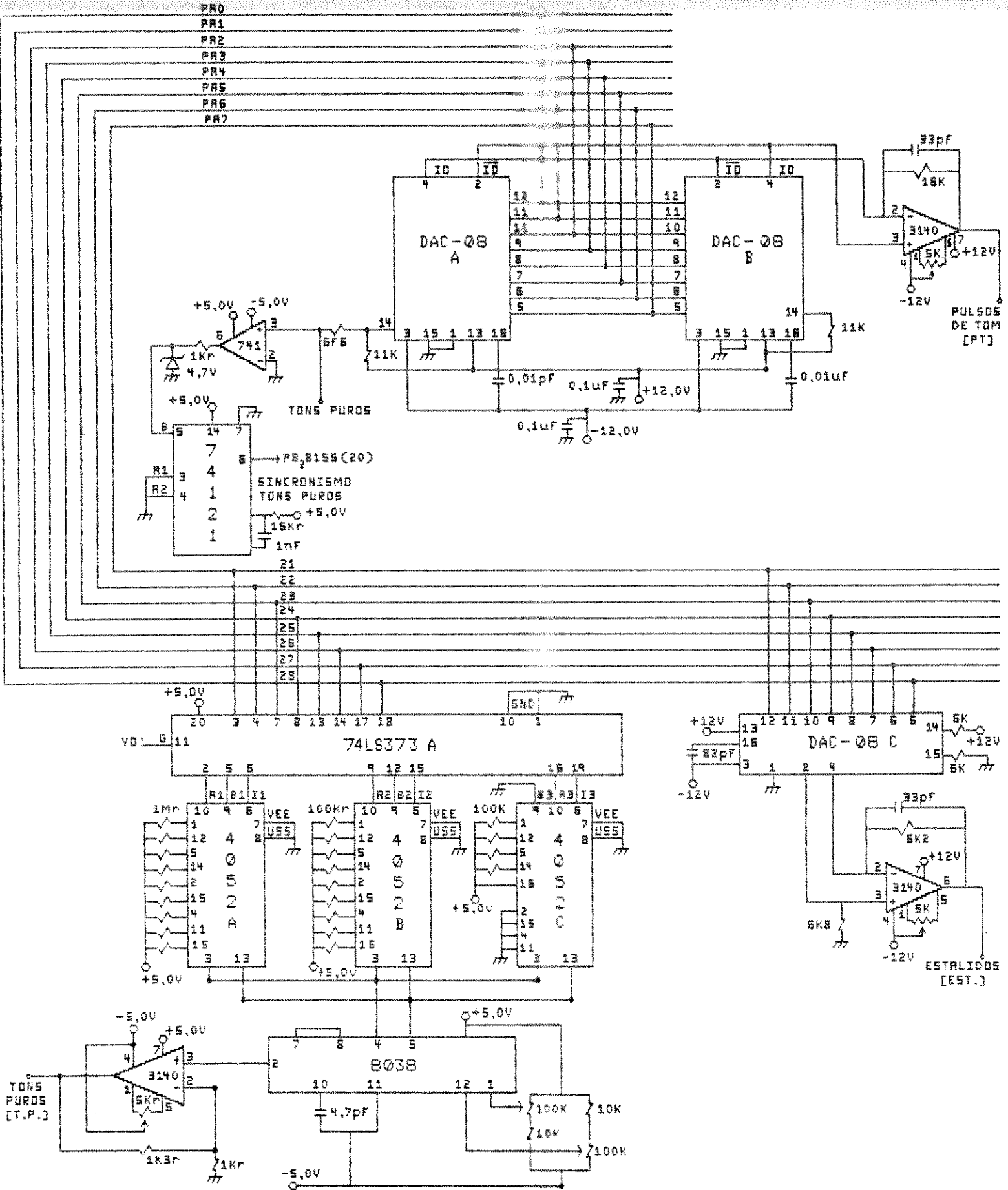


Fig. 4.6.1a - Gerador de Estímulos

#### 4.4.1.1 - Gerador de tons puros

O gerador de tons puros foi projetado baseado no gerador de ondas ICL8038 capaz de gerar ondas senoidais e com boa estabilidade em relação às variações de temperatura e tensão de alimentação. Mantendo-se um capacitor fixo no pino 10 e variando-se as resistências nos pinos 4 e 5, o componente pode gerar ondas senoidais na faixa de 0,001 a 300 kHz, o que é mais que suficiente para as necessidades deste projeto. A seleção do par de "trimpots" que determinará a frequência de oscilação do circuito é feita por "software" na seguinte sequência: primeiramente é escrito na porta PA o "byte" referente à frequência desejada e, em seguida, o "latch" 74LS373-A é habilitado pelo sinal Y0', transferindo o "byte" para os pinos de controle do conjunto de chaves analógicas 4052-A/4052-B/4052-C, que habilitará a conexão do par de "trimpots" devidamente calibrados ao ICL8038 para gerar a frequência de oscilação desejada.

Para o ajuste de distorção da onda gerada, utiliza-se o par de "trimpots" e resistores conectados nos pinos 1 e 12 do ICL8038. Como todos os estímulos devem ser aplicados no controlador de atenuação com a mesma amplitude (para evitar problemas de descalibração), o sinal gerado é amplificado por um amplificador operacional não-inversor.

O sinal de sincronismo deste estímulo é o único gerado por "hardware", utilizando-se para isto de um detector de "cruzamento de zero" com um diodo zener em sua saída, para garantir o sincronismo apenas no semi-ciclo positivo da senóide, seguido de um monoestável para gerar um pulso de sincronismo com duração de 10 microsegundos.

#### 4.4.1.2. - Gerador de pulsos de tom

O gerador de pulsos de tom é constituído basicamente de dois conversores digitais analógicos multiplicadores (DAC-08A/DAC-08B) na configuração de multiplicadores de dois quadrantes (JUNG, 1978), utilizados para gerar pulsos de ondas trapezoidais unipolares que, ao serem multiplicadas pelas ondas senoidais aplicadas na entrada do DAC-08A, geram pulsos de tom com as características desejadas. Como a saída do DAC-08 é em corrente e deseja-se saída em tensão, empregou-se um amplificador na configuração de transresistência para efetuar esta conversão.

O sinal de sincronismo deste estímulo é um pulso de 10 microsegundos de duração, gerado sempre na borda de subida da onda trapezoidal.

#### 4.4.1.3. - Gerador de estalidos

Os estalidos são pulsos de tensão com 50 microsegundos de duração gerados por "software" através do conversor digital analógico DAC-08C na configuração de multiplicador bipolar e um amplifica-

dor operacional de ~~trans~~resistência. O seu sinal de sincronismo também é um pulso de duração de 10 microsegundos, gerado sempre na borda de subida e descida do estímulo, dependendo da sua polaridade.

#### 4.4.1.4. - Gerador de ruído branco

O circuito gerador de ruído branco, ilustrado na figura 4.6.1b, tem a tensão sobre a junção base-emissor de T1 reversamente polarizada. Esta tensão varia de forma aleatória, apresentando um espectro de potência uniforme dentro da banda passante dos componentes que conduzirão este sinal aos fones de ouvido (aproximadamente 20 Hz a 30 kHz).

Tanto o ruído branco como os estímulos devem ser aplicados nos seus respectivos controladores de atenuação com a mesma intensidade. Para isto utiliza-se um amplificador operacional na saída do gerador de ruído branco para elevar o sinal ao mesmo nível de outros estímulos gerados.

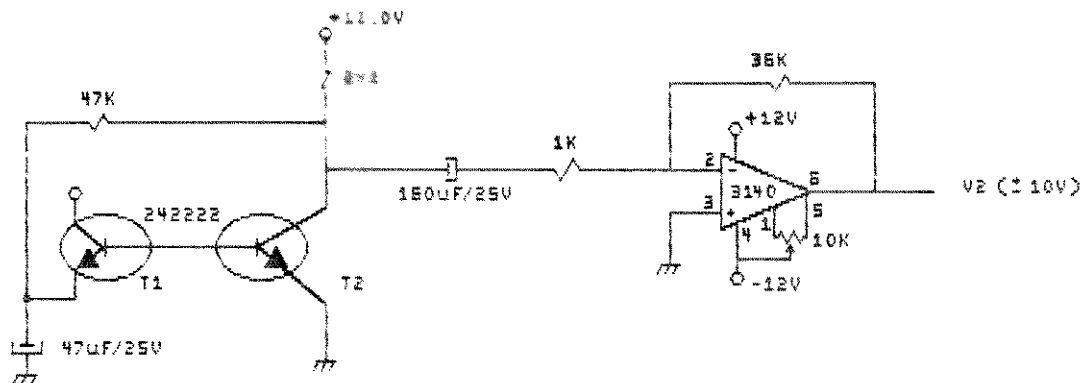


Fig. 4.6.1b - Gerador de Ruído Branco

#### 4.4.2 - SELETOR DE ESTÍMULOS

O seletor de estímulos, ilustrado na figura 4.6.b, bloqueia os sinais indesejados provenientes dos geradores de estímulo, usando um "latch" e uma chave analógica controlada por "software".

Após a escrita dos bits nas portas PA0 e PA1 referentes ao tipo de estímulo, o "latch" 74LS75-A é habilitado pelo sinal Y1' e os bits são transferidos para os pinos de controle da chave analógica 4052D, que habilita a passagem do sinal desejado. Este sinal passa por um amplificador antes de ser aplicado no seu controlador de atenuação para garantir boa relação sinal/ruído quando utilizar baixas intensidades sonoras.

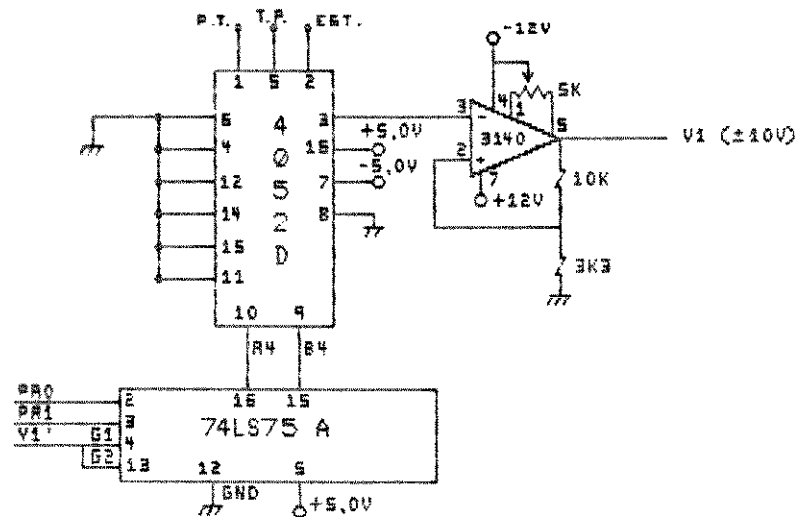


Fig. 4.6.b - Seletor de Estimulos

#### 4.4.3 - CONTROLADORES DE INTENSIDADE SONORA

Para controlar a intensidade sonora dos estímulos e do ruído branco, foram utilizados dois controladores logarítmicos digitais (7110-A/7110-B) da Analog Devices (Analog Device Data Sheet), que permitem uma variação de tensão em suas saídas de 0 a 88,5 dB com incrementos de 1,5 dB em relação a uma referência qualquer. O seu esquema elétrico está ilustrado na figura 4.6.c.

Como as intensidades sonoras de ambos os sinais serão controladas independentemente, empregou-se dois "latches", 74LS373-B e 74LS373-C, com sinais de habilitação distintos, Y2' e Y3; que quando ativos habilitam a transferência do "byte" referente à intensidade sonora desejada aos controladores de atenuação. Isto é feito através de "buffers" para que os sinais de níveis T.T.L. sejam elevados a níveis reconhecíveis pelos controladores de atenuação, sendo então o sinal atenuado ao nível desejado.

#### 4.4.4 - SELETOR DE CANAIS

O seletor de canais ilustrado na figura 4.6.d constitui-se basicamente de um conjunto de "latches" com o mesmo sinal de habilitação (Y4'), que ao ser habilitado transfere os bits referente ao canal de estimulação desejado das portas PA2-PA7 através de um "buffer" para um conjunto de demultiplexadores analógicos. Ao reconhecer os sinais de controle, os demultiplexadores habilitam uma de suas saídas com os sinais desejados, que ao passarem por um conjunto de somadores, são aplicados nos amplificadores de áudio.

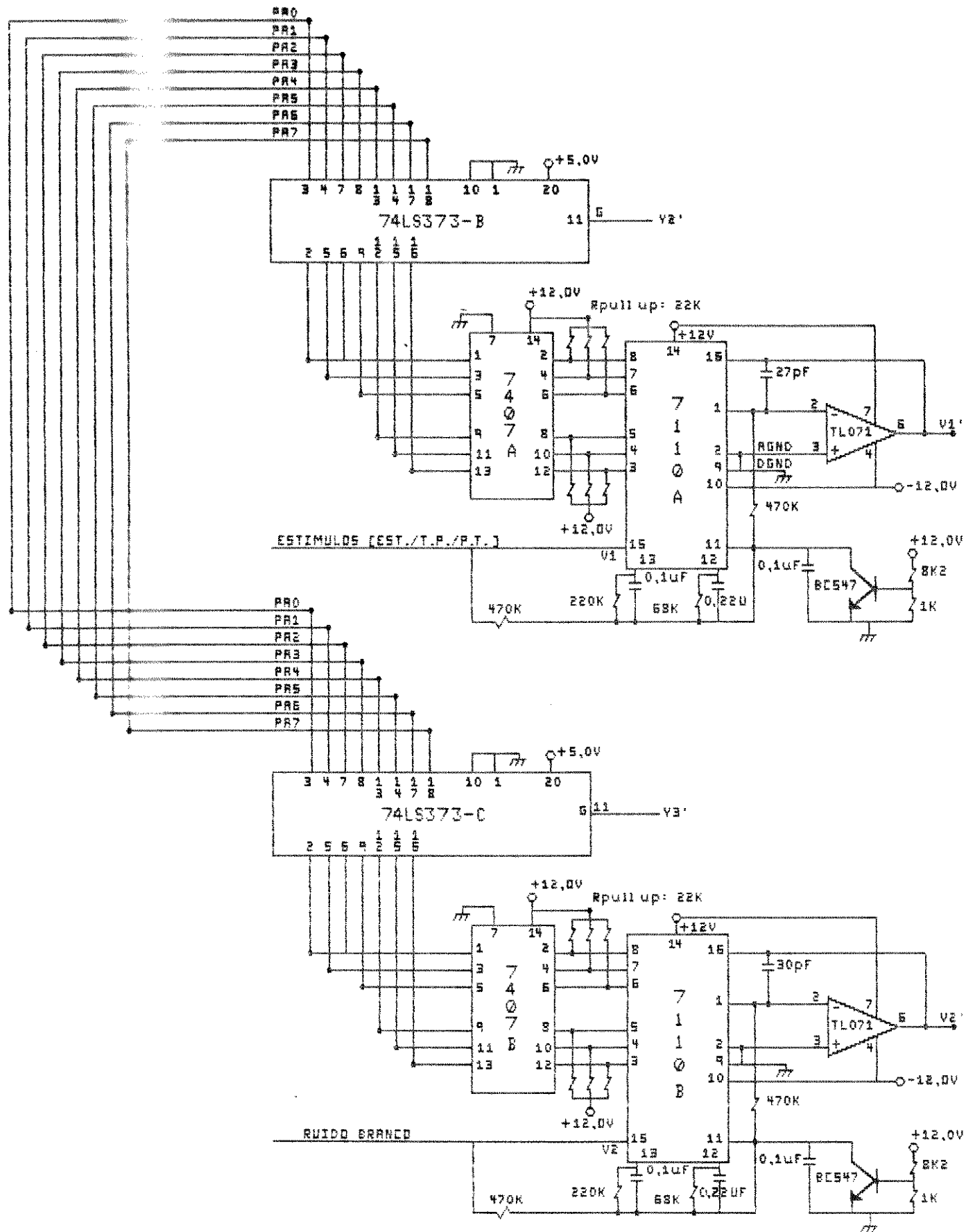


Fig. 4.6.c - Controladores de Intensidades Sonoras

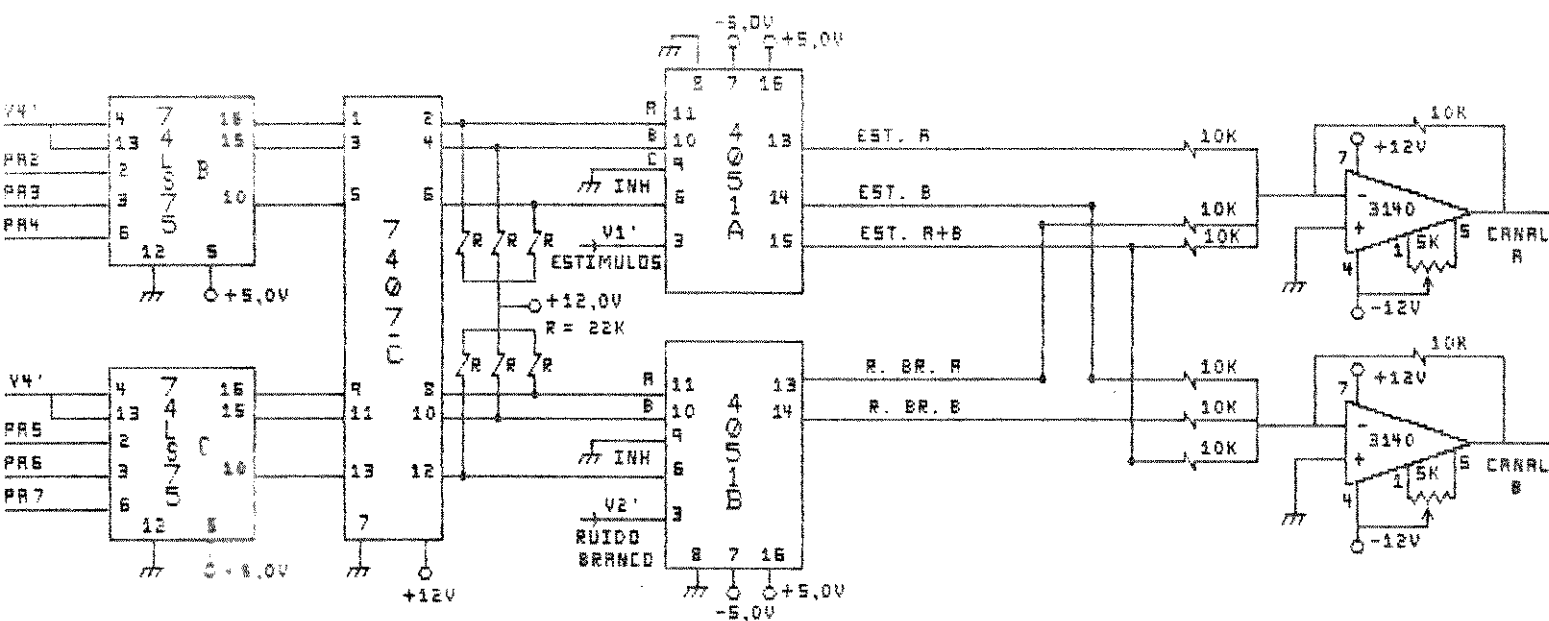


Fig. 4.6.d - Seletor de Canais de Estimulação

#### 4.4.3 - AMPLIFICADORES DE AUDIO

Os amplificadores de áudio são baseados no IC STK020, ilustrado na figura 4.6.e e alimentados pelas tensões +12 V e -12 V provenientes de um dos slots do IBM/PC. Podem fornecer uma potência de saída máxima de 18 W cada para um fone de ouvido de 8 ohms, com distorção harmônica de 1% e frequências de corte mínima de 10 Hz e máxima de 100 kHz.

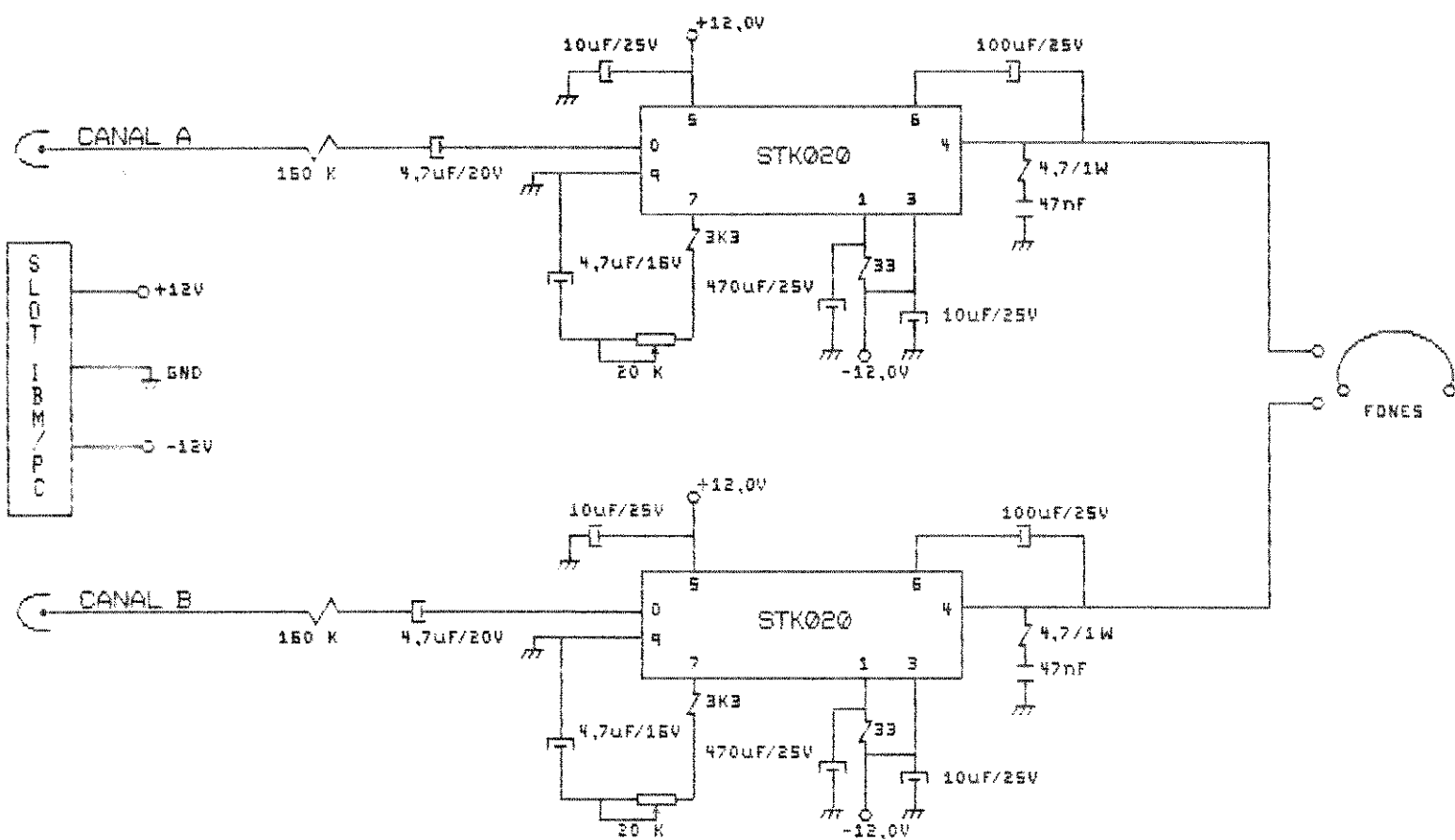


Fig. 4.6.e - Amplificador de Audio

## CAPITULO 5

### TESTES DOS ESTIMULADORES

#### 5.1 - TESTES EM BANCADA

Ambos os estimuladores foram testados e avaliados com cargas simuladas, medindo-se suas formas de onda com um osciloscópio. A título de ilustração são apresentadas, a seguir, as fotografias de algumas formas de onda obtidas das saídas do estimulador elétrico e acústico.

A figura 5.1.1 ilustra a medida de um pulso de corrente elétrica com frequência de 5 Hz com duração de pulso de 2 ms e intensidade de 10 mA em cima de uma carga simulada de 15 kohms/10 W. Na figura 5.1.2 é apresentada a forma de onda de um estalido com frequência de 10 Hz. A figura 5.1.3 ilustra a forma de onda de uma sequência de tons puros com frequência de 8 kHz e na figura 5.1.4 apresenta-se no traço superior o ruído branco da saída do canal de áudio esquerdo e no inferior um pulso de tom de 4 kHz com 5 ciclos de senoide de subida/descida e platô e frequência de estimulação de 10 Hz da saída do canal de áudio direito.

O consumo total da interface e da U.M.D. do subsistema de estimulação elétrica, que são alimentados por +5,0 volts, é de 812 mA. Como 700 mA é o máximo permitido por slot, conclui-se que este subsistema não poderá ser utilizado quando todos os demais slots estiverem sendo usados. O consumo da sua U.A. é de 45 mA que utiliza apenas tensão de +12 volts. Como para esta tensão o máximo permitido é de 100 mA, não há nenhum fator limitante para o funcionamento desta U.A.. Para o subsistema de estimulação acústica, os limites máximos permissíveis de consumo de corrente não foram ultrapassados para nenhuma alimentação.

Após os testes de bancada ambos os estimuladores foram integrados ao sistema de promediação (WU e WANG, 1990), compondo assim o Sistema Integrado de Potencial Evocado.

#### 5.2 - TESTES EXPERIMENTAIS

Os testes experimentais com ambos os estimuladores foram realizados com um voluntário sem distúrbios neuro-sensoriais conhecidos no laboratório de bioengenharia do Centro de Engenharia Biomédica da UNICAMP.

A figura 5.2.1 apresenta o P.E.A obtido de um voluntário de 26 anos, sexo masculino, provocado por estalidos de polaridade negativa com frequência de 10 Hz e intensidade de 70 dB. Os eletrodos de registros foram fixados sobre o couro cabeludo, sendo o eletrodo positivo na posição CZ, o negativo no processo mastóide direito e o de referência no processo mastóide esquerdo. Foram

promediados 4000 seguimentos com janela de 16 ms. O ganho do pré-amplificador foi ajustado para 50.000 e sua banda passante foi fixada na faixa de 100 Hz a 3 kHz.

Para comprovar que o registro do P.E.A. obtido era realmente P.E. e não artefato foram efetuados dois tipos de testes. Primeiramente manteve-se os mesmos parâmetros de promediação e de estimulação, exceto a intensidade que foi reduzida para 3 dB e obteve-se apenas ruído no registro como era de se esperar. Este registro está mostrado na figura 5.2.2. No outro teste, curto-circuitou-se as duas entradas do pré-amplificador (isto é, o eletrodo positivo ao negativo), manteve-se os mesmos parâmetros de promediação e de estimulação exceto a intensidade que foi reduzida para 50 dB. Neste registro obteve-se também só ruído, como mostra a figura 5.2.3, o que era de se esperar.

A figura 5.2.4 apresenta um artefato de estímulo seguido de um P.E.S. (i.e., um potencial de ação composto periférico) de um voluntário de 26 anos, sexo masculino, provocado por pulsos de corrente de 4,1 Hz, duração de 0,3 ms e intensidade de 7 mA. Os eletrodos de estimulação foram aplicados no nervo digital e os de registro próximo ao punho, sendo o eletrodo positivo colocado no nervo mediano e o negativo distante 2 cm no lado distal. Foram promediados 1000 estímulos, com uma janela de duração de 16 ms. O pré-amplificador utilizado foi ajustado para um ganho de 10.000 e banda passante entre 20 Hz e 3 kHz.

Para certificar que o registro do P.E.S. obtido era P.E. e não artefato foi efetuado apenas um teste. Foram mantidos os parâmetros de promediação e de estimulação exceto a intensidade de corrente que foi reduzida para 1 mA. O registro obtido, apresentado na figura 5.2.5, mostra apenas o artefato de estímulo e não a onda obtida na figura 5.2.3 após o artefato, pois esta intensidade é muito baixa para provocar P.E.S.

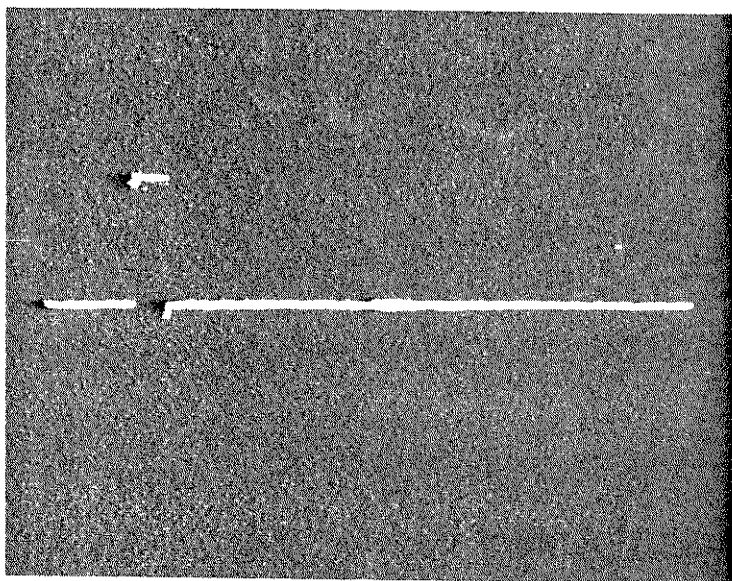


Fig. 5.1.1 - Forma de onda de um pulso de corrente elétrica com frequência de 5 Hz, duração de 2 ms e intensidade de 10 mA medido em cima de uma carga simulada de 15 kohms/10 W.

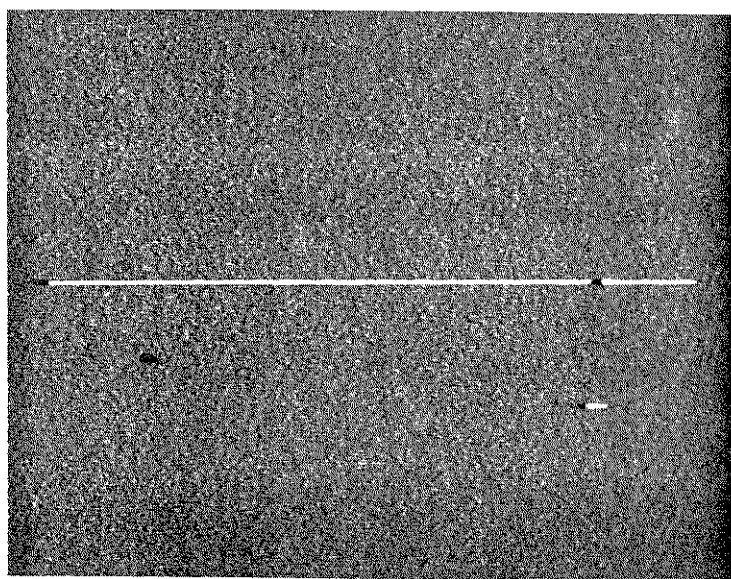


Fig. 5.1.2 - Forma de onda de um estalido com frequência de 10 Hz

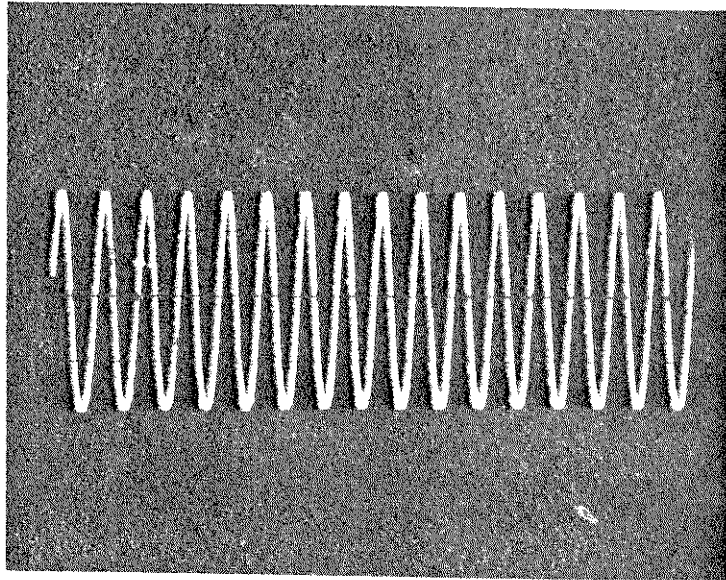


Fig. 5.1.3 - Forma de onda de um tom puro com frequência de 8 kHz

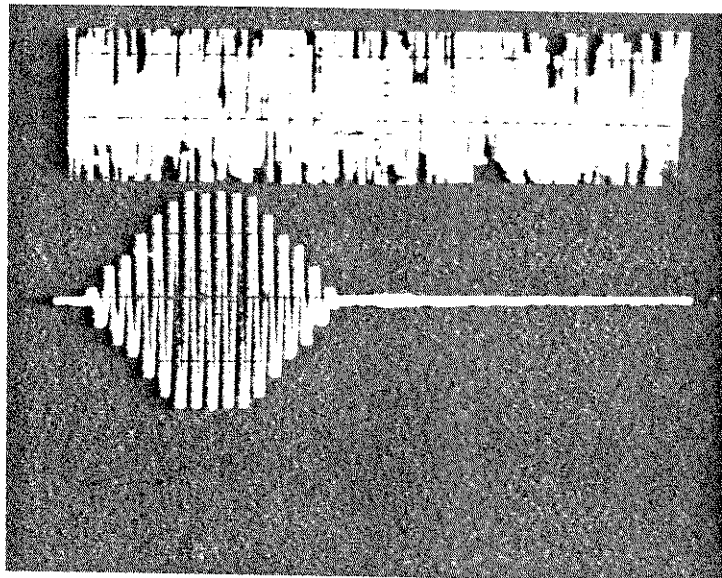
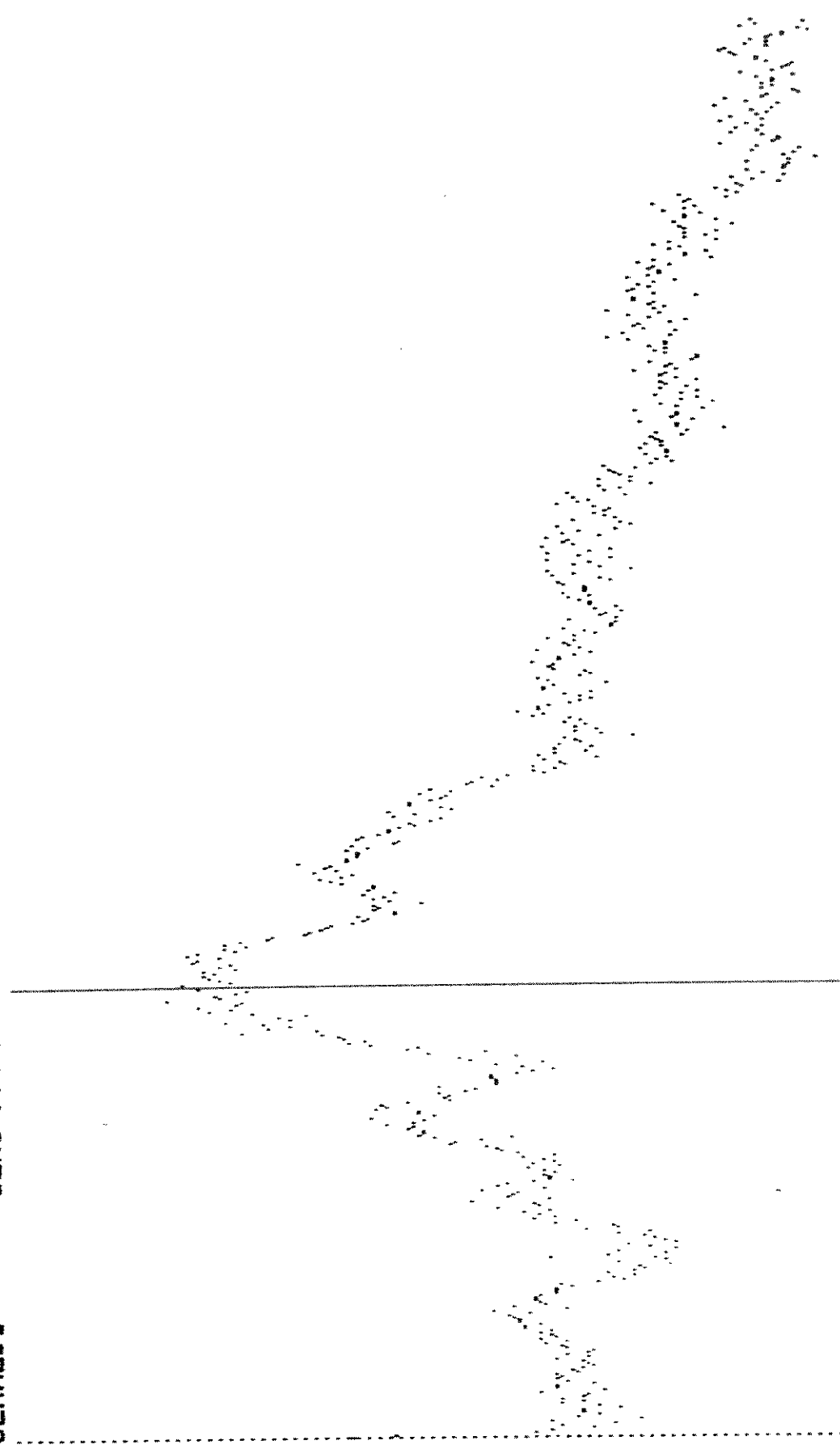


Fig. 5.1.4 - No traço superior é apresentada a forma de onda do ruído branco medida no canal de áudio esquerdo e no inferior um pulso de tom de 4 kHz com 5 ciclos de senoide de subida/descida e platô com frequência de estimulação de 10 Hz medida na saída do canal de áudio direito.

GERALD8 SEXO MASC 23anos 03/05/90 N(estimulos) = 04000



— dV = 158 nV dt = 500.0 us Vc-Vr = +364 nV tc-tr = +005.1 ms  
ACUSTICO ESTALIDOS EST.: 10.00Hz POL.: ALT. INTENS.: 70dB CANAL: AMBOS

Fig. 5.2.1 - Potencial Evocado Auditivo - P.E.A.

GERALD9

SEXO: MASC

23anos

03/05/90

N(estimulos) = 080002



—  $dV = 044 \text{ nV}$   $dt = 500.0 \text{ us}$   $Vc-Vr = +000 \text{ uV}$   $tc-tr = -000.0 \text{ us}$

ACUSTICO ESTALIDOS EST.: 10.00Hz POL.: ALT. INTENS.: 03dB CANAL: AMBOS

Fig. 5.2.2 - Ruído obtido da aplicação de estímulos auditivos incapazes de provocar F.F.A.

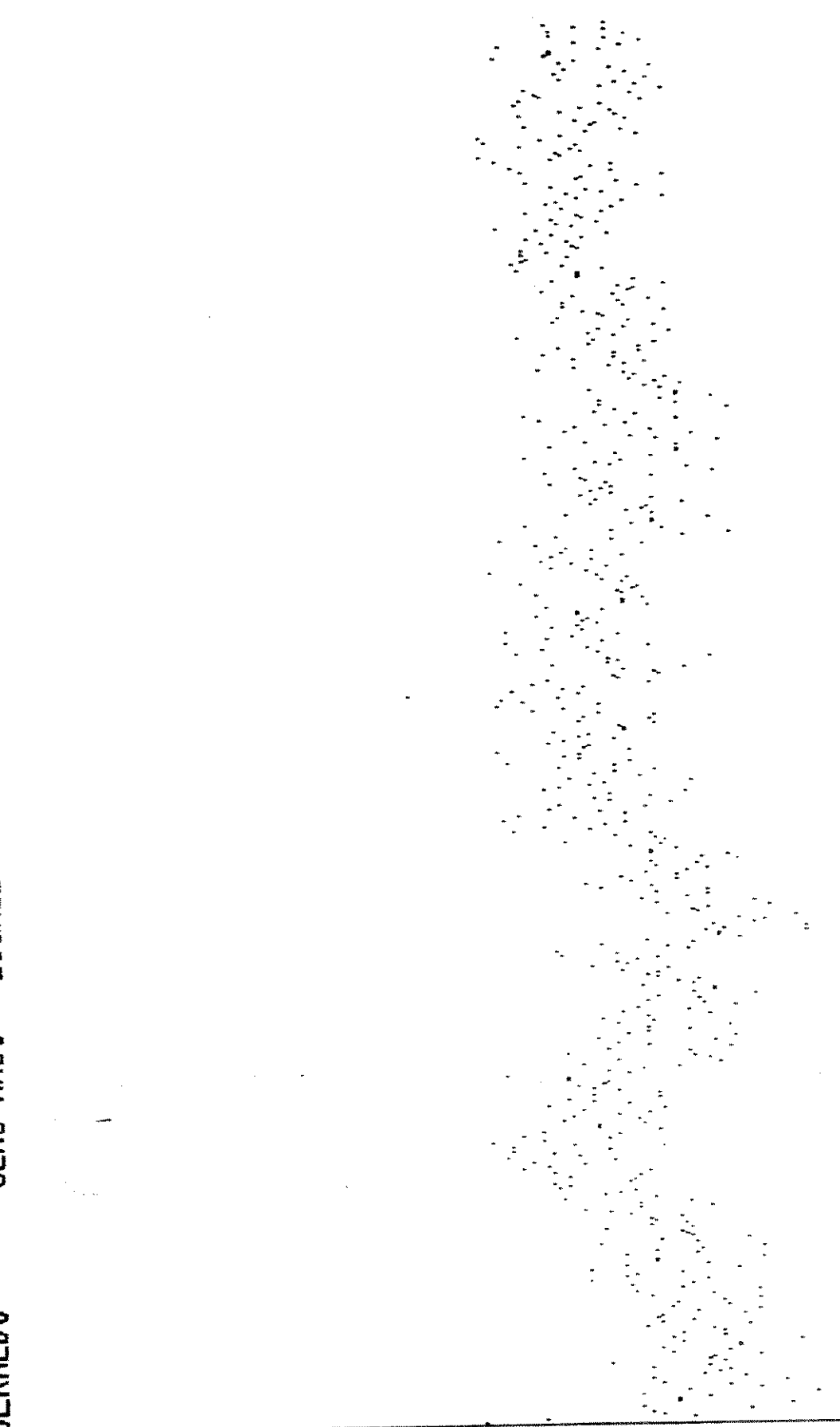
GERALDC

SEXO MASC

23anos

03/05/90

N(estimulos) = 04000



—  $dV = 034 \text{ nV}$   $dt = 500.0 \text{ us}$   $V_c - V_r = +000 \text{ uV}$   $t_c - t_r = -000.0 \text{ us}$

ACUSTICO ESTALIDOS EST.: 10.00Hz POL.: ALT. INTENS.: 50dB CANAL: AMBOS

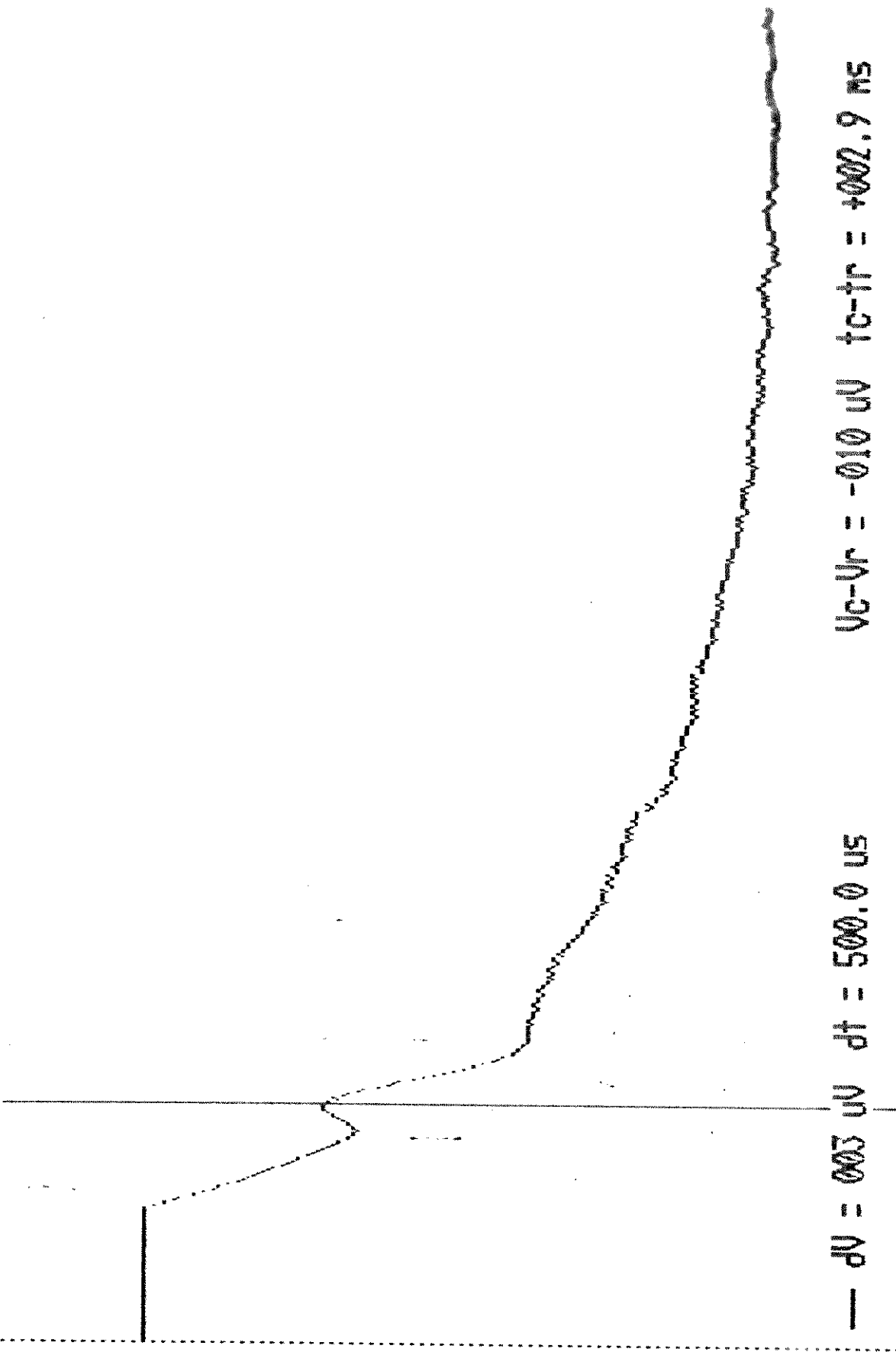
ELGERA2

SEXO MASC

26anos

22/06/90

N(estimulos) = 01003



ELETTRICO

EST.: 04.10Hz

PULSO: 0.3ms

INTENS.: 07mA

Fig. 5.2.4 - Potencial Evocado Somato-sensorial - P.E.S.

LEU70777 3EY0 11M3C 2081807 01/00/77 11/03/111105/ = 01000



—  $\Delta V = 003 \text{ uV}$   $\Delta t = 500.0 \text{ us}$   $V_c - V_r = +000 \text{ uV}$   $t_c - t_r = -000.0 \text{ us}$

ELETTRICO EST.: 04.10Hz PULSO: 0.3ms INTENS.: 01mA

Fig. 5.2.5 - Ruído obtido da aplicação de estímulos elétricos incapazes de provocar P.E.S.

## CAPITULO 6

### DISCUSSAO

Antes de desenvolver este S.I.P.E., foi desenvolvido um sistema composto de aparelhos independentes. Os estimuladores elétrico (MELONI & WANG, 1983a) e acústico (MELONI & WANG, 1983b) foram construídos com componentes eletrônicos sem o emprego de microprocessadores, pois na época além do Centro de Engenharia Biomédica - UNICAMP não possuir um laboratório para o desenvolvimento de sistemas microprocessados, os microprocessadores eram raros e caros no país.

Neste projeto optou-se por utilizar a tecnologia de microprocessadores a fim de reduzir as dimensões e o consumo dos circuitos, facilitar a comunicação entre o PC e os estimuladores e aumentar a confiabilidade do projeto. Inicialmente pensou-se em utilizar apenas um microprocessador e acondicionar ambos os estimuladores numa única placa padrão para PC. Entretanto, devido ao uso do conversor DC-DC no estimulador elétrico e aos circuitos geradores de forma de ondas necessárias no estimulador acústico, isto se tornou inviável. Atualmente os dois estão em placas distintas.

O emprego do gerador de formas de ondas ICL-8038 para gerar as ondas senoidais, foi uma necessidade de projeto, pois o 8085A não é capaz de gerar ondas senoidais com suficiente precisão, quando estas devem ser multiplicadas por sinais trapezoidais em tempo real para gerar os pulsos de tom.

Para acondicionar ambos os estimuladores em uma única placa e eliminar os geradores de forma de onda do estimulador acústico, as seguintes alterações precisam ser feitas:

- 1 - Eliminar o conversor DC-DC construído com componentes discretos e utilizar o conversor DC-DC integrado da família V1-200 fabricado pela VICR - E.U.A.;
- 2 - Substituir o microprocessador 8085A por microcontrolador integrado da INTEL como o MCS-8048, que além de uma alta velocidade de processamento possui 1 kbyte de ROM, 64 bytes de RAM, 27 linhas de I/O e contador/temporizador de 8 bits em um único "chip".

Mas esta implementação apresenta alguns inconvenientes como: dificuldade em encontrar os componentes no mercado nacional, alto custo e necessidade de um sistema de desenvolvimento para o microcontrolador.

No desenvolvimento dos estimuladores elétrico e acústico deu-se sempre preferência para os componentes de fácil aquisição no mercado nacional para facilitar a sua futura produção em escala. O único componente não encontrado no mercado nacional é o controlador digital de atenuação da Analog Devices, o AD7110.

Nas tabelas 6.1 e 6.2 apresenta-se uma comparação entre as características técnicas dos estimuladores projetados, dos desenvolvidos anteriormente e de alguns estimuladores comercializados no Exterior. Como se pode observar, as faixas de variação de parâmetros são bastante parecidas.

Os testes preliminares feitos com voluntários demonstraram que os estimuladores, junto com o promediador, são tecnicamente capazes de satisfazer as necessidades de qualquer serviço de eletrofisiologia clínica. Espera-se agora realizar testes mais extensivos dentro do Hospital das Clínicas da UNICAMP para comprovar este otimismo e, em seguida, tentar transferir a tecnologia desenvolvida ao setor produtivo nacional.

| PARAMETROS                                                  | NICOLET<br>COMPACT-4 | TRACOR NORTHERN<br>TN 3001          | DISA<br>EVOMATIC<br>4000 | LIFT TECH<br>MODULAR<br>E.P. SYSTEM | NIHON KODEN<br>NEB - 5304K | EST/CEB1<br>*       | EST/CEB2<br>**     |
|-------------------------------------------------------------|----------------------|-------------------------------------|--------------------------|-------------------------------------|----------------------------|---------------------|--------------------|
| INTENSIDADE DO PULSO<br>(mA)                                | 1-79<br>[1]          | 0,1-19,0<br>[0,1]                   | 99,9max.                 | 20 mA MAX.                          | 0,05                       | 1-20<br>[2]         | 1-20<br>[1]        |
| DURACAO DO PULSO (ms)                                       | 0,05-0,5<br>[0,05]   | 0,05 - 0,10<br>0,20 - 0,50<br>1-2-5 | 0,1-1,0                  | 0,1 - 999,9<br>[0,1]                | 0,05 - 1 ms<br>(6 INC.)    | 0,05 - 5,0<br>[0,1] | 0,1 - 5,0<br>[0,1] |
| FREQ./ DE ESTIM. (Hz)                                       | 0,1-10<br>[0,1]      | 0,1 - 100                           | -----                    | -----                               | 0,1 - 80 Hz<br>(29 INC.)   | 0,1 - 10<br>[0,1]   | 0,1 - 10<br>[0,1]  |
| TENSAO DE TRABALHO                                          | 300 Vdc              | 240 Vdc                             | 300 Vdc                  | 300 Vdc                             | -----                      | 320 Vdc             | 320 Vdc            |
| ATRASO ENTRE PULSO DE<br>SINCRONISMO E PULSO DE<br>ESTIMULO | -----                | SIM                                 | SIM                      | SIM                                 | NAO                        | NAO                 | NAO                |
| EXATIDAO                                                    | -----                | -----                               | -----                    | 5 %                                 | -----                      | -----               | 1 %                |
| PROGRAMAVEL POR SOFTWARE                                    | SIM                  | -----                               | SIM                      | -----                               | SIM                        | NAO                 | SIM                |

\* MELONI, 1982

\*\* Protótipo desta tese

TABELA 6.1 - Características de alguns estimuladores elétricos

| PARAMETROS                                 | NICOLET<br>NIC1001<br>E 1002      | DISA<br>EVOMATIC<br>4000                                     | TECH<br>POLAR<br>SYSTEM                        | NIHON KODEN<br>NEB - 5304K        | ESI/CEB1<br>*                                         | ESI/CEB2<br>**                                        |
|--------------------------------------------|-----------------------------------|--------------------------------------------------------------|------------------------------------------------|-----------------------------------|-------------------------------------------------------|-------------------------------------------------------|
| ATENUACAO (dB)                             | 0 A 140 dB<br>(inc.: 5 dB)        | 0-132 dB<br>(3 dB)                                           | 0-99 dB                                        | 0 A 103 dB<br>(inc.: 5 dB)        | 95 dB<br>(inc.: 5 dB)                                 | 87 dB<br>(inc.: 3 dB)                                 |
| FREQUENCIA DOS PULSOS<br>(Hz)              | 0,1-99,9<br>(inc.: 1,0 Hz)        | -----                                                        | -----                                          | 0,1 - 80 Hz                       | 0,01 - 9,9Hz<br>(inc.: 0,01;<br>0,1 ou 1 Hz)          | 0,1 - 10 Hz<br>(inc.: 0,01 Hz)                        |
| POLARIDADE DOS ESTALIDOS                   | POSITIVA<br>NEGATIVA<br>ALTERNADA | POSITIVA<br>NEGATIVA<br>ALTERN.                              | POSITIVA<br>NEGATIVA<br>ALTERNADA              | POSITIVA<br>NEGATIVA<br>ALTERNADA | POSITIVA<br>NEGATIVA<br>ALTERNADA                     | POSITIVA<br>NEGATIVA<br>ALTERNADA                     |
| DURACAO DOS ESTALIDOS                      | 50-500 us<br>(6 inc.)             | 50 us<br>ou<br>100 us                                        | 200 us                                         | -----                             | 50 us<br>(ajustavel<br>interna/e)                     | 50 us                                                 |
| TEMPO DE SUBIDA/DESCIDA<br>DO PULSO DE TOM | -----                             | 0,1,2,<br>3,5,10<br>e<br>20 ms                               | 0,5 a 250 ms                                   | 0,1 a 100 ms<br>(12 inc.)         | 1 a 99<br>ciclos de<br>senoide                        | 1 a 60<br>ciclos de<br>senoide                        |
| TEMPO DE PLATO DO PULSO<br>DE TOM          | -----                             | 0,1,2,<br>5,10,20,<br>50,100,<br>200,500<br>e 1000 ms        | 0,1 a 1000 ms                                  | 0 - 1000 ms<br>(11 inc.)          | 1 a 99<br>ciclos de<br>senoide ou<br>8 a 792 ms       | 1 a 60<br>ciclos de<br>senoide                        |
| FREQUENCIAS (Hz)                           | 125-8 kHz                         | 125,250,<br>500, 1k,<br>1k5, 2k,<br>3k, 4k,<br>8k,<br>10 kHz | 250, 500, 1k,<br>1k5, 2k, 3k,<br>4k, 6k, 8 kHz | 125 - 8 kHz<br>(10 inc.)          | 125, 250,<br>500, 1k,<br>1k5, 2k, 3k,<br>4k, 6k, 8kHz | 125, 250,<br>500, 1k,<br>1k5, 2k, 3k,<br>4k, 6k, 8kHz |
| EXATIDAO                                   | -----                             | -----                                                        | 1,5 %                                          | -----                             | -----                                                 | 1 %                                                   |
| PROGRAMAVEL POR SOFTWARE                   | SIM                               | SIM                                                          | SIM                                            | SIM                               | NAO                                                   | SIM                                                   |

\* MELONI, 1982

\*\* Protótipo desta tese

TABELA 6.2 - Características de alguns estimuladores acústicos

## APENDICE

### NIVEL DE PRESSAO SONORA ("Sound Pressure Level" = SPL)

O nível de pressão sonora de um som expresso em dB SPL é equivalente a 20 vezes o logaritmo de base 10 da razão da pressão sonora efetiva medida de som em relação a uma pressão sonora efetiva de referência, isto é:

$$SPL = 20 \log_{10} (P/P_{ref})$$

A pressão de referência usual (MELONI e WANG, 1983b) é igual a:

$$P_{ref} = 20 \text{ uN/m}^2$$

## REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

- AEEGS Clinical Evoked Potential Guidelines (1984), J. Clin. Neurophys., 1: 3-34.
- Analog Devices Data Sheet (1984), DAC-08, AD 7110, NORWOOD
- ANZISKA, B.J. & CRACCO, R.Q. (1981), Short latency SEPs to median nerve stimulation: comparison of recording methods and origin of components, EEG Clin. Neurophysiol., 52: 531-539.
- CELESIA, G.G. (1979), Somatosensory evoked potential recorded directly from human thalamus and SM I cortical area, Arch. Neurol., 36: 399-405.
- CHIAPPA, H. K. & ROPPER, H.A. (1982); Evoked potential in clinical medicine, The New Engl. J. Med., 306: 1005-1010.
- COSTA, E.T. & WANG, B. (1984), Desenvolvimento de promediador para processar potencial neural evocado, Tese de Mestrado - UNICAMP, publicação no. 108/84.
- CRACCO, R.Q. (1973), Spinal evoked response: peripheral nerve stimulation in man, EEG Clin. Neurophysiol., 35: 379-386
- CRACCO, R.Q. & CRACCO, J.B. (1976), Somatosensory evoked potential in man: far field potentials, EEG Clin. Neurophysiol., 41: 460-466.
- CRACCO, B.J.; CRACCO, Q.R. & STOLOVE, R. (1978), Spinal evoked potential: a maturational study, E.E.G. Clin. Neurophys., 146: 58-64.
- CRACCO, Q.R.; CRACCO, B.J. e ANZISKA, J.B. (1979), Somatosensory evoked potential in man: cerebral, subcortical, spinal and peripheral nerve potentials, Am. J. E.E.G. Technol., 19: 59-81.
- DAREELL, T. (1980), An introduction to brainstem auditory evoked responses, Nicolet Instruments Corp., Madison.
- DAVIS, H. (1976), Principles of electric responses audiometry, Ann. Otol. Rhinol. Laryngol. Supl. 28, vol. 85.
- DESMEDT, J.E. & CHERON, G. (1981), Non-cephalic reference recording of early somatosensory potentials to finger stimulation in adult or aging normal man: differentiation of widespread N18 and contralateral N20 from the prerolandic P22 and N30 components. EEG Clin. Neurophysiol. 52: 553-570.
- DESMEDT, E. J. & CHERON, G. (1982), Somatosensory evoked potentials in man: subcortical, cortical and their neural basis, Ann. N.Y. Acad. Sciences, 388-341.

ELBERLING, (1977), Some Aspects of Electrocochleography, FDAL's For Kobenhavn. Arhus. Odense.

EGGEBRECHT, L. (1983), Interfacing to the IBM Personal Computer, Howard W. Sam & Co., Indianapolis, Indiana

FURSHPAN, & POTTER, D. D. (1959), Transmission at the giant motor synapses of crayfish, J. Physiol., 145: 289-325.

GARBOR, D. (1947), Acoustical quanta and the theory of hearing, Nature, 159: 591-594.

GUERREIRO, C.A.M. & EHRENBERG, L.B. (1982), Somatosensory Evoked Response, "Arquivos de Neuro-psiquiatria", 40: 29-38.

GUYTON, C.A. (1981), Fisiologia Humana, Interamericana, Rio de Janeiro, R.J.

HUME, L.A.; CANT R.B. & SHAW, A.M. (1978), Central somatosensory conduction time in comatose patients, Ann. Neurol., 5: 379-384.

Intel data sheet, MCS 8085A, Sta Clara, CA.

Intersil Data Sheet, ICL8038.

JONES, J.S. (1979), Investigation of brachial plexus traction lesions by peripheral and spinal somatosensory evoked potentials, J. Neurol. Neurosurg. Psychiat., 42: 107-116.

JUNG, G.W. (1978), IC - Converter Cookbook, Howard W. Sam & Co., Indianapolis, Indiana.

KATZ, B. (1966), Nerve, muscle and synapse, McGraw-hill book company, New York.

MELONI, L. G. P. (1982); Desenvolvimento de um Estimulador Elétrico e um Estimulador Acústico para Provocar Potenciais Neuroelétricos, Tese de Mestrado - Unicamp - publicação no. 041/82.

MELONI, L.G.P. & WANG, B. (1983a). "Um Estimulador Elétrico para Provocar Potenciais Neuro-Elétricos. Anais do VIII Congr. Bras. de Engenharia Biomédica, pp. 221-225.

MELONI, L.G.P. & WANG, B. (1983b). "Um Estimulador Acústico para Provocar Potenciais Neuro-Elétricos". Anais do VIII Congr. Bras. de Engenharia Biomédica, pp. 225-231.

NAUTON, R.F., & FERNANDEZ, C. (1978), Evoked electrical activity in the auditory nervous system, Academic Press.

NICOLET INSTRUMENT CORP. (1979), Introduction to evoked potential instrumentation, Madison.

NORTON, Peter (1986); Peter Norton's Assembly Language Book for the IBM PC, Brady, New York.

- NUWER, R. M. (1982), Evoked potentials in clinical medicine, L.A. Neurol. Soc., 47: 1-12.
- PEROT, L.P. (1973), The clinical use of somatosensory evoked potentials in spinal cord injury, Clin. Neurosurg., 20: 367-381.
- PEROT, L. P. & Cristian, L. V. (1982), Scalp recorded somatosensory evoked potentials to stimulation of nerves in the lower extremities and evaluation of patients with spinal cord trauma, Ann. N.Y. Acad. Sc., 359-367.
- RUCHKIN, D. S. & GLASER, E. M. (1976), "Principles of neurobiological signal analysis", Acad. Press. Inc., New York, 1th ed.
- STARR, A. (1978), Sensory evoked potentials in clinical disorders of nervous system, Ann. Rev. Neurosc., 1: 103-127.
- STARR, A. ; NUDLEMAN, K & ALLEN, A (1977), Assessment of sensory function in the operating room utilizing cerebral evoked potentials: A study of fifty-six surgically anesthetized patients, Meet. Am. Acad. of Neurol., 1-23.
- STARR, A.; PRATT, H. & BURKE, D. (1982), Natural stimuli evoking somatosensory potentials, Ann. N.Y. Acad. of Sc., 702-706.
- STOCKARD, J. J.; STOCKARD, E. J. & SHARBROUGH, W. F. (1977), Detection and localization of occult lesions with brainstem auditory responses, Mayo Clin. Proceed., 52: 761-768.
- STOCKARD, J. J.; STOCKARD, E. J. & SHARBROUGH, W. F. (1978), Nonpathologic factors influencing brainstem evoked potentials, Am J. E.E.G. Technol., 18: 177-209.
- VIVION, C. M. (1980), Clinical status of evoked potential audiometry, The Laryng., 2: 437-447.
- WU, E. J. H. & WANG, B. (1990). "Sistema integrado de instrumentação para potencial evocado baseado num microcomputador compatível com PC-AT: I - O promediador". Submetido ao XII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica.