

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

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

TÍTULO: PROMEDIADOR DE SINAIS PARA UM SISTEMA INTEGRADO  
DE INSTRUMENTAÇÃO PARA POTENCIAL EVOCADO

AUTOR: Eduardo Wu Jyh Herng *Wu*

ORIENTADOR: Prof. Dr. Wang Binseng *Wang*

*910079/80*

Campinas, São Paulo, 1990.

Este exemplar corresponde à redação final da tese defendida por Eduardo Wu Jyh Herng e aprovada pela Comissão Julgadora em 27 / 08 / 90.

*[Assinatura]*  
Orientador

## AGRADECIMENTOS

Ao meu orientador, Prof. Dr. Wang Binseng, cujo apoio e orientação em todas as fases deste trabalho permitiram a conclusão do mesmo.

Aos Profs. Drs. José M. W. Bassani, Saide J. Calil, Maria A. C. Farias, Vera L. S. N. Button, Eduardo T. Costa e Alberto Cliquet Jr. que direta ou indiretamente muito contribuíram para minha formação acadêmica.

Ao Eng. Alexandre H. Hermíni e aos técnicos Márcio T. Watoniki, Eugênio C. Carrara e César A. R. Caparroz pela cooperação e assistência no uso dos equipamentos do laboratório.

Aos colegas e amigos que, com solidariedade e apoio, tornaram o convívio agradável e proveitoso e, especialmente, à minha família cujo apoio e incentivo prevaleceram os momentos de desânimo.

Agradecimentos especiais ao CNPq, pela concessão da bolsa de estudos, e à FINEP, pelo financiamento do projeto de tese.

Dedico este trabalho para  
honra, louvor e glória  
do meu Senhor Jesus Cristo, e

Aos meus queridos pais

JOÃO e LÚCIA

e à minha querida esposa

MARTA

pelo apoio, incentivo e carinho.

## RESUMO

Quando o sistema sensorial é estimulado adequadamente, pode-se detectar respostas em lugares diferentes do corpo, cada qual com forma e características próprias (amplitude, forma de onda, latência, etc.). Estas respostas são conhecidas como "potenciais neurais evocados", ou simplesmente potenciais evocados, e são classificados em somatosensoriais, visuais e auditivos.

O potencial evocado registrado é contaminado por vários tipos de "ruídos" provenientes da atividade elétrica cerebral não relacionados com o estímulo e da atividade elétrica não cerebral, além de ruídos eletromagnéticos originados fora do corpo do paciente. Por esta razão, há necessidade de se realçar o potencial evocado frente a outros sinais e o método mais utilizado é o do cálculo da média síncrona ou, simplesmente, promediação.

Foi desenvolvido e testado um equipamento para obtenção do potencial evocado pela técnica de promediação com base num microprocessador compatível a PC-AT e uma placa de conversão A/D.

Os dados adquiridos pelo conversor A/D são testados (se o filtro de artefatos estiver instalado) e, se aceitos, são somados, ponto a ponto, numa região da memória, sendo as somas intermediárias apresentadas em intervalos programáveis pelo operador, após um ajuste dos dados. Quando o resultado final é apresentado na tela de vídeo, dois cursores permitem fazer leituras de diferença de tempo e amplitude que são apresentados na tela de vídeo, podendo o operador salvar em disco ou copiar a tela em impressora gráfica.

## ABSTRACT

When the sensory system is adequately stimulated, it is possible to detect responses on different sites of the body, each with their own form and characteristic (amplitude, waveform, latency, etc.). These responses are known as "neural evoked potentials" or simply evoked potentials, and they are classified in somatosensory, visual and auditory.

The evoked potential is contaminated by several kinds of "noise" proceeding from the electrical activity of the brain, not associated with the stimulus, and from the non-cerebral electrical activity, beyond electromagnetic noises proceeding from patient body outside. Because this reason, there is the necessity to enhance the evoked potential among other signals and the used method is the calculation of synchronous averaging.

An equipment to acquire and process evoked potentials by synchronous averaging technique has been developed and tested based on a PC-AT compatible microprocessor and an A/D converter.

The data acquired by the A/D converter are tested (if the artefact rejection option is installed) and, if accepted, they are summed, point by point, in a reserved memory region. The intermediate sums can be shown in programmable intervals, after scale adjust. When the final results are shown on the screen, it is possible to read the time and amplitude differences between two cursors, save in disk or copy the screen to a graphic printer.

## INDICE

CAPÍTULO 1. INTRODUÇÃO.....	01
CAPÍTULO 2. FUNDAMENTOS.....	05
2.1. Origem do Potencial Evocado.....	05
2.2. O Potencial Evocado.....	11
2.3. Componentes do Sistema de Instrumentação para Potencial Evocado.....	17
2.3.1. Estimulador.....	17
2.3.2. Pré-Amplificador.....	18
2.3.3. Conversor A/D.....	18
2.3.4. Processador de Sinais.....	18
2.4. Técnicas de Processamento do Potencial Evocado.....	19
2.4.1. Método da Promediação Convencional.....	20
CAPÍTULO 3. DESCRIÇÃO DO PROJETO.....	23
3.1. Descrição do Hardware.....	23
3.1.1. Conversor A/D.....	23
3.1.2. Microcomputador.....	26
3.1.3. Impressora.....	26
3.2. Descrição do Software.....	27
3.2.1. Características do Microprocessador.....	27
3.2.2. Inicialização.....	32
3.2.3. Cabeçalho.....	34
3.2.4. Menu.....	36
3.2.5. Leitura de Arquivo.....	39
3.2.6. Promediação.....	42

3.2.6.1. Entrada de Dados do Paciente.....	44
3.2.6.2. Seleção do Tipo de Estímulo.....	45
3.2.6.3. Instalação opcional e Programação do Filtro de Artefatos de Movimento.....	46
3.2.6.4. Programação opcional do Número de Aquisições entre Apresentações da Soma.....	47
3.2.6.5. Seleção do Número de Canais.....	48
3.2.6.6. Seleção da Janela de Vídeo e do Ganho para os Canais Selecionados.....	48
3.2.6.7. Programação do Número de Aquisições.....	49
3.2.6.7. Verificação dos Parâmetros Programados.....	50
3.2.7. Programação dos Parâmetros do Estimulador Escolhido..	50
3.2.8. Cálculo dos Limites para o Filtro de Artefatos.....	52
3.2.9. Aquisição de Dados.....	53
3.2.10. Soma Acumulativa e Apresentação na Tela de Vídeo....	55
3.2.10.1. Ajuste pelo Valor Limite do Conversor A/D.....	56
3.2.10.2. Ajuste para Apresentação na Tela de Vídeo.....	56
3.2.10.3. Apresentação das Formas de Onda na Tela Vídeo.....	57
3.2.10.4. Atualização do Número de Aquisições.....	58
3.2.10.5. Teste do Teclado.....	58
3.2.10.6. Mensagens.....	59
3.2.11. Cálculo do Segmento Médio.....	59
3.2.12. Apresentação dos Resultados na Tela de Vídeo.....	60
3.2.13. Armazenamento dos Resultados e Parâmetros em	



Disco.....	63
3.2.14. Impressão dos Resultados em Papel.....	65
CAPÍTULO 4. RESULTADOS EXPERIMENTAIS.....	67
4.1. Testes de Bancada.....	67
4.1.1. Calibração do Promediador com Sinal Simulado.....	68
4.1.2. Calibração do Promediador com Gerador de Funções.....	75
4.2. Testes com Voluntário.....	82
4.2.1. Estimulação Acústica.....	82
4.2.2. Estimulação Elétrica.....	89
CAPÍTULO 5. DISCUSSÃO.....	95
CAPÍTULO 6. BIBLIOGRAFIA.....	98

## CAPÍTULO 1

### INTRODUÇÃO

A falta de conhecimentos sobre o funcionamento do complexo sistema nervoso humano tem acarretado a menor probabilidade de recuperação dos pacientes com distúrbios neuro-sensoriais e, conseqüentemente, prejuízos para a saúde da população e a economia nacional.

Como as células nervosas utilizam potenciais eletro-químicos para produzir e processar as informações sensoriais, é possível detectar e registrar estes potenciais, denominados "potenciais evocados" (p.e.), e utilizá-los para estudar o funcionamento do sistema nervoso e para auxiliar em diagnósticos de distúrbios neuro-sensoriais.

Embora se conheça há muitos anos a existência de potenciais evocados em seres humanos, a utilização destes potenciais como aliado no diagnóstico de problemas neuro-sensoriais só se tornou ampla nas últimas décadas (vide revisões por Davis, 1976; Sokol, 1976; Starr, 1978). A razão principal desta defasagem é a dificuldade de se detectar os potenciais evocados, dada a pequena amplitude dos mesmos em comparação a outros potenciais bio-elétricos e a falta de técnicas de processamento de sinais (vide Brazier, 1967).

Os equipamentos de detecção de potenciais evocados figuram entre os de melhor desempenho para contribuição ao diagnóstico neurológico, permitindo uma avaliação do estado funcional de grupos de células nervosas. Antes da existência destes equipamentos, os

diagnósticos dependiam muito de testes de reflexo e da percepção de sensações provocadas, exigindo a colaboração do paciente, o que nem sempre é possível, além de serem subjetivas as percepções do paciente.

O uso de potenciais evocados, aliado a outros métodos clínicos, possibilita ao médico fazer um diagnóstico mais rápido, preciso e objetivo, determinando o tratamento mais adequado e acelerando a recuperação do paciente.

Em 1979, foi iniciado um projeto na UNICAMP visando desenvolver um sistema de instrumentação capaz de provocar e processar potenciais evocados (Meloni, 1982; Costa, 1984; Button, 1989), composto de:

- 1) promediador, i.e., processador de potencial evocado de um único canal, baseado no microprocessador 8085;
- 2) estimulador elétrico, capaz de apresentar estímulos de corrente elétrica com integrador para determinar a carga total transferida;
- 3) estimulador acústico, que pode apresentar 3 tipos de sons, cada um com parâmetros variáveis, além de um ruído branco;
- 4) estimulador óptico, que apresenta numa tela de televisor diversos tipos de padrões visuais controlados por um outro microprocessador 8085;
- 5) pré-amplificador isolado opticamente para acoplar os eletrodos ao promediador e, ao mesmo tempo, proteger o paciente de riscos de choques elétricos; e
- 6) interfaces de saída para a apresentação dos resultados do promediador na tela de um osciloscópio e num traçador de gráfico.

Baseado no projeto citado, o trabalho desta tese se concentra em desenvolver um sistema mais avançado e flexível. Por esta

razão fez-se alterações nos itens abaixo:

- 1) promediador, baseado no microprocessador 8088, processando simultaneamente 4 canais independentes, tanto em relação aos ganhos quanto em relação às frequências de amostragem;
- 2) armazenamento dos resultados da promediação e parâmetros em disco rígido e/ou flexível, para posterior análise;
- 3) apresentação dos resultados do processamento em tela de vídeo com cursores para medida de tempo e amplitude;
- 4) impressão dos resultados em formulário contínuo via impressora.

O promediador, em conjunto com os estimuladores e os pré-amplificadores, encontra aplicação em Neurologia, Otologia e Oftalmologia, possibilitando (Starr, 1978):

- a) determinar e localizar a existência de bloqueios de transmissão nervosa resultantes, por exemplo, de traumatismos ou de presença de tumores, sobretudo para o sistema auditivo e somato-sensorial;
- b) avaliar objetiva e quantitativamente o estado funcional dos sistemas visual, auditivo e somato-sensorial, independentemente do comprometimento psicológico do paciente;
- c) consubstanciar se houve morte cerebral do paciente (por exemplo, coma profunda);
- d) detecção de assintomáticos, e.g., esclerose múltipla;
- e) avaliar o progresso e a recuperação de pacientes em tratamento; e
- f) servir de ferramenta para pesquisa biomédica utilizando o potencial evocado.

O sistema proposto é composto por:

- a) Estimulador Elétrico (Reis, 1990)
- b) Estimulador Acústico (Reis, 1990)

- c) Estimulador Óptico (Button, 1989)
- d) Pré-amplificadores
- e) Placa de Conversor A/D (adquirida da Lynx Tecnologia Eletrônica Ltda.)
- f) Microcomputador possuindo microprocessador 8088 ou 80286

O objetivo básico desta tese foi desenvolver o "software" responsável pela aquisição, processamento e apresentação dos sinais, sempre em sincronismo com o estimulador selecionado pelo usuário, a fim de possibilitar a aplicação da técnica de promediação.

## CAPITULO 2

### FUNDAMENTOS

#### 2.1. ORIGEM DO POTENCIAL EVOCADO

O sistema nervoso é a parte do organismo encarregada de processar as transferências de informações através do corpo. A atividade do sistema nervoso é iniciada parcialmente pelos elementos de entrada - os *órgãos sensores* - e parcialmente por atividade endógena originada em certas células do sistema. A saída do sistema é finalmente expressa via *órgãos efetores* - músculos, glândulas, etc.

O sistema nervoso pode ser dividido em duas partes: o *sistema nervoso central* (SNC) e o *sistema nervoso periférico* (SNP). O SNC é formado pela concentração de corpos de células nervosas e é responsável pela recepção e processamento dos sinais de entrada e pela geração dos sinais de saída como resposta. O SNP é composto principalmente pelas fibras originadas do SNC e tem a função de transmitir sinais de *órgãos sensoriais* através das *vias aferentes* para o SNC, assim como transmitir mensagens dos *órgãos efetores* através das *vias eferentes*. Além disso, existem as agregações de células nervosas, fora do SNC e com relativa independência do controle cerebral, conhecidas como *gânglios*, cuja função está ligada à regulação automática de *órgãos internos* e da circulação de sangue.

As células especializadas que compõem o sistema

nervoso são chamadas de neurônios. Os neurônios possuem como características comuns: um corpo celular que contém o núcleo, ramificações de fibras curtas conhecidas como *dendritos* e uma fibra prolongada conhecida como *axônio* (fig. 2.1).

O transporte de informação é feito na forma de mudanças de potencial elétrico da membrana celular, especialmente em forma de eventos unitários conhecidos como impulsos nervosos ou *potenciais de ação* (PA).

O PA surge quando a membrana celular (no caso, do neurônio), ao ser estimulada por um impulso elétrico, atinge um potencial de limiar capaz de causar a despolarização da membrana. O PA possui uma forma característica (fig. 2.2), sendo do tipo "tudo ou nada", isto é, somente aparece quando o limiar é alcançado e possui sempre a mesma forma (Katz, 1966).

As características do PA são consequências das características da membrana celular e dos seus meios exterior e interior. Quando a célula encontra-se em repouso, ela possui mais potássio ( $K^+$ ) no interior, sendo esta diferença mantida pela permeabilidade seletiva da membrana e pelo transporte ativo de  $Na^+$  para fora. Devido a esta diferença de concentração, estabelece-se uma diferença de potencial entre as faces da membrana que segue a equação de Goldman (Aidley, 1971):

$$E = \frac{RT}{F} \log_e \frac{P_K \cdot [K^+]_o + P_{Na} \cdot [Na^+]_o + P_{Cl} \cdot [Cl^-]_i}{P_K \cdot [K^+]_i + P_{Na} \cdot [Na^+]_i + P_{Cl} \cdot [Cl^-]_o}$$

onde:

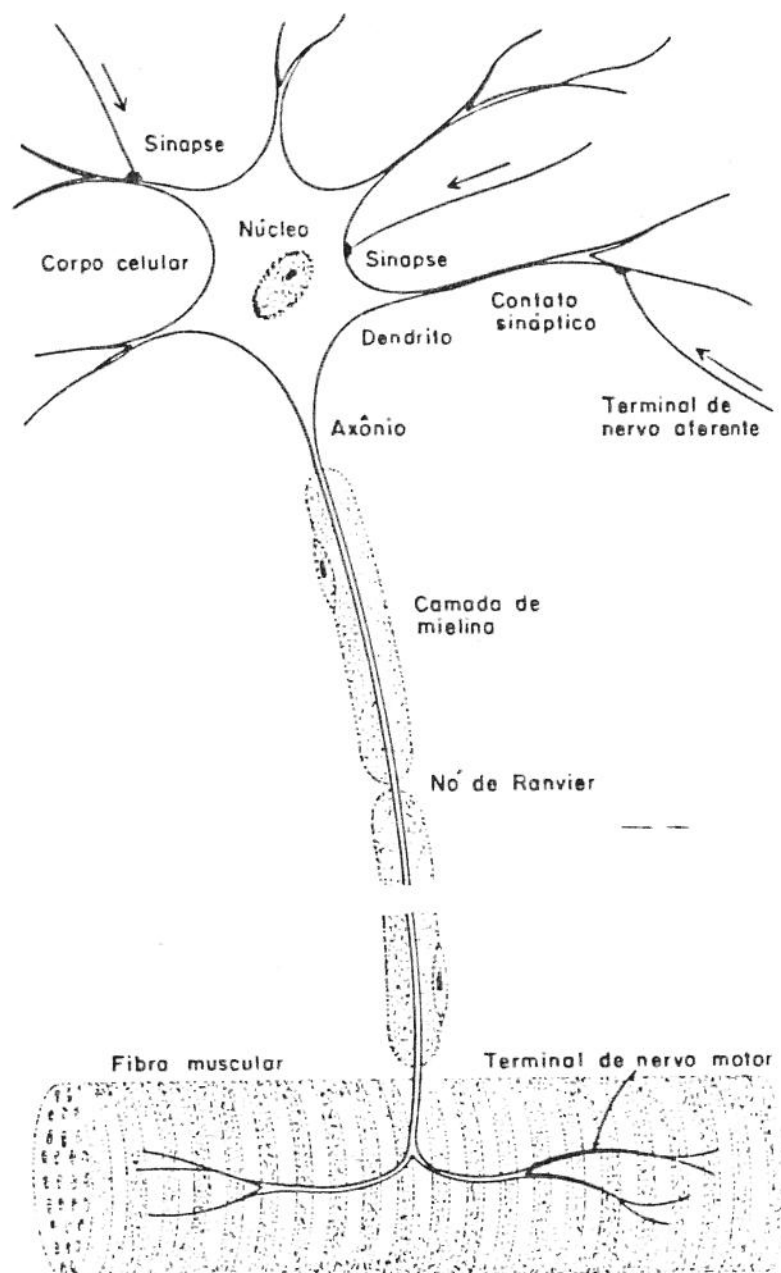


Fig. 2.1. Diagrama de uma célula nervosa (neurônio motor), mostrando alguns pontos de contato sináptico sobre o corpo celular e os dendritos, o axônio (interrompido para mostrar que é bastante longo), e os terminais nervosos numa fibra muscular. (modificado de Katz, 1966)



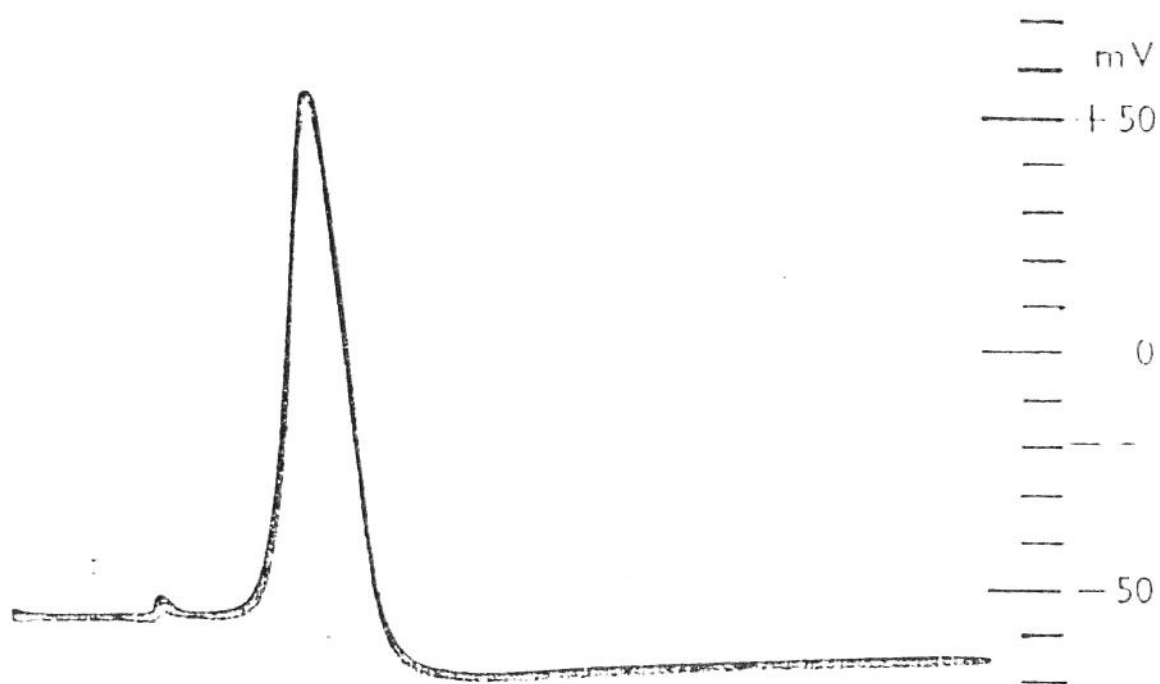


Fig. 2.2. Potencial evocado registrado com eletrodo interno de axônio com meio intracelular substituído por sulfato de potássio (16°C) (modificado de Baker, Hodgkin & Shaw, 1961)

$P_K$ ,  $P_{Na}$  e  $P_{Cl}$  - coeficientes de permeabilidade dos respectivos elementos

R - constante de gases [8,3 J/°K.mol]

T - temperatura absoluta [°K]

F - constante de Faraday [C/mol]

Quando a membrana é estimulada eletricamente, sua permeabilidade varia e, se o estímulo for suficiente para despolarizar a membrana até o nível de limiar, formam-se as corrente iônicas eletrotônicas ou passivas que estabelecem os circuitos locais, com a entrada de  $Na^+$  e saída de  $K^+$ . Estas correntes são responsáveis pela propagação do PA, já que elas despolarizam as regiões vizinhas, num processo contínuo no sentido da propagação (Aidley, 1971).

O neurônio recebe os sinais de entrada no corpo celular e nos dendritos através do contato, em regiões especializadas denominadas *sinapses*, com outros neurônios. As sinapses podem ser elétricas ou químicas, tanto no corpo celular como nos dendritos. Na *sinapse elétrica*, a variação de potencial elétrico numa célula causa variação de potencial em outra que está eletricamente acoplada (distância de 20 a 30 Å). Na *sinapse química*, a transmissão do sinal é efetuada através de uma substância química denominada *neuro-transmissora* que é liberada com a chegada de um impulso elétrico na região. Esta substância só poderá provocar uma alteração no potencial da membrana numa outra célula que possua um elemento receptor. Por esta razão, a sinapse química é sempre unidirecional, enquanto que a sinapse elétrica pode ser uni ou bidirecional.

Após receber e processar os sinais de entrada, o

neurônio envia as mensagens de saída, em forma de impulsos nervosos, através do axônio que se projetará em outro neurônio ou em células de órgãos efetores. O axônio é quase todo envolvido pelas células de Schwann que formam a camada de mielina e que estão envolvidas na conservação de energia metabólica do neurônio e no aumento da velocidade de condução do axônio.

Como a atividade da membrana gera correntes ao redor da fibra, haverá correntes em toda a vizinhança que envolve a região ativa. Esta região é conhecida como *Volume Conductor* e os tecidos que suportam estas correntes são chamados de *Fontes Ativas*. Por esta razão, é possível detectar variações de potencial quando os eletrodos são colocados nesta região. Em outras palavras, é possível detectar o potencial de ação tanto intra como extracelularmente (Plönsey, 1969).

Sendo o nervo um feixe composto de centenas ou milhares de axônios, cada qual originado de um neurônio, é possível detectar uma resposta eletrofisiológica quando o nervo é estimulado como um todo. Esta resposta é resultante presumivelmente da soma algébrica dos PAs extracelulares individuais das fibras do nervo que responderam ao estímulo e é conhecida como Potencial de Ação Composto (PAC) (Erlanger e Glaser, 1938).

O PAC possui uma forma bifásica e, dentro de certos limites, sua amplitude varia com a intensidade do estímulo; isto porque o PAC registrado é a soma algébrica dos PA's de um grande número de fibras com limiares de despolarização diferentes. Além disso, o PAC consiste de várias ondas de potencial de ação, como resultado das diferentes velocidades de condução das fibras que

compõem o nervo. O PAC captado com eletrodos na superfície corpórea é geralmente de pequena amplitude (décimos de  $\mu\text{V}$  a dezenas de  $\text{mV}$ ).

Quando o sistema sensorial é estimulado adequadamente, pode-se detectar respostas em lugares diferentes do corpo, cada qual com forma e características próprias (amplitude, forma de onda, latência, etc.). Estas respostas são conhecidas como *Potências Neurais Evocados*, ou simplesmente *Potenciais Evocados*, por serem provocados por estímulos adequados a cada sistema sensorial.

## 2.2. O POTENCIAL EVOCADO

Os principais tipos de Potencial Evocado utilizados na prática médica são: somatosensoriais, visuais e auditivos.

Os potenciais evocados somatosensoriais (p.e.s.) são geralmente provocados por choques elétricos (pulsos de corrente) à taxa de estimulação variáveis, atentando-se para o compromisso entre a amplitude do choque e sua duração e para o desconforto causado pelo estímulo ao paciente (Cracco, 1973; Desmedt e Cheron, 1981).

Normalmente, a estimulação elétrica é aplicada através de eletrodos colocados em um ou vários dedos, diretamente no nervo mediano do pulso ou nervo peroneal da perna. O registro pode ser feito em vários pontos, cada qual adequado à sua aplicação, através de eletrodos de disco utilizados para EEG.

As respostas mais comumente usadas para aplicações clínicas podem ser vistas na fig. 2.3 (Starr, 1978) e são originadas de:

- Nervo periférico

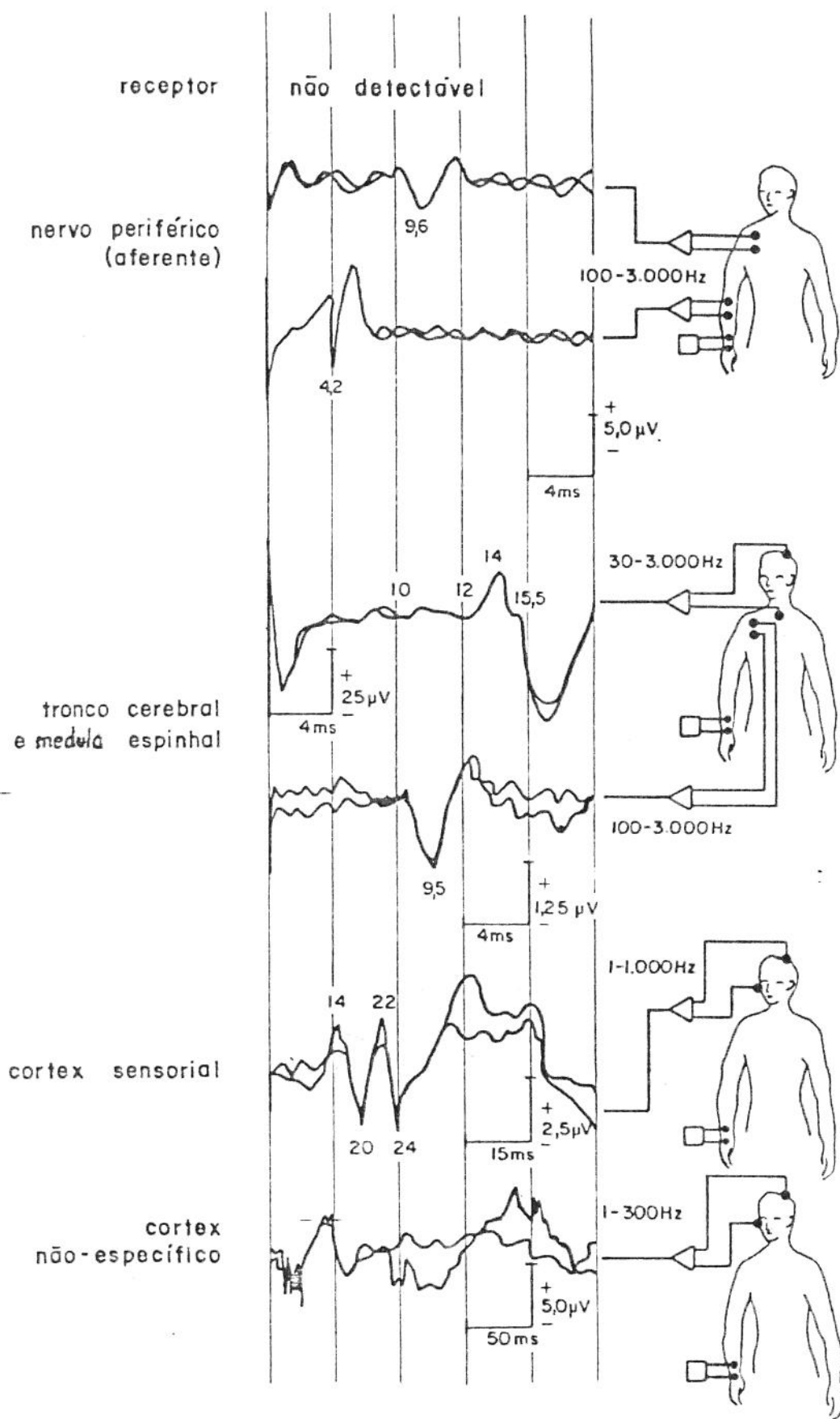


Fig. 2.3. Potenciais evocados somatosensoriais provocados por choques elétricos aplicados no pulso (sobre o nervo mediano). Observa-se as formas de onda nos diversos locais do SNP e SNC. (modificado de Starr, 1978)

- Medula espinhal e Tronco cerebral
- Córtex sensorial
- Córtex não-específico

Dentre as aplicações médicas, pode-se citar:

- Diagnóstico de neuropatias periféricas avançadas
- Detecção de possíveis lesões na medula espinhal
- Monitoração de pacientes que sofreram intervenções cirúrgicas ao longo da medula espinhal
- Detecção de lesões parciais, não aparentes, do cérebro e do hemisfério cerebral

Os potenciais evocados visuais (p.e.v.) podem ser provocados por padrões visuais colocado em telas (barras verticais ou horizontais, ou combinações de áreas claras e escuras), por "flashes" de luz de alta intensidade (cujas luminâncias podem variar por difusão) ou por luzes coloridas.

Os p.e.v., obtidos por meio de eletrodos colocados no couro cabeludo, podem ser classificados como eletroretinograma (resposta de massa da retina) ou potenciais evocados visuais cerebrais (respostas das áreas corticais). Dependendo da taxa de estimulação, pode-se ter os p.e.v. transientes (com estímulo até 2Hz) ou os p.e.v. de regime permanente (steady-state), estimulando acima de 10Hz (Sokol, 1976; Costa, 1984; Button, 1989).

Os p.e.v. são registrados somente na retina ou no córtex sensorial (fig. 2.4), sendo impossível seu registro nas vias aferentes ascendentes, provavelmente devido à grande amplitude e longa duração dos potenciais da retina (Starr, 1978).

## POTENCIAIS EVOCADOS VISUAIS

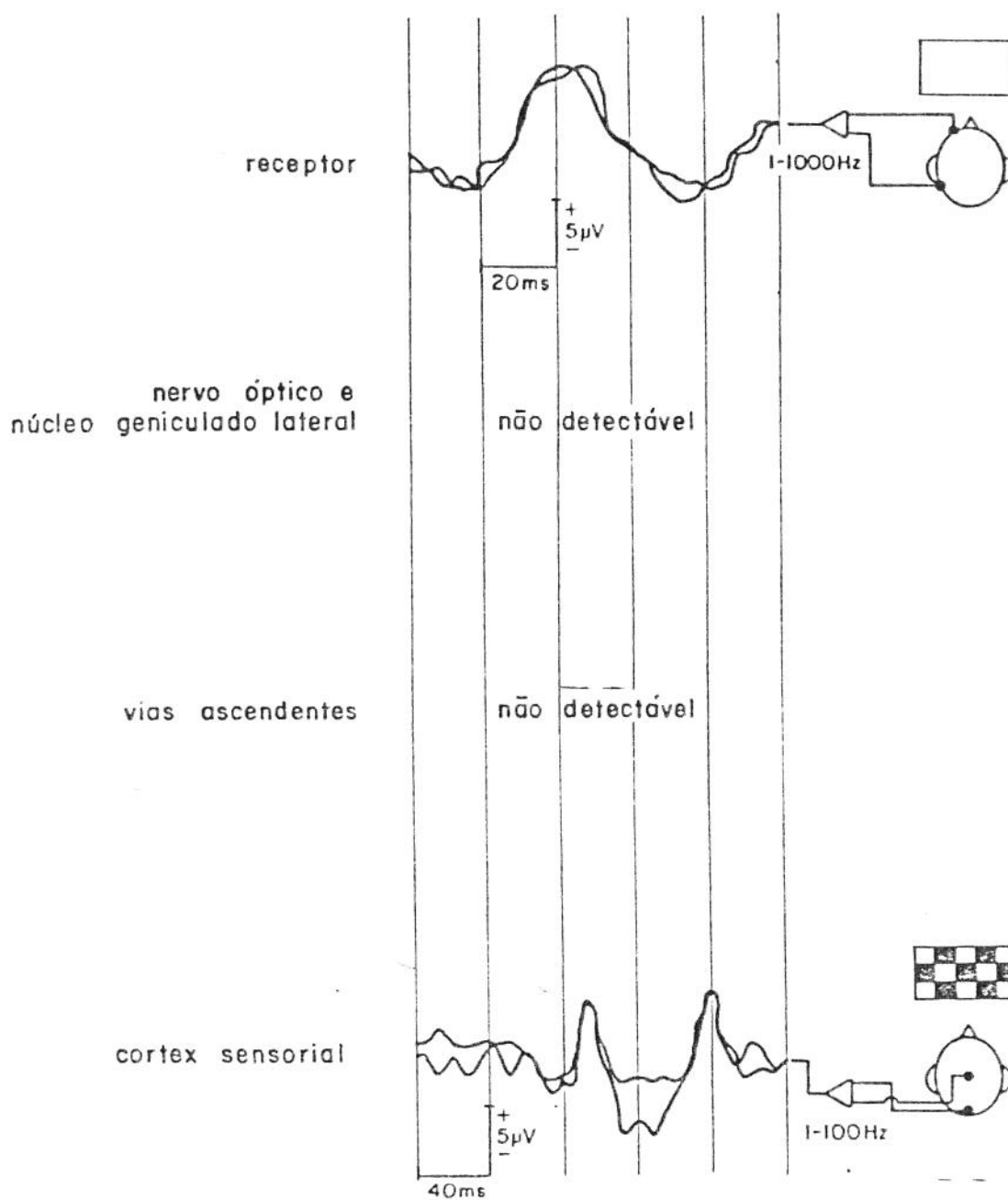


Fig. 2.4. Potenciais evocados visuais provocados por "flash" (p.e.v. de receptor) e por padrão xadrez (cortex sensorial).  
(modificado de Starr, 1978)

Os p.e.v. podem ser aplicados para auxiliar em diagnósticos, tais como (Starr, 1978):

- Avaliação da acuidade visual
- Erros de astigmatismo
- Envolvimento do nervo óptico por tumores
- Desmielinização aguda
- Esclerose múltipla
- Lesões centrais das áreas corticais visuais
- Monitoração do nervo óptico durante operações cirúrgicas de lesão orbital ou quiasmática

Os potenciais evocados auditivos (p.e.a.) são provocados por estalidos ("clicks" - filtrados ou não) ou pulsos de frequência ("tone pipes" ou "tone bursts"), com capacidade de variar em intensidade, frequência, taxa de repetição, tempo de subida, descida e platô, duração e modo de apresentação do estímulo (monoaural ou binaural) (Davis, 1976; Starr, 1978).

Os p.e.a. são originários de diversas partes do sistema nervoso central, tais como (fig. 2.5):

- Cóclea e VIII nervo (aferente primário)
- Tronco cerebral
- Córtex sensorial
- Córtex não-específico

Como aplicações médicas, pode-se citar:

- Determinação do limiar e tipo de perda auditiva
- Medidas acuradas de função coclear
- Definição da sensibilidade auditiva a uma larga faixa de frequência



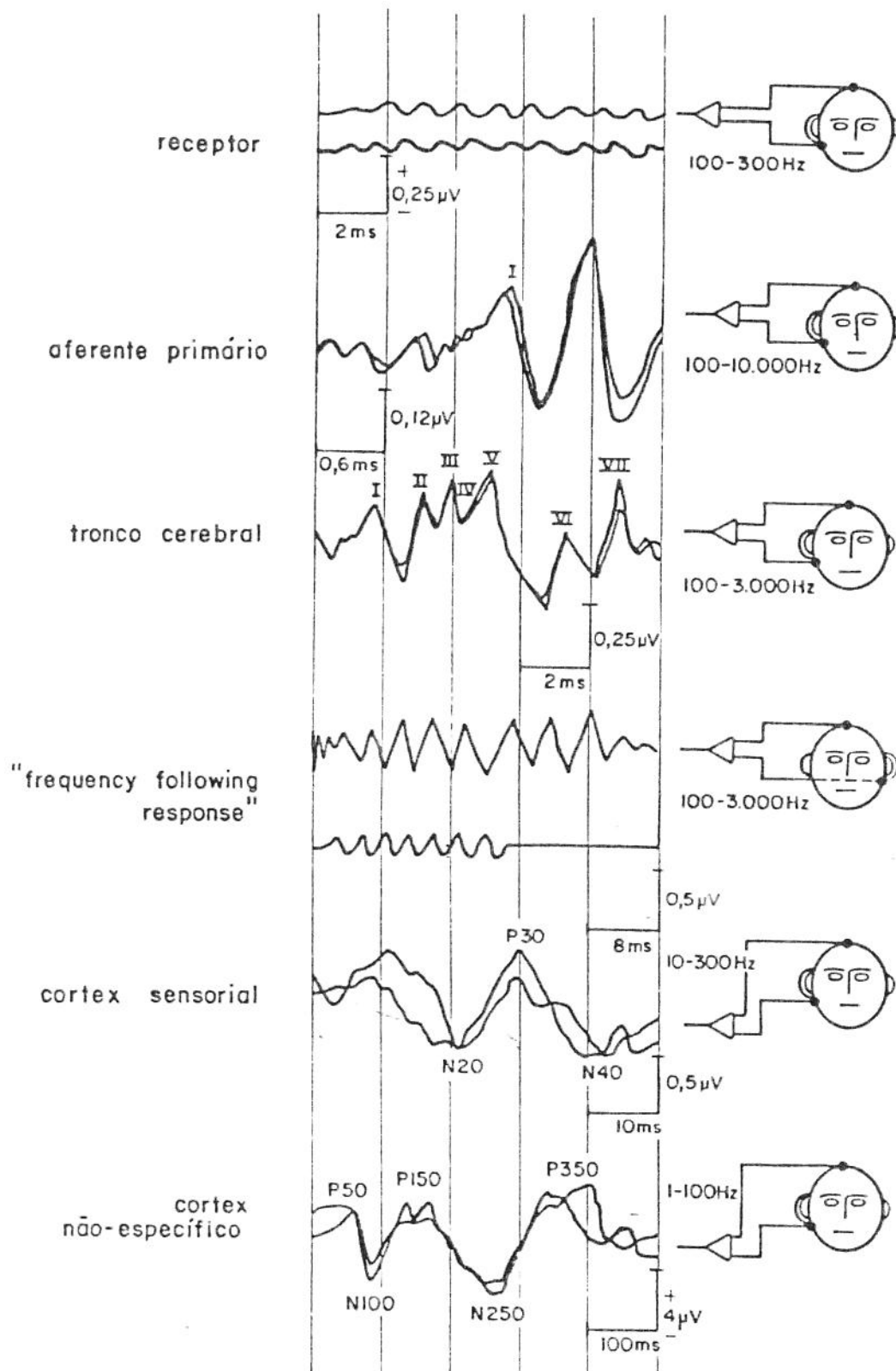


Fig. 2.5. Potenciais evocados auditivos provocados por estalidos e "tone bursts". Observa-se as formas de onda típicas para diversos locais do SNC.  
(modificado de Starr, 1978)

- Diagnósticos de neuromas acústicos, tumores do tronco cerebral, doenças desmielinizantes e morte cerebral

### 2.3. COMPONENTES DE UM SISTEMA DE INSTRUMENTAÇÃO PARA POTENCIAL EVOCADO

O sistema de instrumentação é composto de vários aparelhos responsáveis pela estimulação, captação e processamento do potencial evocado. Pode-se subdividir o sistema em alguns blocos:

#### 2.3.1. ESTIMULADOR

Os estimuladores (sensoriais, auditivos e visuais) devem ser capazes de fornecer estímulos com parâmetros adequados para excitar a modalidade sensorial desejada. A taxa de estimulação deve ser alta para realizar com rapidez o exame, mas sem avançar no período refratário do sistema sensorial correspondente.

Os estimuladores elétricos devem possuir características bipolares a fim de eliminar a polarização dos eletrodos, mesmo quando são utilizados eletrodos de Ag-AgCl. Além disso, sendo o estímulo elétrico dependente da carga injetada (integral da intensidade de corrente no tempo), existe um compromisso entre a intensidade e a duração do estímulo para que o efeito desejado seja alcançado.

Para aplicação dos estímulos auditivos são utilizados alto-falantes (estímulo binaural) ou fones de ouvido (estímulo monoaural ou binaural).

Como estimuladores visuais são utilizados diversos tipos de padrões (barras, xadrez, etc.) gerados por "software" em telas de vídeo ou projetadas em telas, assim como "flashes" de luz.

### 2.3.2. PRÉ-AMPLIFICADOR

Sendo o sinal biológico da ordem de  $0,1\mu V$ , deve-se amplificar o sinal a fim de poder manipulá-lo.

O amplificador de sinais biológicos deve apresentar alto ganho, alta taxa de rejeição de modo comum (CMRR) e baixo ruído. Além disso, o amplificador deve ter alta impedância de entrada e baixa impedância de saída, sendo de banda passante adequada para cada tipo de aplicação. Normalmente, o amplificador deve possuir ganho variável (de 1 até 100.000), impedância de entrada de pelo menos  $2M\Omega$  e banda passante da ordem de 1 a 10kHz, além de boa isolação elétrica para reduzir riscos de choques ao paciente.

### 2.3.3. CONVERSOR A/D

O conversor A/D deve assumir o compromisso de amostrar e converter o sinal a ser analisado com rapidez e número de "bits" suficientes para se obter uma resolução razoável.

Normalmente, o conversor A/D deve ter um tempo de conversão da ordem de algumas dezenas de micro-segundos por ponto, de maneira a poder amostrar um potencial evocado (duração aproximada de 1ms) com um número razoável de pontos. Em outras palavras, deve ser obedecido o Teorema da Amostragem onde a frequência de amostragem deve ser no mínimo dobro da maior frequência a ser medida (Ruchkin e Glaser, 1976).

#### 2.3.4. PROCESSADOR DE SINAIS

O processador de sinais tem a função de efetuar os cálculos necessários para realçar o potencial evocado de outros sinais neuro-musculares e ruídos eletromagnéticos, assim como executar a apresentação gráfica na tela de vídeo ou em papel. Por esta razão, o processador deve possuir velocidade suficiente para efetuar todas as operações em tempo hábil e tornar o sistema eficaz, além de possibilitar interfaces com "drivers" e impressoras.

#### 2.4. TÉCNICAS DE PROCESSAMENTO DO POTENCIAL EVOCADO

O sinal registrado, que contém o potencial evocado, não contém somente a resposta eletrofisiológica do sistema nervoso estimulado. Ao invés disso, ele é contaminado por vários tipos de "ruídos" provenientes da atividade elétrica cerebral não relacionados com o estímulo e da atividade elétrica não cerebral originada dos músculos e órgãos, além de ruídos eletromagnéticos originados fora do corpo do paciente.

Por esta razão, vários são os métodos propostos para se obter a melhor estimativa da forma de onda do potencial evocado, dentre os quais pode-se citar (Ruchkin e Glaser, 1976;-Costa, 1984):

- a) Promediação convencional ("synchronous averaging")
- b) Resposta evocada mediana ("median evoked response")
- c) Filtragem de Wiener a posteriori
- d) Promediação seletiva

## e) Soma acumulativa

Comparando as técnicas citadas, optou-se pelo uso da Promediação Convencional baseando-se nos seguintes motivos:

- a) Resultados satisfatórios para as aplicações desejadas
- b) Menor espaço de memória exigida, em comparação com os métodos da Resposta Mediana e da Soma Acumulativa
- c) Maior facilidade de implementação e menos trabalho operacional e computacional, em comparação com os métodos da Filtragem de Wiener a Posteriori e da Promediação Seletiva

## 2.4.1. MÉTODO DA PROMEDIAÇÃO CONVENCIONAL

Este método baseia-se na soma de vários segmentos do sinal usando os instantes de aplicação do estímulo como delimitadores e calculando-se o segmento médio como a média de todos os segmentos (vide Fig. 2.6).

Analicamente, pode-se representar a forma de onda como:

$$x_i(t) = s_i(t) + n_i(t) \quad i = 1, 2, \dots, N \quad ; \quad 0 \leq t \leq T$$

Chamando de  $\hat{s}(t)$  a média das  $N$  formas de onda amostradas, tem-se que o valor esperado de  $\hat{s}(t)$  será dado por:

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

0 ou cte

Ao assumirmos que o valor esperado do ruído é zero (ou constante), temos que:

$$E[s(t)] = \bar{s}(t)$$

Através do cálculo de variância do ruído  $E[n_i^2(t)]$

pode-se calcular o ruído residual como sendo o desvio padrão da média (SE), isto é:

$$SE = \frac{\sigma}{\sqrt{N}}$$

O método da promediação convencional só atenuará o ruído caso as seguintes condições sejam satisfeitas:

- a) o sinal  $s(t)$  e o ruído  $n(t)$  se somam linearmente para produzir a forma de onda registrada
- b) a parcela do sinal evocado devido somente ao estímulo é repetitivo (isto é, pode ser considerado um processo aleatório estacionário)
- c) as contribuições do ruído para o dado observado são suficientemente irregulares para serem consideradas amostras estatisticamente independentes de um processo aleatório de média nula ou constante

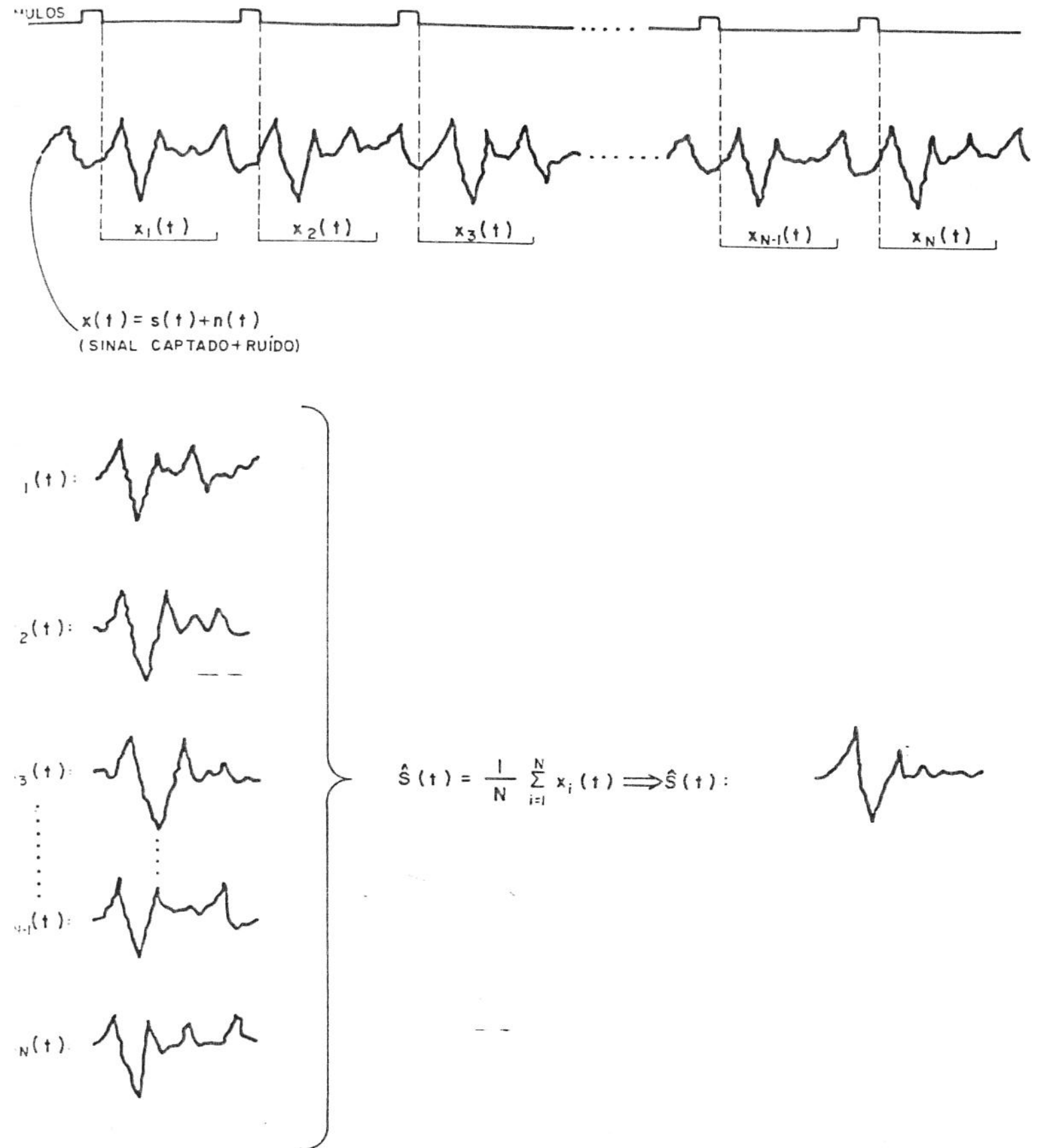


Fig.2.6 - Ilustração do método do cálculo da média síncrona (ou promediação).  
 (Retirado de Costa, 1984)

## CAPÍTULO 3

### DESCRIÇÃO DO PROJETO

Este projeto tem como objetivo implementar um sistema de aquisição e processamento de potenciais evocados que, juntamente com os estimuladores (elétrico, acústico e óptico), forma um Sistema Integrado de Instrumentação para Potencial Evocado. Além disso, o sistema permitirá o armazenamento dos resultados em discos (rígido ou flexível) ou em papel.

#### 3.1. DESCRIÇÃO DO HARDWARE

Como não houve projeto de "hardware" propriamente dito, este item limitar-se-á a descrever as configurações utilizadas nos elementos que compõem o "hardware" do sistema.

##### 3.1.1. CONVERSOR A/D

O conversor A/D, responsável pela aquisição dos dados a promediar, deve satisfazer, no mínimo, as condições do item 2.3.3 do capítulo 2.

Neste projeto, utilizou-se a placa CAD 10/26 fabricada pela Lynx Tecnologia Eletrônica, tendo em vista que a mesma satisfaz basicamente as condições estabelecidas e também era a única de 10 bits disponível no mercado quando foi iniciado o projeto (1986).

A placa CAD 10/26 possui:



- um conversor analógico/digital de 10 bits de resolução, tempo de conversão típico de 23 microsegundos, com 16 canais de entrada multiplexados, configuráveis em 16 entradas simples ou 8 entradas diferenciais.
- dois conversores digital/analógico independentes de 8 bits de resolução, tempo de conversão de 1 microsegundo.
- circuito de temporização com 3 contadores programáveis independentes utilizados no controle dos intervalos de amostragem e em sincronização de processos.
- circuito de suporte de interrupção que permite ativar o sistema de interrupção do IBM-PC/XT e compatíveis.
- circuito de suporte de Acesso Direto à Memória (DMA) que permite fazer a conversão A/D e o armazenamento do dado convertido sem a intervenção do microprocessador, capacitando a placa a executar aquisições a taxas bastante elevadas (aproximadamente 40.000 amostras/segundo para um canal).

A placa CAD 10/26 possui "jumpers" que são utilizados para configurar o conversor de acordo com as necessidades do sistema. Levando em conta a utilização do Acesso Direto à Memória, temos a seguinte configuração dos "jumpers":

#### Endereçamento

- memória base = 2D0H

DP1: 1,3,6 e 8 ligados

#### Conversor A/D

- canais diferenciais

J4: (1-2)

J7: (2-3)

- Amostrador/Segurador com ganho unitário J10: sem ligações
- auto-incremento de canal J8:(1-2)
- BYTEA e BYTEB justificados à direita J14:(1-2)  
J15:(1-2)  
J13:(1-1) a (10-10)
- disparo pelo Contador 2 J9: sem ligações

#### DMA

- transferência de dois bytes J11:(1-2)
- canal 1 do DMA J2:(1-6)  
J3:(1-6)
- ClockSys/4 ligado no clock do contador 2 J1:(1-2)
- Contador 2 usado para operação do DMA J6:(2-9)

#### Interrupções

- Interrupções desabilitadas J5: sem ligações

Sendo A/S (Amostrador/Segurador) com ganho unitário, tem-se uma excursão de -5V a +4.99V para os canais de entrada.

A placa CAD 10/26 é instalável em qualquer conector de expansão do microcomputador.

Por não serem de interesse direto do projeto, as demais especificações técnicas e detalhes de instalação não serão descritas aqui, mas poderão ser obtidas do Manual do Usuário e de Referência do CAD 10/26 da Lynx Tecnologia Eletrônica.

### 3.1.2. MICROCOMPUTADOR

O microcomputador utilizado é o MICROTEC MOD.MF 286, compatível com o IBM-AT, com os seguintes acessórios:

- dois "drivers" para discos flexíveis de 5 1/4 polegadas e um para disco rígido;
- monitor de vídeo;
- clock de 10 MHz e
- sistema operacional compatível ao DOS 3.20.

É imprescindível que o microcomputador possua interface para impressora, monitor de vídeo e sistema operacional compatível com DOS 3.20, este último devido ao fato do "software" desenvolvido utilizar várias subrotinas do sistema operacional. Por outro lado, o sistema pode funcionar, opcionalmente, com dois discos flexíveis ou um disco flexível e um rígido, de modo a possibilitar armazenamento dos testes em discos flexíveis para arquivamento.

### 3.1.3. IMPRESSORA

A impressora deve ser do tipo gráfico compatível com o microcomputador IBM-PC/XT e permitir a impressão de gráficos horizontal e na transversal. No caso foi utilizada a impressora EMILIA da Cobra.

### 3.2. DESCRIÇÃO DO SOFTWARE

O programa é todo escrito em linguagem Assembly do microprocessador 8088, tendo apenas uma inicialização via comandos do DOS através do programa PROMED.BAT.

A seguinte sequência de operações é executada antes do início do programa de promediação propriamente dito:

```
ECHO OFF           ;não ecoa comandos para a tela de vídeo
DATE               ;solicita atualização da data
GRAPHICS           ;carrega GRAPHICS.EXE (Microsoft)
                   ;habilitando uso da impressora em modo gráfico
PROMEDIA          ;executa o programa de promediação PROMEDIA.EXE
```

O programa PROMEDIA.EXE provém da compilação do programa PROMEDIA.ASM que é escrito em linguagem Assembly do microprocessador 8088 e no qual concentra-se todo o "software" desenvolvido. O fluxograma é apresentado na Fig. 3.1 e os blocos são descritos mais adiante.

Para possibilitar a interação do programa com o usuário, a cada passo o operador recebe instruções de procedimento via tela de vídeo.

#### 3.2.1. CARACTERÍSTICAS DO MICROPROCESSADOR

Para se entender as operações realizadas neste programa, é necessário conhecer algumas características do microprocessador 8088.

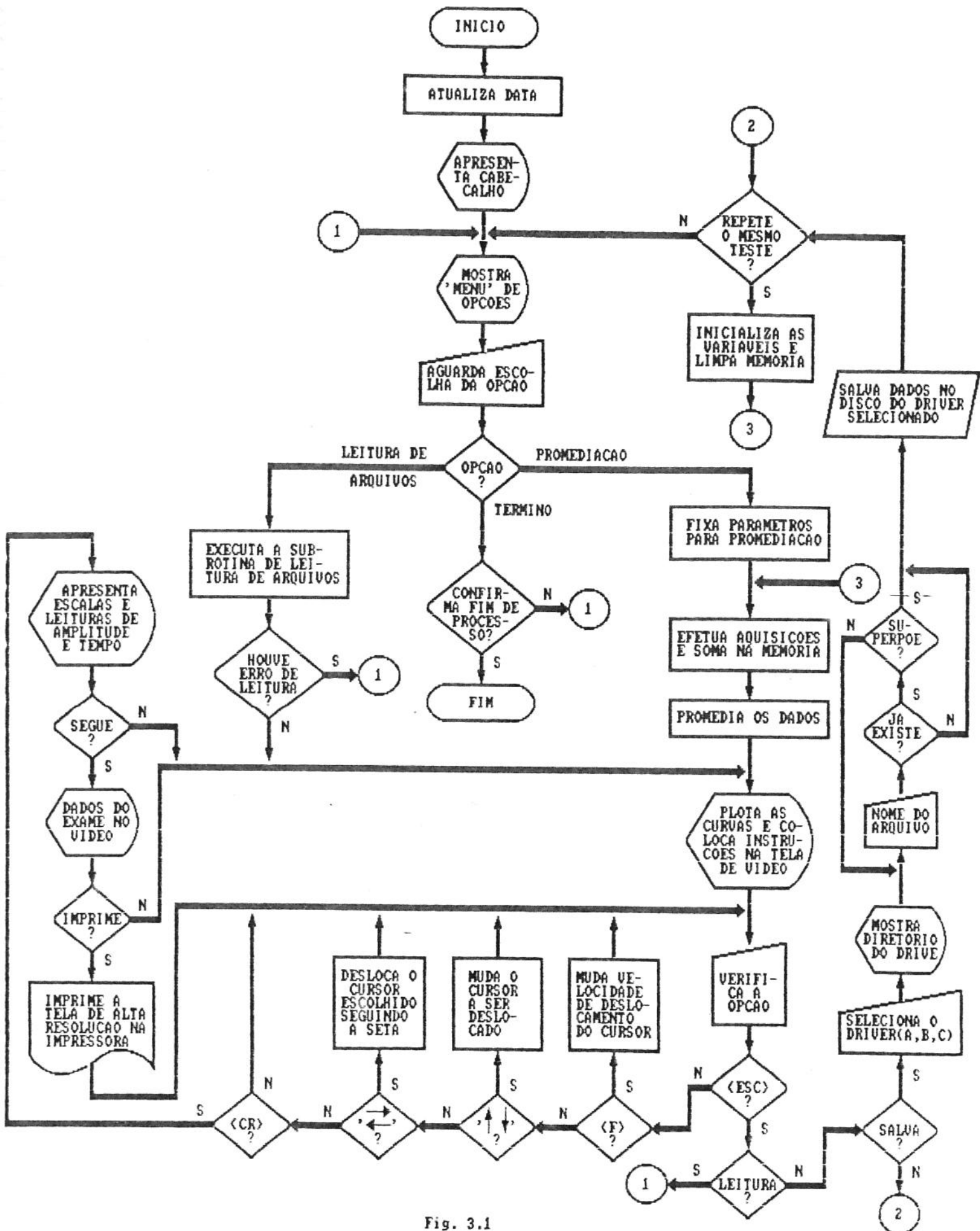
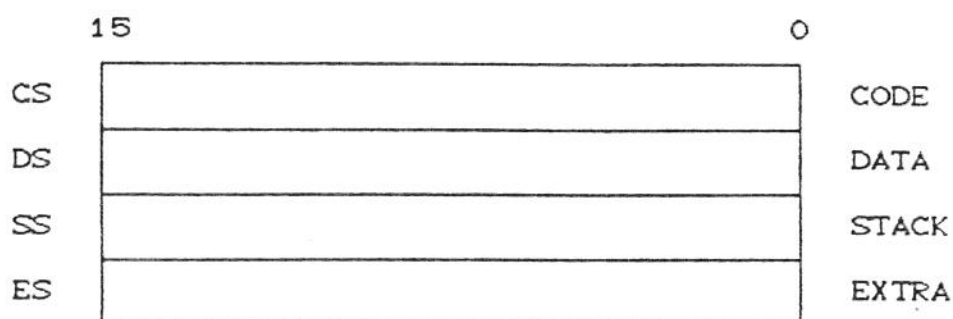


Fig. 3.1

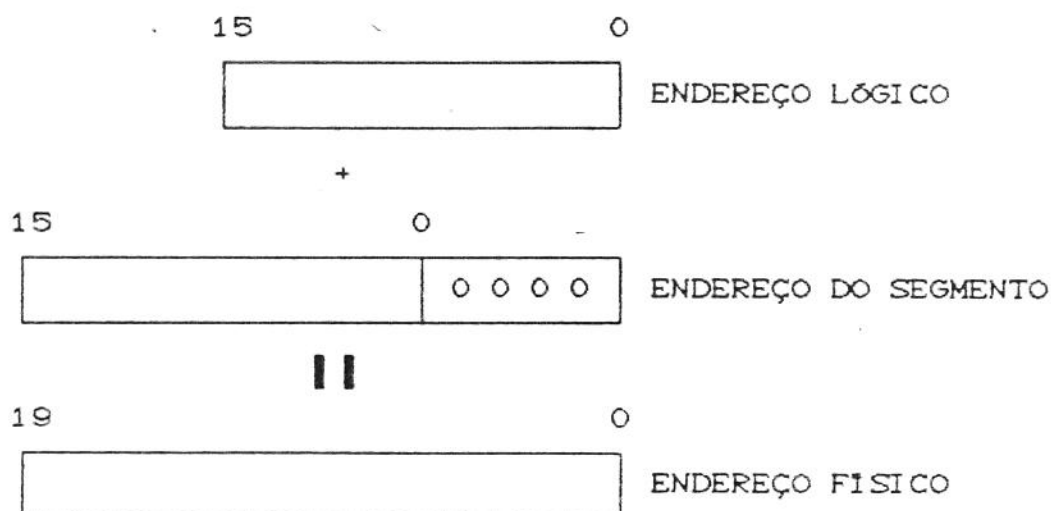
O microprocessador 8088 utiliza uma lógica de 16 bits, podendo seus operandos e registradores ser de 8 ou 16 bits.

Como a memória acessada pelo microprocessador possui 1 megabyte, precisa-se de 20 bits de endereçamento. Por este motivo é utilizada a memória segmentada. Em outras palavras, existem 16 segmentos de 64 Kbytes de memória. Para tanto, são utilizados os seguintes registradores de segmento (Eggebrecht, 1987):

#### REGISTRADORES DE SEGMENTO



O endereço de memória física é obtido pela soma do endereço lógico (offset) com o endereço do segmento deslocado de 4 bits para a esquerda, como mostra a figura abaixo.



Além dos registradores de segmento, o microprocessador possui os seguintes registradores:

#### REGISTRADORES DE DADOS

	7	0 7	0
AX	AH	AL	
BX	BH	BL	
CX	CH	CL	
DX	DH	DL	

#### REGISTRADORES DE INDEXAÇÃO E PONTEIROS

	15	0
SP	STACK POINTER	
BP	BASE POINTER	
SI	SOURCE INDEX	
DI	DESTINATION INDEX	

#### FLAGS E PONTEIRO DE INSTRUÇÃO

	15	0											
IP	INSTRUCTION POINTER												
FLAGS		O	D	I	T	S	Z		A		P		C
	15	11	10	09	08	07	06	05	04	03	02	01	00

onde:

T = Trap	}	Flags de Controle
D = Direction		
I = Interrupt Enable		
O = Overflow	}	Flags de Status
S = Sign		
Z = Zero		
A = Auxiliar Carry		
P = Parity		
C = Carry		

Para que o programa seja executado adequadamente, é importante observar que os registradores citados acima possuem seus usos implícitos como mostra a tabela 3.1. (Eggebrecht, 1986).



REGISTRADOR	OPERAÇÕES
AX	Multiplicação, Divisão e I/O em 16 bits ("word")
AL	Multiplicação, Divisão e I/O em 8 bits ("byte"),
AH	Translação, Aritmética Decimal Multiplicação e Divisão em "Byte"
BX	Translação
CX	Operações com "strings", "loops"
CL	"Shift" e "Rotate" variável
DX	Multiplicação e Divisão em "Word", I/O Indireto
SP	Operações de "Stack"
BP	Modos de Endereçamento
SI	Operações com "String"
DI	Operações com "String"
CS	Segmento em ciclo de Busca de Instrução
DS	Segmento para Variável, Fonte de "String"
ES	Segmento para Destino de "String"
SS	Operações de "stack", BP usado como Registrador de Base

Tab. 3.1

### 3.2.2. INICIALIZAÇÃO

Existem quatro requisitos importantes para se inicializar um programa em linguagem Assembly:

1. Notificar o Assembler dos segmentos associados aos registradores de segmento
2. Armazenar no "Stack" o endereço do DS no início do programa
3. Armazenar no "Stack" um endereço zero

#### 4. Carregar o DS com o endereço do Segmento de Dados

Baseado nisto, utilizam-se as seguintes instruções:

```

CODE_SEG          SEGMENT
ASSUME            CS: CODE_SEG, SS: STACK_SEG, DS: DATA_SEG, ES: DATA_SEG
PUSH              DS          ;Armazena DS no Stack
MOV               AX, 0
PUSH              AX          ;Armazena zero no Stack
MOV               AX, DATA_SEG
MOV               DS, AX      ;Carrega DS com endereço do
                               ;Segmento de Dados

```

Devido ao fato dos segmentos CS (Code Segment) e DS (Data Segment) serem alocados pelo Assembler e sendo um segmento de 64 Kbytes insuficiente para comportar todos os dados do programa (mensagens, variáveis, dados adquiridos e resultados de processamento), torna-se necessário o uso de um segmento para a alocação dos dados adquiridos e dos resultados. Para isso, utiliza-se o ES (Extra Segment) através da seguinte inicialização:

```

MOV      AX, DATA_SEG
AND      AX, 0F000H      ;Identifica o segmento
ADD      AX, 2000H      ;Salta dois segmentos
MOV      ES, AX         ;evitando sobreposição

```

O segmento assim obtido é dividido segundo o mapa de memória abaixo:

ES: 0000H	DADOS ADQUIRIDOS
ES: A000H	SOMA / MÉDIA
ES: B000H	SOMA INTERMEDIÁRIA
ES: C200H	BUFFER DO DIRETÓRIO
ES: D000H	BUFFER AUXILIAR
ES: D700H	

Antes de prosseguir com o cabeçalho, é feita uma limpeza da tela de vídeo através da seguinte sequência de instruções (Abel, 1987):

```
MOV AX,600H ;AH=06(scroll),AL=00(completo)
MOV BH,07 ;Atributo de vídeo normal
MOV CX,00 ;Linha(CH)/Coluna(CL) superior esquerdo
MOV DX,184FH ;Linha(DH)/Coluna(DL) inferior direito
INT 10H ;Comando do BIOS
```

### 3.2.3. CABEÇALHO

Em seguida, o programa coloca um cabeçalho na tela de vídeo contendo uma moldura e mensagens de título e procedência do projeto, sendo a moldura desenhada posicionando-se o cursor e ecoando-se o caracter "\*" na tela de vídeo com atributo reverso.

Para posicionar o cursor, utilizam-se as seguintes instruções (Abel, 1987):

```
MOV AH,02 ;Movimento do cursor
MOV BH,00 ;Página #0
MOV DH,Y ;Linha
MOV DL,X ;Coluna
```

```
INT    10H           ;Chama BIOS
```

onde: 0<Y<18H - posição vertical crescente para baixo  
 0<X<4FH - posição horizontal crescente para direita

Para ecoar o caracter para a tela de vídeo, utilizam-se as seguinte instruções:

```
MOV    AH,09
MOV    AL,Caracter
MOV    BL,Atributo
MOV    CX,N
INT    10H
```

onde: - BL define o atributo do caracter através dos seus bits (B7-B0) como segue: --

B7	piscante
B6-B4	cor de fundo
B3	intensidade do caracter
B2-B0	cor do caracter

- N = número de transferências do caracter para a tela de vídeo

As mensagens são colocadas na tela de vídeo através do posicionamento do cursor nas coordenadas desejadas e das seguintes instruções:

```
MOV    AH,09           ;Mostra "string"
LEA    DX,Mens         ;Aponta para o inicio da mensagem
INT    21H            ;Chama o BIOS
```

onde Mens é o endereço do início da mensagem no segmento de dados (DATA\_SEG) e a execução é encerrada quando um caracter "\$" é encontrado.

Colocado o cabeçalho na tela de vídeo, o programa coloca na base da tela a mensagem "Inicializando o sistema ... aguarde!..." e processa a inicialização a fim de determinar o divisor de frequência para programar o conversor A/D com frequência de amostragem igual a 40 mil amostras/segundo (vide Manual do Usuário e de Referência do CAD 10/26 da Lynx Tecnologia Eletrônica).

#### 3.2.4. MENU (Fig. 3.2)

Para apresentar o "menu", limpa-se novamente a tela de vídeo e apaga-se o cursor com a seguinte sequência de instruções:

```
MOV     AH,01           ;Fixa tipo de cursor
MOV     CH,20H         ;Linha inicial do bloco
MOV     CL,20H         ;Linha final do bloco
INT     10H            ;Chama BIOS
```

A razão pela qual é necessário apagar o cursor é que durante a etapa do "menu", o cursor utilizado será um retângulo com atributo reverso que cobrirá a opção selecionada.

O "menu" é composto de três partes:

- a) as opções do "menu" no topo da tela de vídeo
- b) um resumo dos passos a serem efetuados na opção selecionada
- c) instruções de procedimento na base da tela de vídeo

Para simular o cursor, foi elaborada uma subrotina (WRT\_MENS) que permite escrever qualquer mensagem, na posição desejada

## 1) LEITURA DE ARQUIVO

## 2) PROMEDIACAO

Este comando inicia o processo de aquisicao e processamento dos sinais recebidos do conversor A/D em ate 4 canais.

As etapas de procedimento sao autoexplicativas, com instrucoes na base do video, e consisten basicamente dos seguintes passos:

- 1) Entrada do nome do paciente
- 2) Escolha do tipo de estimulador
- 3) Instalacao (opcional) do filtro de artefatos de movimento
- 4) Programacao (opcional) do numero de aquisicoes entre apresentacoes da sonda
- 5) Programacao do numero de canais, com escalas e ganhos independentes
- 6) Programacao do numero de estmulos
- 7) Programacao dos parametros do estimulador escolhido
- 8) Calculo dos parametros para o filtro de artefatos de movimento
- 9) Aquisicao de dados pelo conversor A/D com plotagem da sonda
- 10) Promediacao dos pontos
- 11) Apresentacao grafica do resultado final na tela de video
- 12) Armazenamento (opcional) dos resultados em disco do drive selecionado
- 13) Impressao (opcional) dos resultados em formulario contiuuo

---

Tecla (G) p/prosseguir ou ESC p/sair do sistema - Utilize + + p/alterar opcao

Fig.3.2. - Reprodução da tela de vídeo contendo o "Menu"

e com atributo desejado, bastando colocar as coordenadas no registrador DX, o endereço do início da mensagem no registrador SI e o atributo no registrador BL, como apresentado abaixo:

```

INIC_WRT:
    MOV     AH,02             ;Posiciona cursor
    MOV     BH,00
    INT     10H
    MOV     AH,09             ;Ecoa caracter em AL
    MOV     AL,BYTE PTR[SI]
    CMP     AL,"$"           ;Verifica fim de "string"
    JZ      WRT_RET
    MOV     CX,1
    INT     10H
    INC     SI                 ;Próximo caracter
    INC     DL                 ;Avança cursor
    JMP     INIC_WRT

WRT_RET:
    RET

```

Desta maneira, cada vez que o operador teclar alguma das setas horizontais para mudar de opção, o programa verifica se é possível avançar/voltar a partir da opção atual. Se for possível, a opção atual é escrita com atributo normal e a nova opção com atributo reverso, ao mesmo tempo que o resumo descritivo no meio da tela é substituído pelo resumo da opção selecionada. Por outro lado, se o cursor já estiver na opção limite, um "beep" é ecoado para avisar o operador e nada é efetuado. Da mesma maneira, o "beep" soará se a tecla pressionada não for nenhuma das setas horizontais (para mudar de

opção), <ENTER> para prosseguir ou <ESC> para encerrar o programa e voltar ao DOS, após confirmação.

A leitura do teclado é feita utilizando-se o INT 21H da BIOS (Abel, 1987), inicializando-se o registrador AH com 08H e obtendo-se o caracter pressionado no registrador AL.

### 3.2.5. LEITURA DE ARQUIVO (Fig. 3.3)

A primeira operação da Leitura de Arquivo é solicitar ao operador que selecione o "driver" onde se encontra o arquivo desejado.

Após a seleção do "driver" desejado, o programa transfere os nomes dos arquivos com extensão "PRM" e suas respectivas datas de gravação para o Buffer do Diretório (item 3.2.2) através do programa DIRETORIO que tem como função converter os dados e apresentar na tela de vídeo os nomes dos arquivos e suas respectivas datas de gravação.

Para se efetuar a localização dos arquivos com extensão "PRM", utiliza-se o INT 21H do BIOS com AH=11H para localizar o primeiro nome de arquivo com a extensão programada e com AH=12H para localizar os posteriores, colocando o registro encontrado num "buffer" pré-determinado a cada arquivo encontrado (Duncan, 1988).

Sabe-se que cada registro-ocupa 32 bytes na trilha do diretório (chamado de "bloco de controle de arquivo" - FCBREC), sendo assim distribuídos (Abel, 1987):

- 0 - 7      Nome do arquivo
- 8 - 10     Extensão do arquivo



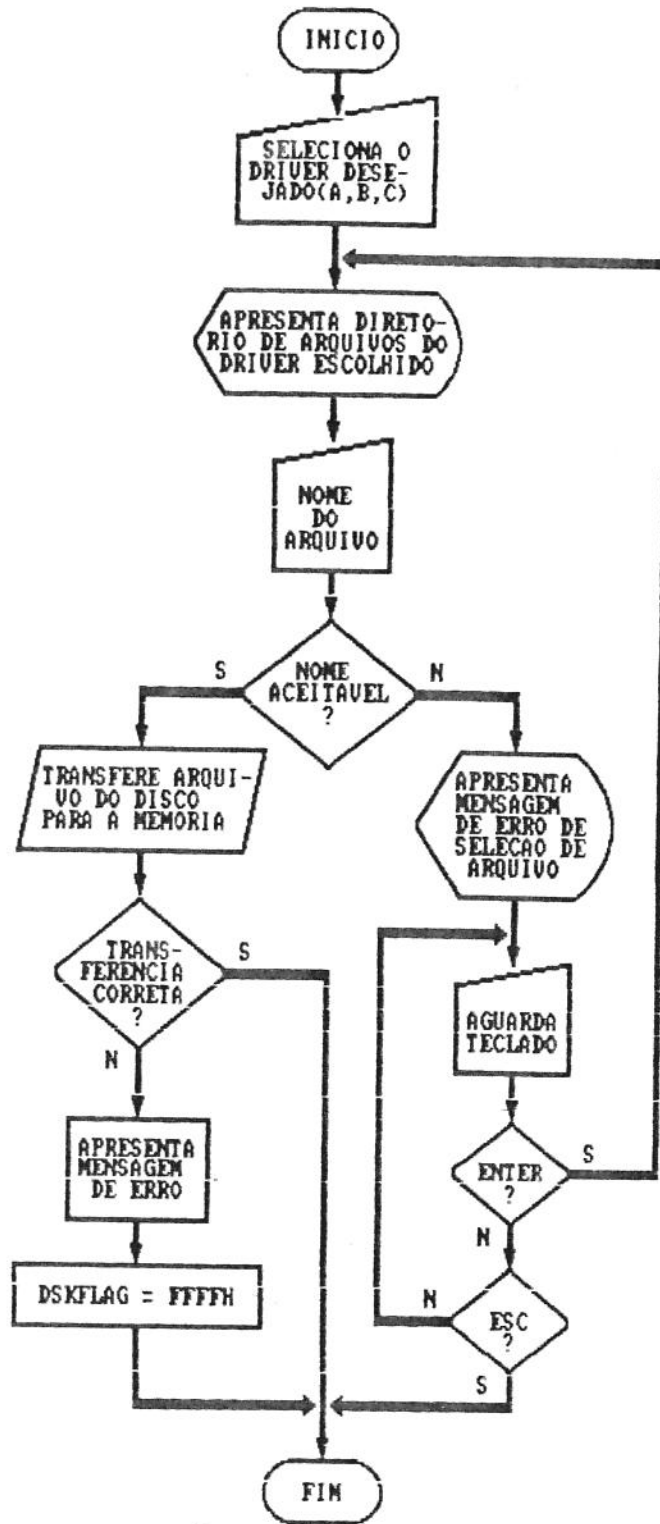


Fig. 3.3

11	Atributo do arquivo
12 - 21	Reservado para DOS
22 - 23	Hora da criação do arquivo
24 - 25	Data da criação do arquivo
26 - 27	"Cluster" inicial do arquivo
28 - 31	Tamanho do arquivo em "bytes"

A apresentação do diretório na tela de vídeo é feita transferindo, sequencialmente, cada nome de arquivo e data de criação (esta após uma devida conversão para o formato dd/mm/aa) para posições fixas na tela de vídeo.

Após a apresentação do diretório, o programa solicita ao operador que forneça, via teclado, o nome do arquivo a ser lido. Para tanto, restabelece-se o cursor apagado no item 3.2.4 e requisita a entrada do nome do arquivo através do teclado, utilizando-se uma "entrada memorizada" de 8 dígitos alfanuméricos (vide item 3.2.6.1).

Fazendo AH = OFH, o programa tentará abrir o arquivo solicitado. Caso não seja bem sucedido, devido à não existência do mesmo, será armazenado um valor diferente de zero no registrador AL. Neste caso, o programa coloca uma mensagem de erro avisando o operador de que o arquivo não existe. Em seguida, aguarda o pressionamento de <ESC>-para voltar ao "menu" ou <ENTER> para repetir a tentativa. Por outro lado, se a tentativa foi bem sucedida (i.e., AL=00), o programa calcula o número de bytes a serem transferidos, colocando o valor calculado nos "bytes" destinados ao tamanho do arquivo no FCBREC, inicializa o endereço destino do bloco na memória, carrega o endereço do bloco de controle (FCBREC) e inicia

a transferência através das seguintes instruções (Abel, 1987):

```

MOV     DX,DSGRAF           ;Endereço de início do bloco
MOV     AH,1AH
INT     21H
MOV     DX,FCBREC          ;Bloco de controle
MOV     AH,21H             ;Leitura não sequencial
INT     21H

```

Se a transferência não for bem sucedida, por exemplo, devido ao tamanho incompatível, será apresentada uma mensagem de erro de leitura na tela de vídeo e aguarda-se pressionamento de qualquer tecla pelo operador quando, para voltar ao "menu". Se a transferência for bem sucedida, coloca-se a tela de vídeo em alta resolução (640X200), traçam-se os gráficos e os cursores, colocando-se uma mensagem de instrução na base da tela de vídeo cujo detalhamento será visto em item posterior referente à apresentação de resultados (item 3.2.12.).

### 3.2.6. PROMEDIAÇÃO (Fig. 3.4)

Como segunda opção do "menu", a PROMEDIAÇÃO inicia apresentando na tela de vídeo as etapas necessárias para a aquisição e o processamento dos dados obtidos através do conversor A/D. As etapas são auto-explicativas através de instruções colocadas na base da tela de vídeo.

Quando a opção PROMEDIAÇÃO é selecionada, o programa limpa a memória de dados e toda a memória auxiliar e adquire a data do sistema operacional através do INT 21H com registrador AH=2AH (armazenando o "dia" no registrador DL, o "mes" no registrador

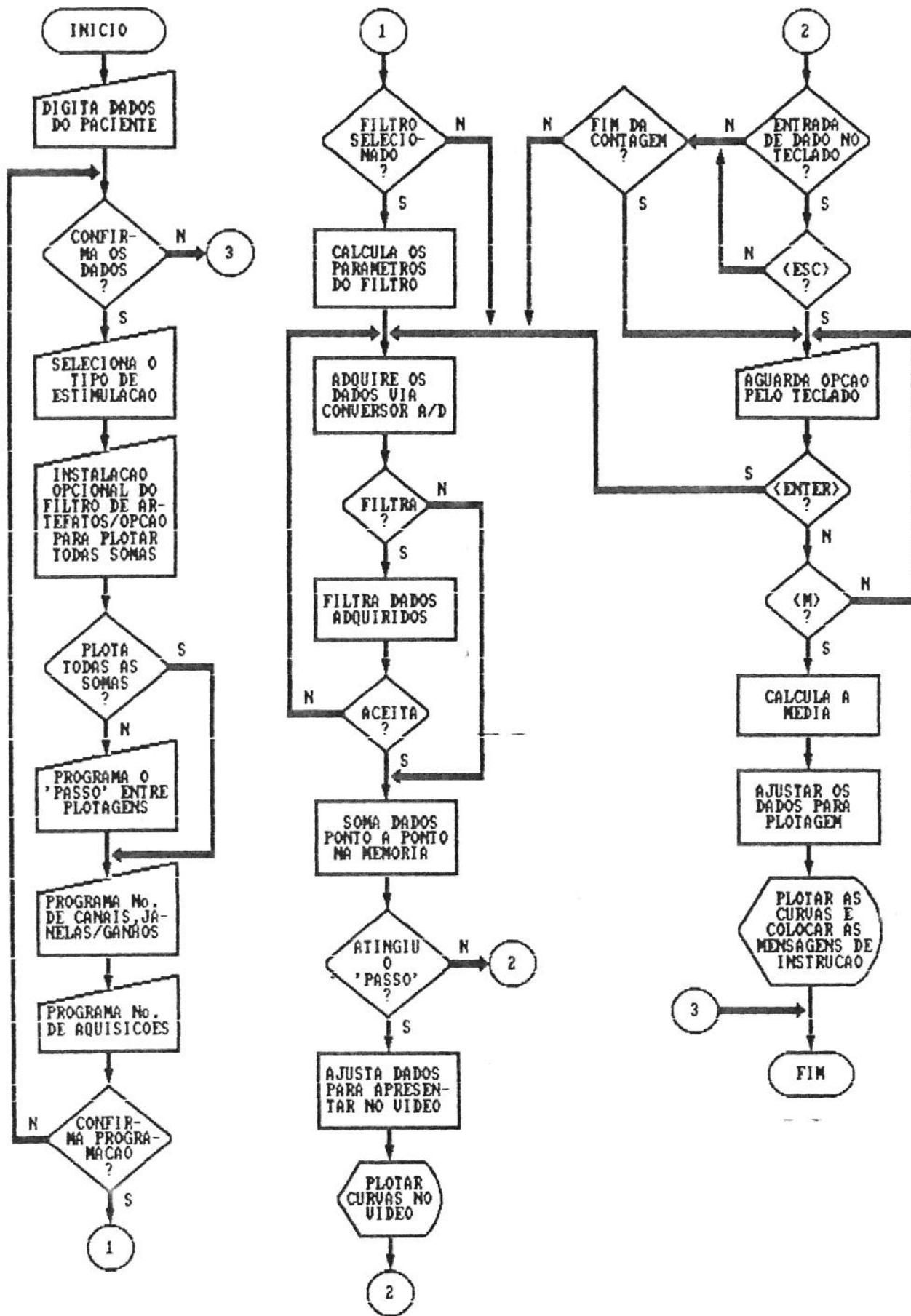


Fig. 3.4

DH e o "ano" no registrador CX) a fim de apresentar a data correta no instante da impressão dos resultados (item 3.2.12).

### 3.2.6.1. ENTRADA DOS DADOS DO PACIENTE

O programa solicita a entrada de dados do paciente que posteriormente serão fornecidos no registro gráfico, tais como, nome do paciente, código do paciente, idade e sexo.

Para se obter a entrada de dados via teclado, utiliza-se da "entrada memorizada" ("buffered keyboard input"). Este método utiliza o INT 21H da BIOS e reserva um certo número de bytes (PACLEN) na memória para entrada de dados. Lista-se a seguir a sequência de operações para entrada do nome do paciente:

PACPAR	LABEL	BYTE
	DB	24H
PACLEN	DB	?
PACNAME	DB	36 DUP(" "),"\$"

onde:

PACPAR = tamanho reservado

PACLEN = tamanho utilizado

PACNAME= endereço da memória onde armazenar

A entrada é efetuada pelas instruções abaixo:

MOV	AH,09H	;Ecoa caracter na tela
MOV	AL,20H	;Caracter = espaço (20H)
MOV	BL,70H	;Atributo reverso
MOV	CX,24H	;36 caracteres
INT	10H	
MOV	AH,0AH	;Requisita entrada de teclado

```

LEA      DX,PACPAR      ;DX = número máximo de caracteres
INT      21H
MOV      BH,00H        ;BX = n.º de caracteres usados
MOV      BL,PACLEN
MOV      CX,24H
SUB      CX,BX

CLRNAME:
MOV      PACNAME[BX]," ";Limpa os espaços restantes
INC      BX            ;Próxima posição
LOOP    CLRNAME
RET

```

A entrada do código e da idade do paciente utiliza o mesmo procedimento, enquanto que para a entrada do sexo do paciente, o programa faz uma leitura do teclado e verifica se a tecla é aceitável (M ou F). Se a tecla pressionada for aceita, o caracter pressionado é ecoado na tela com atributo reverso e, ao mesmo tempo, guardado na memória para posterior apresentação.

### 3.2.6.2. SELEÇÃO DO TIPO DE ESTÍMULO

O sistema, quando completo, possuirá três tipos de estimuladores (ELÉTRICO, ACÚSTICO e ÓPTICO). Com isso, é necessário saber que tipo de estimulador será utilizado a fim de, posteriormente, executar a programação do estimulador selecionado e aguardar o respectivo sinal de sincronismo.

Para tanto, colocam-se as três opções na tela de vídeo na mesma linha, estando o "cursor simulado" (escrevendo a mensagem em atributo reverso como no item 3.2.4) na primeira opção e

as instruções de procedimento na base da tela de vídeo. Em seguida, aguarda-se que alguma das setas horizontais ou <ENTER> sejam pressionadas, rejeitando as demais teclas. A utilização das setas horizontais altera o valor do registrador de tipo de estímulo (incrementando ou decrementando), sendo a seleção finalizada com a tecla <ENTER>.

O programa prossegue adiante quando o operador teclar <ENTER>, sendo o valor do contador guardado a fim de determinar o tipo de estimulador utilizado, tanto para fins de sincronismo da aquisição de dados como para apresentação de resultados finais.

### 3.2.6.3. INSTALAÇÃO OPCIONAL E PROGRAMAÇÃO DO FILTRO DE ARTEFATOS DE MOVIMENTO

Nos exames de potenciais evocados, devido à duração, é comum o surgimento de artefatos devido aos movimentos do paciente. Como estes movimentos normalmente geram componentes de baixa frequência e grande amplitude no sinal captado pelo sistema de promediação, não podem ser considerados como ruído branco, já que são esporádicos e não aleatórios. Assim sendo, não seria possível eliminá-los com a promediação síncrona. Por esta razão, muitas vezes é necessária a utilização de filtros de artefatos que, neste caso, é efetuado por "software" e cujo procedimento será visto mais adiante.

Para a seleção do filtro, o programa coloca na tela de vídeo a mensagem para opção do filtro de artefatos e aguarda o operador teclar <S>(sim) ou <N>(não). Feita a seleção, a tecla pressionada é ecoada na tela com atributo reverso e o "flag" do filtro setado segundo a opção. Um zero é colocado no "word" da memória

reservado para sinalizar ao programa a execução da filtragem, se o operador optou por não utilizar o filtro. Caso o operador tenha optado pela instalação do filtro de artefatos, o programa coloca OFFFFH no "word" do "flag" do filtro e fornece ao operador a opção de programar o número de desvios padrões que será utilizado como limites do filtro, sendo o valor pré-estabelecido em 3.

#### 3.2.6.4. PROGRAMAÇÃO OPCIONAL DO NÚMERO DE AQUISIÇÕES ENTRE APRESENTAÇÕES DA SOMA

Normalmente, o promediador apresenta, na tela de vídeo, todas as formas de onda correspondentes às somas durante o processo de aquisição de dados. No entanto, esta apresentação é responsável por um sensível decréscimo na velocidade do teste, devido à necessidade do programa ajustar os dados antes de apresentá-los na tela de vídeo. Para contornar este problema, dá-se ao operador a opção de apresentar as somas após cada aquisição ou somente após a aquisição de um número pré-determinado de traços, desde que este número seja menor que 16.000 (capacidade máxima dos bytes de soma). Após o operador selecionar o "passo", este é testado e, caso seja maior que 16.000 ou igual a zero, o programa ecoa um "beep" e volta a solicitar novo dado.

O "passo" é armazenado em duas posições da memória, sendo uma delas ("passo") decrementada a cada aquisição e o programa desviado para ajustar os dados e apresentá-los na tela de vídeo quando este "passo" atinge zero. Em seguida, o "passo" é recarregado com o valor da memória reserva.



### 3.2.6.5. SELEÇÃO DO NÚMERO DE CANAIS

O promediador permite operar com até quatro canais independentes e, por esta razão, dependendo do número de canais selecionado, os procedimentos posteriores podem variar.

A seleção é feita teclando as setas verticais, sendo que a seta para baixo incrementa o número de canais e a seta para cima decrementa. O valor escolhido é ecoado na tela de vídeo com atributo reverso. Além disso, a seleção é rotativa, isto é, atingindo um dos limites (superior ou inferior) de valores, passa-se para o limite oposto. Teclas que não sejam as setas verticais, <ENTER> ou <ESC>, são rejeitadas e o programa ecoa um "beep" de alerta.

O número de canais selecionado é armazenado na correspondente posição de memória e em outra auxiliar, que pode ser alterada durante as operações, assim que o operador teclar <ENTER>.

### 3.2.6.6. SELEÇÃO DA JANELA DE VIDEO E DO GANHO PARA OS CANAIS SELECIONADOS

Esta seleção é feita independentemente para cada canal selecionado e utiliza-se de valores discretos que são modificados pelo operador, pressionando as setas verticais. A seta para baixo aumenta a janela ou o ganho e a seta para cima diminui.

Quanto à seleção de janelas, existem quatro opções para cada número de canais utilizado, totalizando 16 opções. Isto se deve ao fato da velocidade de aquisição variar com o número de canais utilizado. Os quatro valores da janela obedecem a uma progressão geométrica com fator 2, isto é, a segunda opção é o dobro da primeira e metade da terceira. Devido à transferência ser feita por DMA com

velocidade constante, para obter uma janela de tamanho dobrado, faz-se o dobro de aquisições mas aproveita-se pontos alternados. Como nos itens anteriores, a janela selecionada é apresentada na tela de vídeo com atributo reverso.

À cada seleção de janela segue-se a seleção de ganho para o canal em questão. Neste caso, tem-se 11 opções e a seleção deve ser compatível com o ganho escolhido na chave de onda do pré-amplificador ou, no caso do pré-amplificador não possuir valores compatíveis com as opções, o operador poderá programar o ganho teclando <P> e fornecendo, em seguida, o ganho via teclado.

A janela e o ganho selecionados são armazenados em registradores ao teclar <ENTER> e o processo se repete até executar a programação de todos os canais selecionados. Os valores registrados serão posteriormente utilizados para poder apresentar corretamente as escalas e os resultados de tempo e amplitude no gráfico final do teste.

### 3.2.6.7. PROGRAMAÇÃO DO NÚMERO DE SEGMENTOS A SEREM PROMEDIADOS

Como foi mencionado no item 3.2.6.4, a capacidade máxima de aquisições é de 16.000. Isto se deve ao fato do conversor A/D fornecer dados com 10 bits e de ser reservado três bytes de memória (24 bits) por ponto para a soma. Fazendo-se os cálculos, tem-se:

$$\text{Capacidade máxima} = \frac{2^{24}}{2^{10}} = 2^{14} = 16.384 \text{ aquisições}$$

Tendo em vista que a maioria dos testes de potencial evocado são efetuados com número de aquisições na ordem de

dezenas de milhar ( $10^4$ ), este limite pode ser considerado adequado.

Da mesma maneira que o item 3.2.6.4, o número pressionado, após o operador teclar <ENTER>, é calculado e testado, sendo anulado e solicitada nova programação se ultrapassar 16.000 ou se for igual a zero.

### 3.2.6.8. VERIFICAÇÃO DOS PARÂMETROS PROGRAMADOS

Terminada a programação das opções para a "PROMEDIAÇÃO" (Fig. 3.5), é dada oportunidade ao operador conferir, na tela de vídeo, os parâmetros programados. Se estiverem todos corretos, deve-se teclar <A> para aceitar os dados e continuar ou <ESC> para cancelar e recomeçar do item 3.2.6.2, referente ao tipo de estímulo.

### 3.2.7. PROGRAMAÇÃO DOS PARÂMETROS DO ESTIMULADOR ESCOLHIDO

A programação e o projeto de estimuladores (ELÉTRICO, ACÚSTICO e ÓPTICO) não fazem parte deste trabalho. No entanto, como são partes integrantes do instrumento para teste de potencial evocado, é necessário desviar o programa para a respectiva programação ou ativação do estimulador escolhido no item 3.2.6.2. Além disso, o promediador depende do sincronismo do estimulador para efetuar suas aquisições.

No caso do estimulador óptico (Button, 1989), é o operador quem entra com os parâmetros selecionados no painel do estimulador. Já nos estimuladores elétrico e acústico (Reis, 1990) o programa passa a executar a subrotina de programação de parâmetros correspondente ao estimulador escolhido.

D A D O S   P A R A   O   P R O M E D I A D O R

NOME DO PACIENTE: EDUARDO WU JYH HEANG

CODIGO DO PACIENTE: DEB/1743      SEXO (M/F):       IDADE: 31

ESTIMULADOR       ELÉTRICO      ACÚSTICO      ÓPTICO

Instala filtro de artefatos? (S/N)       LIMITE: 00003 desvios padroes

Plota todas as somas? (S/N)

Digite o numero de estímulos entre cada plotagem de soma      00010

NUMERO DE CANAIS: 4

CANAL 1	JANELA:	64 msec.	GANHO DO PRE-AMPLIFICADOR =	100
CANAL 2	JANELA:	128 msec.	GANHO DO PRE-AMPLIFICADOR =	1.000
CANAL 3	JANELA:	256 msec.	GANHO DO PRE-AMPLIFICADOR =	10.000
CANAL 4	JANELA:	512 msec.	GANHO DO PRE-AMPLIFICADOR =	100.000

Numero de estímulos N = 16000

---

Verifique os parâmetros e tecle <A> para aceitar ou <ESC> para cancelar

Fig.3.5. - Reprodução da tela de vídeo contendo os dados programados para a "Promediação"

### 3.2.8. CÁLCULO DOS LIMITES PARA O FILTRO DE ARTEFATOS

O filtro de artefatos, já mencionado no item 3.2.6.3, tem como função rejeitar o segmento de dados quando algum dos valores do mesmo ultrapassar um limite pré-estabelecido. Nesta etapa, que é executada somente quando se faz a opção pelo uso do filtro de artefato, o programa estabelece como limites superior e inferior para cada canal utilizado como sendo  $\bar{x}_i + Ns_i$ , onde  $\bar{x}_i$  e  $s_i$  representam, respectivamente, a média e o desvio padrão do ruído de fundo do canal  $i$  e  $N$  é o número de desvios padrão programado no item 3.2.6.3.

Este cálculo é justificado pelo fato de que, geralmente, nos testes de potenciais evocados, o ruído de fundo raramente possui amplitude muito superior a  $\bar{x}_i + 3s_i$ . Estes limites são superados somente quando forem captados artefatos devido a movimentos não intencionais do paciente.

Para calcular os limites faz-se, primeiramente, 5120 aquisições por canal, sem estímulo, para obter os dados em relação ao ruído de fundo. Em seguida, calcula-se, para cada canal, a média ( $\bar{x}_i$ ) e o desvio padrão ( $s_i$ ) destas aquisições.

A média é calculada pela equação:

$$\bar{x}_i = \frac{1}{5120} \sum_{j=1}^{5120} x_j$$

No cálculo do desvio padrão, utiliza-se a seguinte equação:

$$s_i = \sqrt{\frac{\sum_{j=1}^N (x_j^2) - N \bar{x}_i^2}{N - 1}}$$

Sendo o programa escrito em linguagem Assembly, torna-se necessário extrair a raiz quadrada por processo polinomial. Para tanto, utiliza-se o método abaixo (Rosenthal, 1966):

fazendo  $x = 2^m x_1$  para  $1/2 \leq x_1 \leq 1$  tem-se:

$$y_0 = 2^{\text{Int}\left(\frac{m}{2}\right)} \quad y_{n+1} = \frac{1}{2} \left( y_n + \frac{x}{y_n} \right) = \frac{1}{2} \left( \frac{y_n^2 + x}{y_n} \right)$$

onde:  $x$  = valor a ser extraída a raiz quadrada

$y_n$  = n-ésimo passo da extração da raiz

$m$  = expoente da potência de 2 que mais se aproxima de  $x$

$$\text{Int}\left(\frac{m}{2}\right) = \text{parte inteira de } m/2$$

O valor de  $n$  equivale ao número de dígitos de precisão do resultado da raiz. No caso do promediador o valor máximo tem 7 dígitos, isto porque:

$$\text{Valor máximo da soma} = 5120 * (2^{10} - 1) = 5.237.760$$

Portanto, fazendo-se  $n=6$  tem-se a precisão de 6 dígitos, o que é mais que o necessário.

### 3.2.9. AQUISIÇÃO DE DADOS

A aquisição de dados é efetuada pela placa do conversor A/D, CAD 10/26 da Lynx Tecnologia Eletrônica Ltda., que opera segundo a configuração apresentada no item 3.1.1.

Além da configuração de "hardware", a placa precisa ser configurada por "software" nos seguintes itens:

a) PALAVRA DE CONTROLE DO TEMPORIZADOR. Esta palavra de controle esta

no endereço 2D3H e possui o seguinte formato:

D7	D6	D5	D4	D3	D2	D1	D0
SC1	SC0	RL1	RL0	M2	M1	M0	BCD

- onde:
- SC1 e SC0 selecionam o contador utilizado
  - RL1 e RL0 selecionam o tipo de operação do contador
  - M2, M1 e M0 selecionam o modo de contagem
  - BCD define contagem binária ou BCD

Nesta aplicação, o contador utilizado é o contador 2 (SC1=1 e SC0=0), a operação é de ler e carregar o byte menos significativo (RL1=0 e RL0=1), o modo de contagem é o modo 2 e a forma de contagem é em binário. Por esta razão, a palavra de controle é 94H (vide Manual do Usuário e de Referência do CAD 10/26). Além disso, é necessário programar o contador 2 para a frequência desejada (40 kHz) pelo endereço 2D2H através do seguinte cálculo:

$$\text{valor de contagem} = \frac{\text{ClockSys}}{4 * f_{\text{desej}}} = \frac{10,2 * 10^6}{4 * 4 * 10^4} = 64 = 40H$$

b) CONTROLADOR DE DMA. Utilizando-se o canal 3, o Controlador de DMA é programado segundo a tabela abaixo:

REGISTRADOR	ENDEREÇO	CONTEÚDO
PÁGINA	82H	ES
ENDEREÇO	06H	0000H
CONTAGEM	07H	NCANAL*MAX_ESC*2*280H
MODO	0BH	47H

onde: ES - Registrador Extra Segment como endereço da página de dados  
(vide item 3.2.2)

NCANAL - Número de canais utilizados

MAX\_ESC - Escala do canal de maior janela (item 3.2.6.6)

2\*280H - 640 pontos de 2 bytes cada

MODO 47H - Sem Auto-Inicialização

O programa monitora o bit de "Terminal count" para averiguar o fim da transferência e prosseguir com as operações de soma.

### 3.2.10. SOMA ACUMULATIVA E APRESENTAÇÃO NA TELA DE VÍDEO

Os dados adquiridos são somados, ponto a ponto, numa região da memória para posterior cálculo da média, também ponto a ponto. No entanto, para que o processo se torne mais interativo com o operador, apresenta-se na tela de vídeo o número de aquisições efetuadas e as formas de onda da soma intermediária, segundo o "passo" programado (vide item 3.2.6.4).

Se o filtro de artefatos estiver instalado, os valores adquiridos são comparados com os limites do filtro de artefatos antes de serem somados. Caso pelo menos um dos dados supere limites, o segmento é rejeitado e inicia-se nova aquisição.

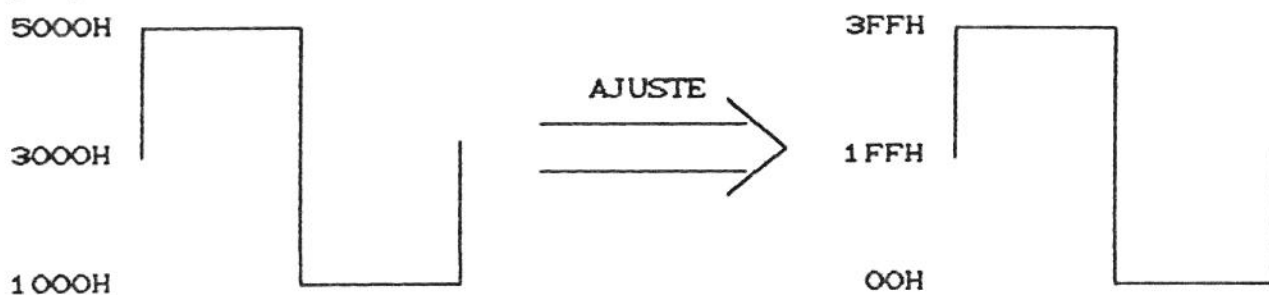
Normalmente, o programa executa as aquisições até alcançar o número programado. Entretanto, como a soma intermediária tem o mesmo formato do segmento médio (só diferem na escala absoluta) a visualização da primeira durante a aquisição permite perceber o momento em que a relação sinal/ruído atinge um valor satisfatório, mesmo antes de atingir o número de aquisições programado. Por isso, o programa fornece ao operador a possibilidade de interromper a aquisição via tecla <ESC>.



Tendo em vista que a tela de vídeo possui uma matriz de 640X200 pontos, deduz-se que os valores das somas devem ser ajustados para que possam ser apresentados na tela de vídeo. O ajuste e a apresentação são efetuados através do procedimento descrito a seguir.

### 3.2.10.1. AJUSTE PELO VALOR LIMITE DO CONVERSOR A/D

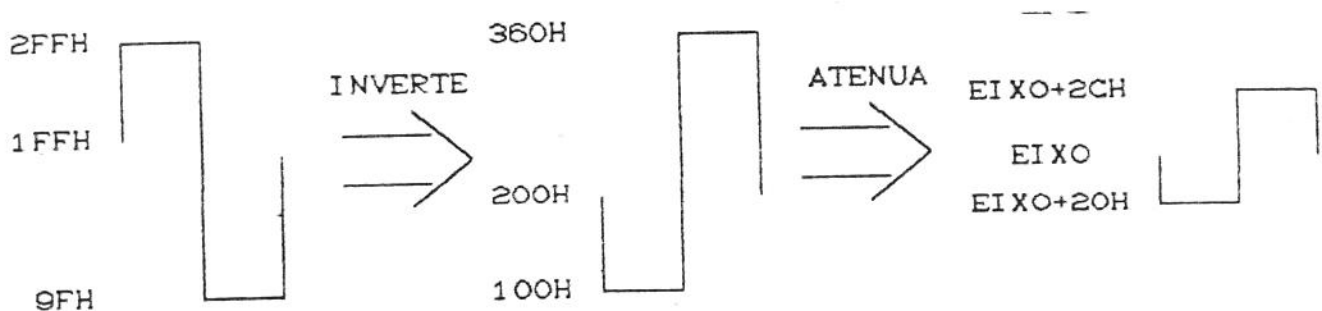
Esta etapa visa detectar os picos máximo e mínimo existentes entre as somas de cada canal e calcular a relação entre a diferença dos valores detectados e o máximo valor do conversor A/D (3FFH). Calculada esta relação, todos os valores do respectivo canal são subtraídos do pico mínimo e multiplicados pela relação calculada, sendo a relação calculada armazenada na memória como fator de ajuste do canal em questão. Este procedimento é válido pelo fato de todos os valores serem positivos e o produto por uma constante não alterará a proporcionalidade dos mesmos como mostra a figura abaixo.



### 3.2.10.2. AJUSTE PARA APRESENTAÇÃO NA TELA DE VIDEO

Na tela de vídeo, as coordenadas verticais crescem de cima para baixo, por isso as curvas precisam ser invertidas. Por outro lado, como o conversor A/D possui uma excursão de -5,00V a +4,99V, correspondentes a 0H e 3FFH, respectivamente, torna-se

necessário fazer esta inversão em torno do eixo de cada canal. Sendo os valores limitados em 10 bits, a inversão é feita subtraindo-se o valor calculado do valor máximo (3FFH). Em seguida, é necessário efetuar um ajuste em torno de cada eixo. Para isso, primeiramente é calculado o módulo da diferença entre o valor do ponto e o valor equivalente a 0V do conversor A/D após a inversão (200H); em seguida, o módulo calculado é multiplicado por um fator que depende do número de canais utilizados, a fim de manter uma proporcionalidade dos sinais e, finalmente, o valor calculado é somado ou subtraído do seu eixo correspondente, dependendo do sinal da diferença, e colocado na memória de gráfico, onde está reservado dois "bytes" para cada ponto. O procedimento pode ser melhor visualizado na figura abaixo, para o caso de um canal.



O fator de ajuste (vide item 3.2.10.1) é multiplicado pelo fator utilizado para ajustar os valores na tela do respectivo canal e armazenado como fator de ajuste ( $f_{ai}$ ).

### 3.2.10.3. APRESENTAÇÃO DAS FORMAS DE ONDA NA TELA DE VÍDEO

Após os ajustes, os valores ajustados, armazenados na memória de gráfico, são desenhados na tela de vídeo através das seguintes instruções (Abel, 1987):

```
MOV     AH,12           ;requisita traçado
```

```

MOV     AL,cor           ;cor do ponto
MOV     CX,coluna       ;abcissa
MOV     DX,linha        ;ordenada
INT     10H             ;chama BIOS

```

onde a abcissa é obtida a partir de um contador de 0 a 640 (280H) e a ordenada lida da memória, utilizando-se um ponteiro composto pela soma do endereço inicial do bloco com o dobro do valor do contador (dois "bytes" para cada ponto). Por esta razão, é necessário um ponteiro para cada canal e a plotagem é feita para todos os canais selecionados antes de se incrementar a abcissa.

A apresentação das formas de onda somente ocorrerá quando um dos casos abaixo for verdade:

- 1) O "passo" programado for alcançado;
- 2) O número programado de aquisições for alcançado;
- 3) O operador teclar <ESC>; ou
- 4) O número máximo de aquisições (16000) for alcançado.

#### 3.2.10.4. ATUALIZAÇÃO DO NÚMERO DE AQUISIÇÕES

O número de aquisições efetuadas é mostrado no canto superior direito da tela de vídeo e é atualizado sempre que houver uma aquisição. Isto é feito por uma subrotina que converte o valor da contagem de hexadecimal para um "string" em ASCII e ecoa para tela como uma mensagem (vide item 3.2.3).

#### 3.2.10.5. TESTE DO TECLADO

Tendo em vista que o operador pode interromper o teste a qualquer momento, torna-se necessário que o programa averigüe

periodicamente o "buffer" do teclado. Para isso, o programa efetua um teste de teclado a cada aquisição, após a soma cumulativa, através da seguinte subrotina (Abel, 1987):

```

MOV      AH,01      ;verifica se há entrada no teclado
INT      16H
JZ       CONTINUA   ;não. continua aquisição
MOV      AH,08H     ;sim. verifica tecla
INT      21H
CMP      AL,1BH     ;ESC?
JNZ      CONTINUA   ;não. ignora
JMP      INTERROMPE;sim. para a aquisição

```

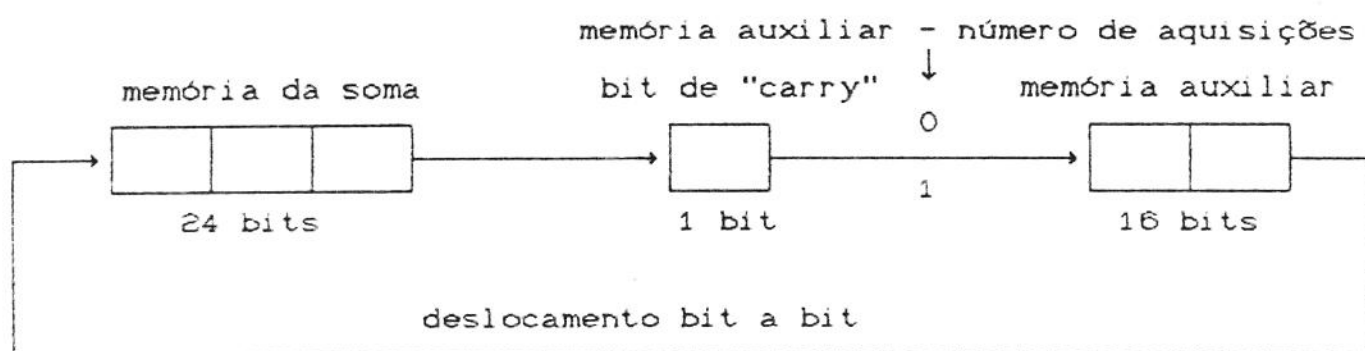
#### 3.2.10.6. MENSAGENS

Durante todo o processo, o operador é informado quanto às condições de funcionamento do promediador através de mensagens na tela de vídeo. Estas mensagens informam o operador quanto à instalação do filtro de artefatos, se os níveis de entrada estão ultrapassando os limites estabelecidos para o filtro e orientam o operador quanto às teclas a serem usadas a cada passo. Quando a aquisição é interrompida devido ao número de aquisições atingir o máximo permitido (16000), o programa coloca uma mensagem de aviso e, assim que o operador pressionar qualquer tecla, o programa passa a calcular a média. No caso em que o número programado é alcançado, o programa orienta o operador a teclar <M> para processar a média ou <ENTER> para continuar a aquisição.

#### 3.2.11. CÁLCULO DO SEGMENTO MÉDIO

Tendo o operador optado pelo cálculo da média, as somas são ajustadas, por "software", a fim de variar entre o pico máximo e o valor zero. Em seguida, são divididas pelo número de aquisições efetuadas, resultando nos valores promediados de cada ponto.

Esta divisão é efetuada pelo método aritmético, utilizando-se uma memória auxiliar para onde o dividendo é deslocado bit a bit, a partir do mais significativo. Para cada deslocamento, o valor da memória auxiliar é subtraído do divisor. Se houver "carry", o valor da memória auxiliar é recuperado e o bit de "carry" zerado; caso contrário, o bit de "carry" é setado. No próximo deslocamento, o bit de "carry" será deslocado para o bit menos significativo dos bytes da soma. Esta operação se repete 25 vezes (24 bits + bit de "carry") e, no final, o quociente estará nos bytes da soma e o resto na memória auxiliar. Esta operação é repetida para todos os pontos (640 \* número de canais). A figura abaixo ilustra esta divisão.



### 3.2.12. APRESENTAÇÃO DOS RESULTADOS NA TELA DE VÍDEO

Após o cálculo das médias, os valores dos pontos são ajustados e plotados pelo mesmo processo da plotagem das somas. Em seguida, é oferecido ao operador as seguintes opções:

<ESC>	-abandona o teste, podendo armazenar os resultados e parâmetros em disco
setas verticais	-seleciona cursor (REF/CURSOR)
setas horizontais	-movimenta o cursor selecionado
<F>	-muda a velocidade de movimento do cursor
<ENTER>	-apresenta os resultados na tela de vídeo

Os cursores são retas verticais e, no início, são plotados no canto esquerdo da tela de vídeo. Para simular o movimento do cursor, segue-se o procedimento abaixo:

- apaga-se o cursor plotando-o com a cor de fundo da tela de vídeo
- replota os pontos das curvas correspondentes àquela abcissa
- incrementa ou decrementa a abcissa e replota o cursor na nova posição

No caso dos cursores ocuparem a mesma abcissa, apenas o passo c é executado e, quando o cursor atingir um extremo da tela de vídeo, automaticamente passa para o extremo oposto. Além disso, o nome do cursor selecionado (CURSOR/REF) é colocado no canto superior direito da tela de vídeo.

Para simular a velocidade do cursor, é feito um salto na abcissa de 1 ou 5 posições, sendo que a tecla <F> inverte um "flag" sempre que é acionada e a mensagem (RÁPIDO/NORMAL) é colocada abaixo do nome do cursor selecionado.

A tecla <ENTER>, sendo acionada, executa uma subrotina que coloca na própria tela de vídeo as escalas de tempo e amplitude assim como as diferenças de amplitude ( $V_c - V_r$ ) e tempo ( $t_c - t_r$ ) entre os dois cursores. Os valores são obtidos a partir das

equações abaixo:

$$t_c - t_r = \frac{1}{4 * 10^4} * (x_c - x_r) * (\text{janela/janela mínima})$$

$$V_c - V_r = \frac{1}{2^{10}} * (1/\text{ganho}) * (y_c - y_r) * (1/fm_1 * fa_1)$$

onde:

$x_c$  = abcissa do CURSOR

$x_r$  = abcissa do REF

$y_c$  = ordenada do CURSOR

$y_r$  = ordenada do REF

janela/janela mínima = número de saltos (vide item 3.2.6.6)

ganho = ganho do pré-amplificador (vide item 3.2.6.6)

$fm_1$  = fator de amplificação do sinal (por software) antes da média  
(vide item 3.2.11)

$fa_1$  = fator de ajuste para apresentação na tela de vídeo (vide item  
3.2.10.2)

Os valores obtidos são convertidos em mensagens e escritos em posições adequadas, que dependem do número de canais utilizados, através do mesmo comando de escrita de mensagens utilizado para tela de texto (vide item 3.2.3). Os dados essenciais do exame (código, sexo e idade do paciente, data do exame e número de aquisições efetuadas) são colocados no topo da tela de vídeo quando a tecla <D> for acionada. Feito isso, é possível executar a impressão da tela gráfica através da tecla <I> ou voltar a manipular a tela através da tecla <ESC>.

No caso de impressão da tela de vídeo no papel, os

parâmetros de estimulação são colocados na base da tela de vídeo e a impressora é habilitada a copiar a tela de vídeo através de uma subrotina (vide item 3.2.14), restabelecendo, em seguida, a tela gráfica com suas mensagens após a impressão; caso contrário, o programa restabelece a tela gráfica, coloca a mensagem de instrução e aguarda novo comando.

### 3.2.13. ARMAZENAMENTO DOS RESULTADOS E PARÂMETROS EM DISCO

Este passo é executado quando a tecla <ESC> é acionada, com o intuito de abandonar o teste de promediação, não sendo executada se for uma leitura de arquivo.

O armazenamento pode ser feito no "driver" selecionado pelo operador (A,B ou C), sendo o diretório dos arquivos de teste do "driver" escolhido mostrado na tela de vídeo.

A exemplo da Leitura de Arquivos (vide item 3.2.5), o nome do arquivo é pressionado pelo operador e comparado com os já existentes. Se o arquivo já existir, dá-se as opções de desistir e fornecer outro nome ou gravar sobre o arquivo existente, destruindo-o. Para armazenar no disco o programa cria um arquivo, transfere o bloco de memória de interesse para o disco e, caso não haja erro, fechará o arquivo. Isto é feito pelas instruções abaixo (Abel, 1987):

```

MOV      AH,16H      ;cria arquivo em disco
MOV      DX,FCBREC   ;bloco de controle de arquivo
INT      21H        ;chama BIOS
CMP      AL,00      ;criação de arquivo bem sucedida?
JZ       OPNERR     ;não. mostra mensagem de erro

```



```

LEA      DX,DSGRAF      ;sim. calcula tamanho do bloco
LEA      BX,ENDCHR
SUB      BX,DX
INC      BX
MOV      FCBRC SZ,BX    ;salvar nos bytes de tamanho do bloco
MOV      AH,1AH         ;criar área de transferência (DTA)
INT      21H
MOV      AH,22H         ;transfere dados para o disco
LEA      DX,FCBREC
INT      21H
CMP      AL,00          ;transferência bem sucedida?
JZ       OPNEXIT        ;sim. termina
LEA      DX,WRTMSG      ;não. coloca mensagem de erro
MOV      AH,09H         ; de escrita --
INT      21H
MOV      AH,08H         ;aguarda teclado
INT      21H
JMP      OPNEXIT

OPNERR:
LEA      DX,OPNMSG      ;coloca mensagem de erro de criação
MOV      AH,09H         ; de arquivo
INT      21H
MOV      AH,08H         ;aguarda teclado
INT      21H

OPNEXIT:
MOV      AH,10H         ;fecha arquivo
LEA      DX,FCBREC

```

INT 21H

O arquivo será criado com extensão "PRM". Vale notar que os erros de criação de arquivo ou de escrita são causados normalmente por discos lotados ou com defeito.

### 3.2.14. IMPRESSÃO DOS RESULTADOS EM PAPEL

Como já foi mencionado no item 3.1.3, o sistema deve possuir uma impressora que permita imprimir gráficos copiando telas de alta resolução em papel.

Quando o operador optar pela impressão (vide item 3.2.12), o programa colocará o tipo de estímulo e seus respectivos parâmetros na base da tela de vídeo.

Para se obter a data do exame, utilizou-se uma subrotina que converte os "bytes" referentes à data dentro do FCBREC. Esta conversão é necessária, devido ao fato da data ser gravada em dois bytes, no seguinte formato:

|yyyyyyym|mmmdddd|

onde: y - 7 bits referentes ao ano (partindo de 1980)

m - 4 bits referentes ao mes

d - 5 bits referentes ao dia

Se o operador teclar <ENTER>, o programa colocará, na base do vídeo, o tipo de estímulo utilizado e ativará o programa GRAPHICS (da Microsoft) que transferirá a tela de alta resolução para a impressora. Em linguagem Assembly, esta conexão é feita por meio das seguintes instruções:

```
PUSH    BP           ;salva Base Pointer
INT     05H          ;imprime tela
POP     BP           ;restabelece Base Pointer
```

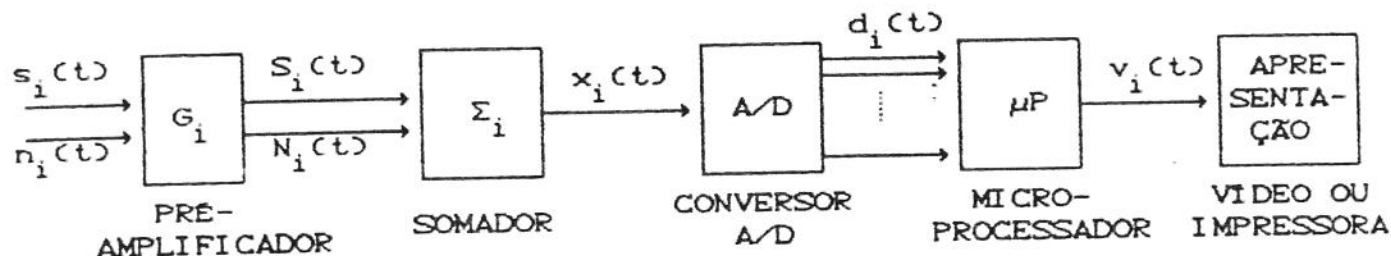
## CAPÍTULO 4

### RESULTADOS

#### 4.1. TESTES DE BANCADA

Estes testes têm por objetivo certificar a confiabilidade do sistema em termos de aquisição e processamento dos sinais obtidos, sem levar em conta o estágio de pré-amplificação.

Para tanto utilizou-se o seguinte esquema de montagem:



Para se obter o ruído branco,  $N_i(t)$ , foi utilizado um gerador de ruído branco (Meloni, 1982), enquanto que a soma foi feita com um circuito somador utilizando um amplificador operacional com alimentação simétrica acima de  $\pm 7V$ , isto porque a entrada do conversor A/D suporta sinal de  $\pm 5V$ .

#### 4.1.1. CALIBRAÇÃO DO PROMEDIADOR COM SINAL SIMULADO

Esta etapa visa testar o promediador suprimindo os estágios de amplificação e de conversão A/D. No entanto, as leituras obtidas nos resultados finais correspondem aos sinais fictícios  $s_i(t)$  na entrada do pré-amplificador.

Tendo em vista que o conversor A/D utilizado possui 10 bits de resolução (de 0H a 3FFH), simulou-se, por "software", para efeitos de calibração, um sinal dente-de-serra variando de 0H a 3FFH, equivalente a um sinal  $d_i(t)$ , com variação de 8H por ponto, devido às limitações horizontais da tela de vídeo (640 pontos). Além disso, para testar o cálculo correto das amplitudes em função dos ganhos, utilizou-se 4 canais, cada qual com ganho dez vezes maior que o anterior. O resultado obtido pode ser visto na Fig. 4.1.1.

Com os ajustes por máximo e mínimo, o microprocessador tende a implementar um "ganho" no sinal devido aos ajustes para plotagem, por esta razão executou-se dois testes com sinais simulados de amplitude menor, mantendo a mesma programação dos ganhos, a fim de confirmar a compatibilidade dos resultados.

Primeiramente, utilizou-se um sinal  $d_i(t)$  decrescente (variando de 3FFH a 180H) o que equivale a uma diferença de amplitude de 6,25V na entrada do conversor A/D. O resultado pode ser visto na Fig. 4.1.2.

Em seguida, inverteu-se a variação do sinal simulado  $d_i(t)$ , fazendo-o variar de 0H a 27FH, e repetiu-se o teste. O resultado é apresentado na Fig. 4.1.3.

Tendo em vista que em alguns testes de estimulação

elétrica há a possibilidade de que o artefato do estímulo seja captado no início da janela de aquisição, torna-se necessário rejeitar os primeiros pontos no ajuste pelo máximo e mínimo para que o potencial evocado possa ser melhor apresentado, já que a amplitude do artefato normalmente é muito superior à do potencial evocado. Para tanto, estipulou-se em 10% da janela, a partir do início, como a faixa rejeitada nos cálculos.

Para testar a rejeição acima, repetiu-se os testes anteriores, programando estimulação elétrica e variando os ganhos para  $G_4 = 5G_3 = 250G_2 = 500G_1 = 50000$ , onde  $G_i$  é o ganho programado para o canal  $i$ . O sinal simulado  $d_i(t)$  passa a variar de 3BFH a 180H no sinal decrescente (Fig.4.1.4) e de 40H a 27FH no sinal crescente (Fig.4.1.5), devido à saturação dos primeiros pontos, o que equivale a 5,6V na entrada do conversor A/D.

Apesar dos ajustes e cálculos efetuados no programa do promediador (em Linguagem Assembly) introduzirem uma imprecisão, devido aos truncamentos de "bits" menos significativos, pode-se notar pelas Figs.4.1.2 e 4.1.3 que os resultados obtidos se mostram satisfatórios e aceitáveis.

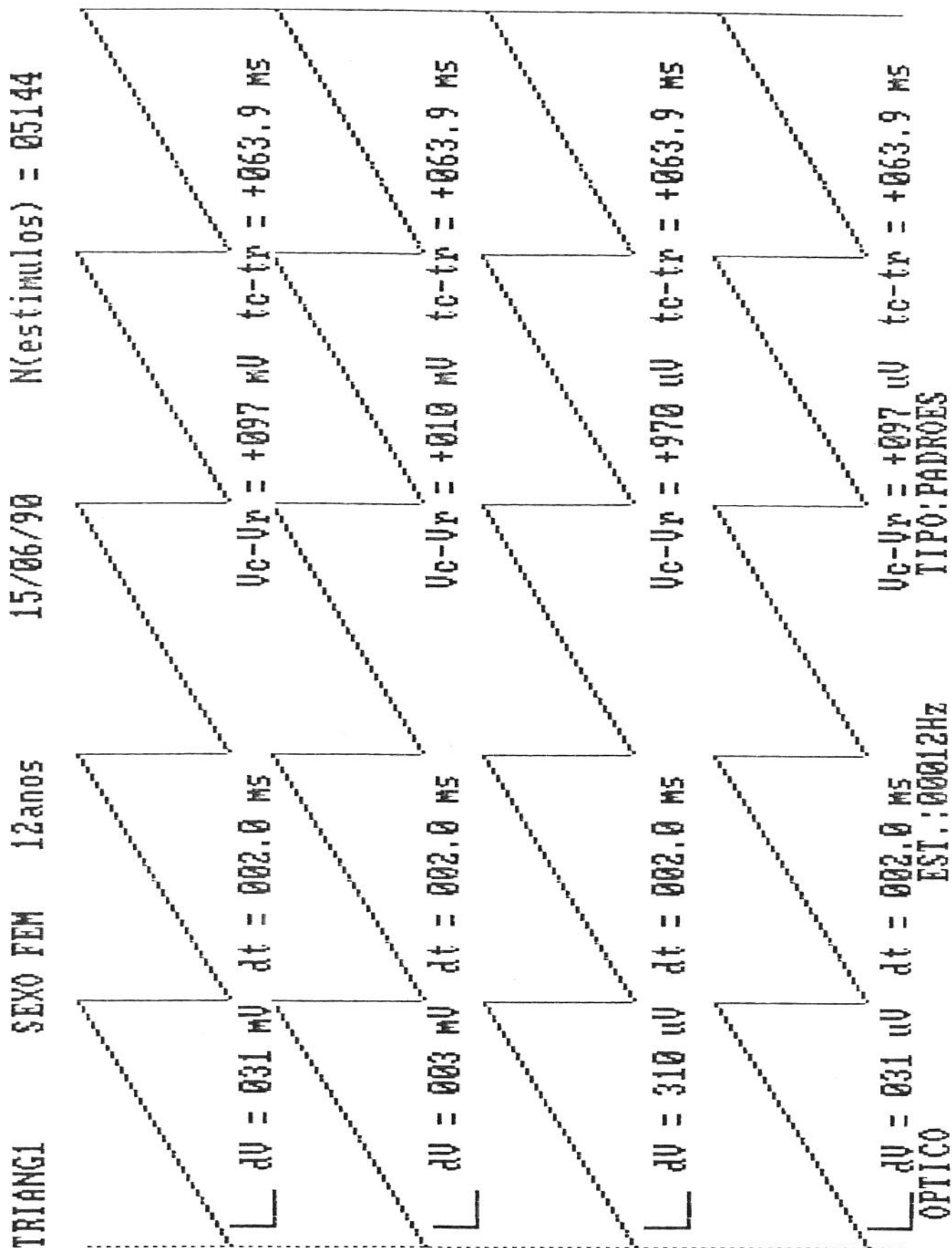


Fig.4.1.1. Resultado da promediação de um sinal dente-de-serra gerado por "software" (OH a 3FFH) e somado na memória dos quatro canais, utilizando ganhos fictícios  $G_4 = 10G_3 = 100G_2 = 1000G_1 = 100000$

TRIANG4 SEXO MASC 34anos 18/06/90 N(estimulos) = 00200

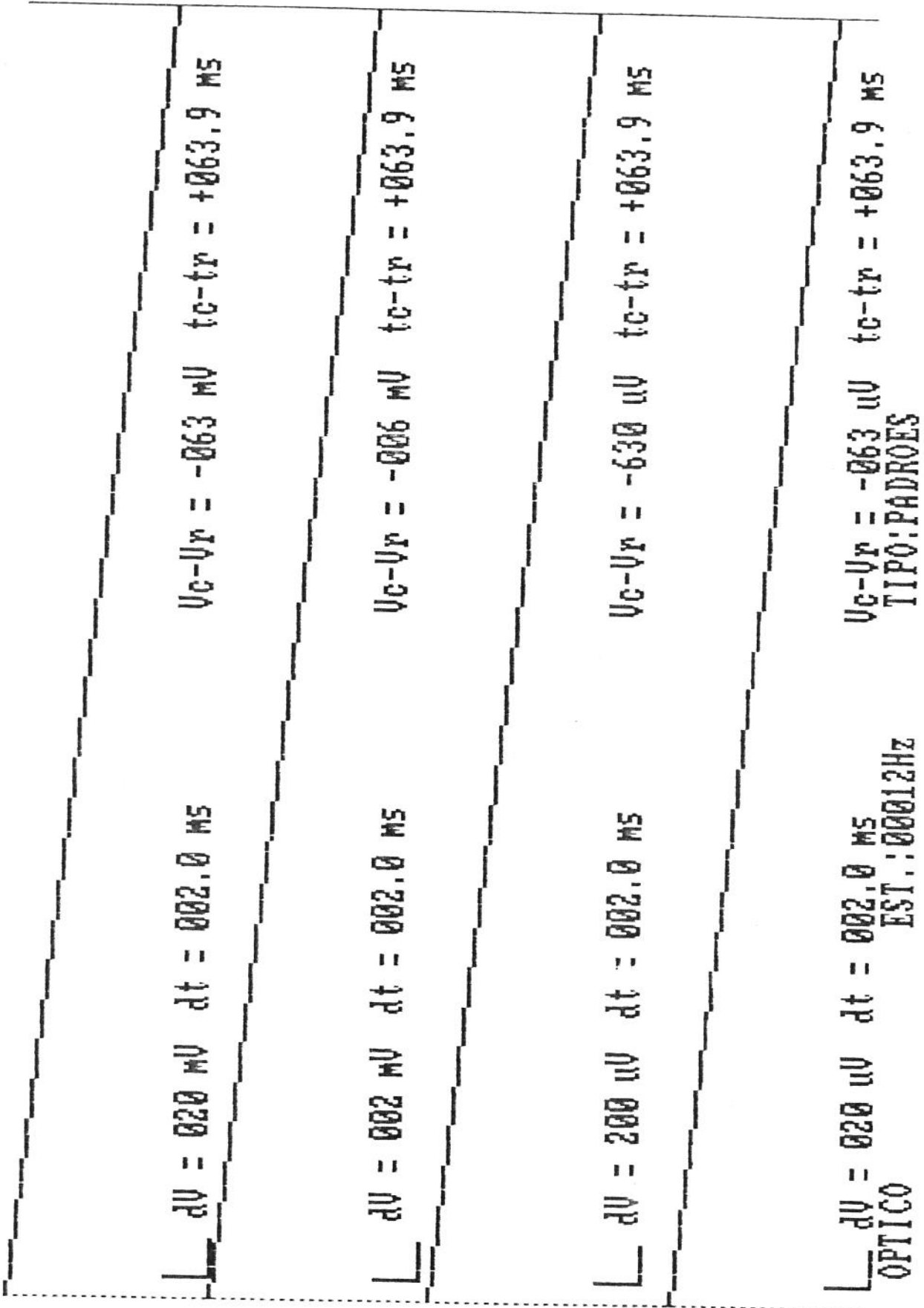


Fig.4.1.2. Resultado da promediação de uma rampa decrescente gerada por "software" (3FFH a 180H) e somada na memória dos quatro canais, utilizando ganhos fictícios  $G_4 = 10G_3 = 100G_2 = 1000G_1 = 100000$



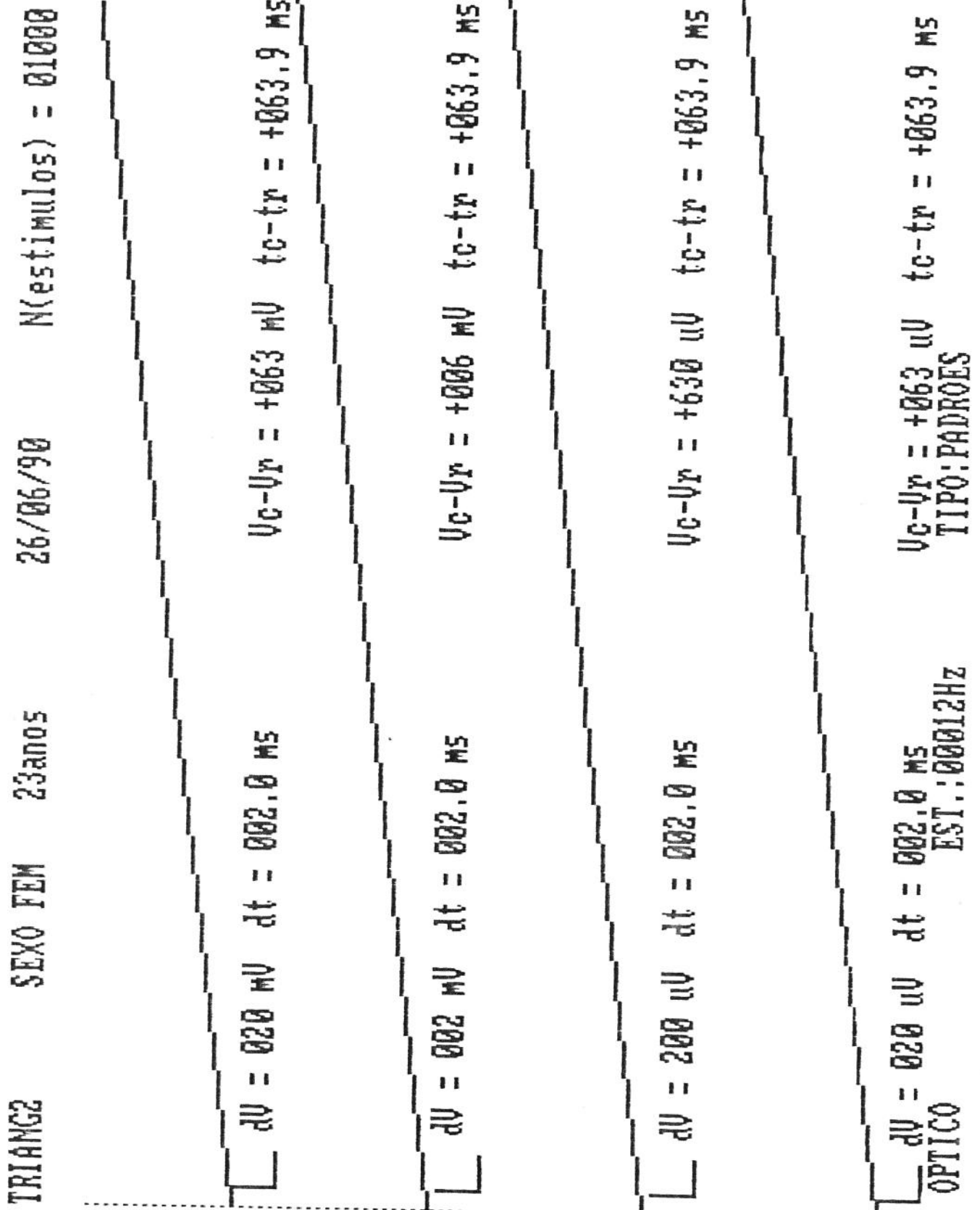


Fig.4.1.3. Resultado da promediação de uma rampa crescente gerada por "software" (0H a 280H) e somada na memória dos quatro canais, utilizando ganhos fictícios  $G_4 = 10G_3 = 100G_2 = 1000G_1 = 100000$

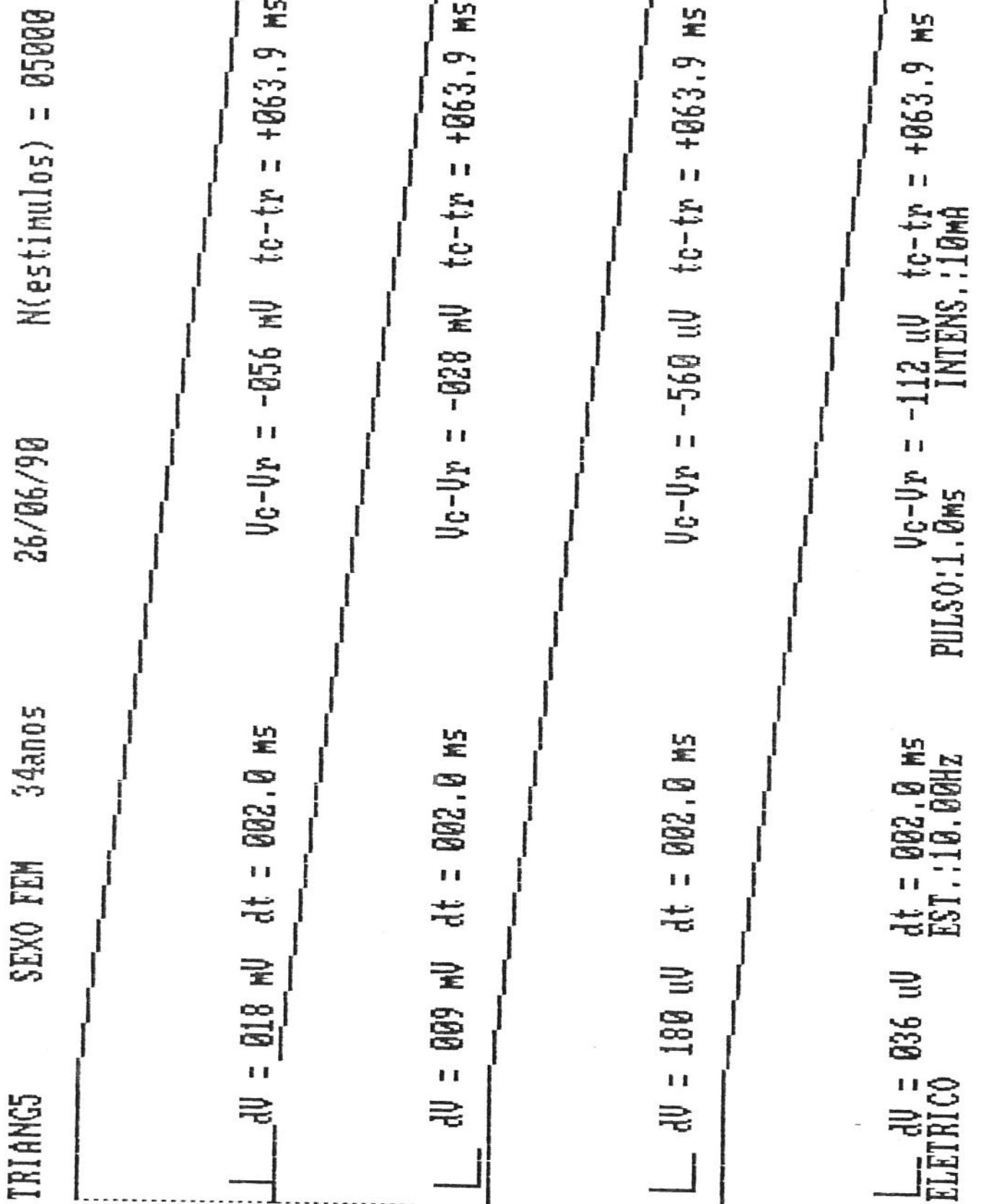


Fig.4.1.4. Resultado da promediação de uma rampa decrescente gerada por "software" (3FFH a 180H) e somada na memória dos quatro canais, utilizando ganhos fictícios  $G_4 = 5G_3 = 250G_2 = 500G_1 = 50000$  e rejeitando-se os primeiros 10% dos dados no ajuste por máximo e mínimo

TRIANG3      SEXO MASC    12anos      26/06/90      N(estimulos) = 07366

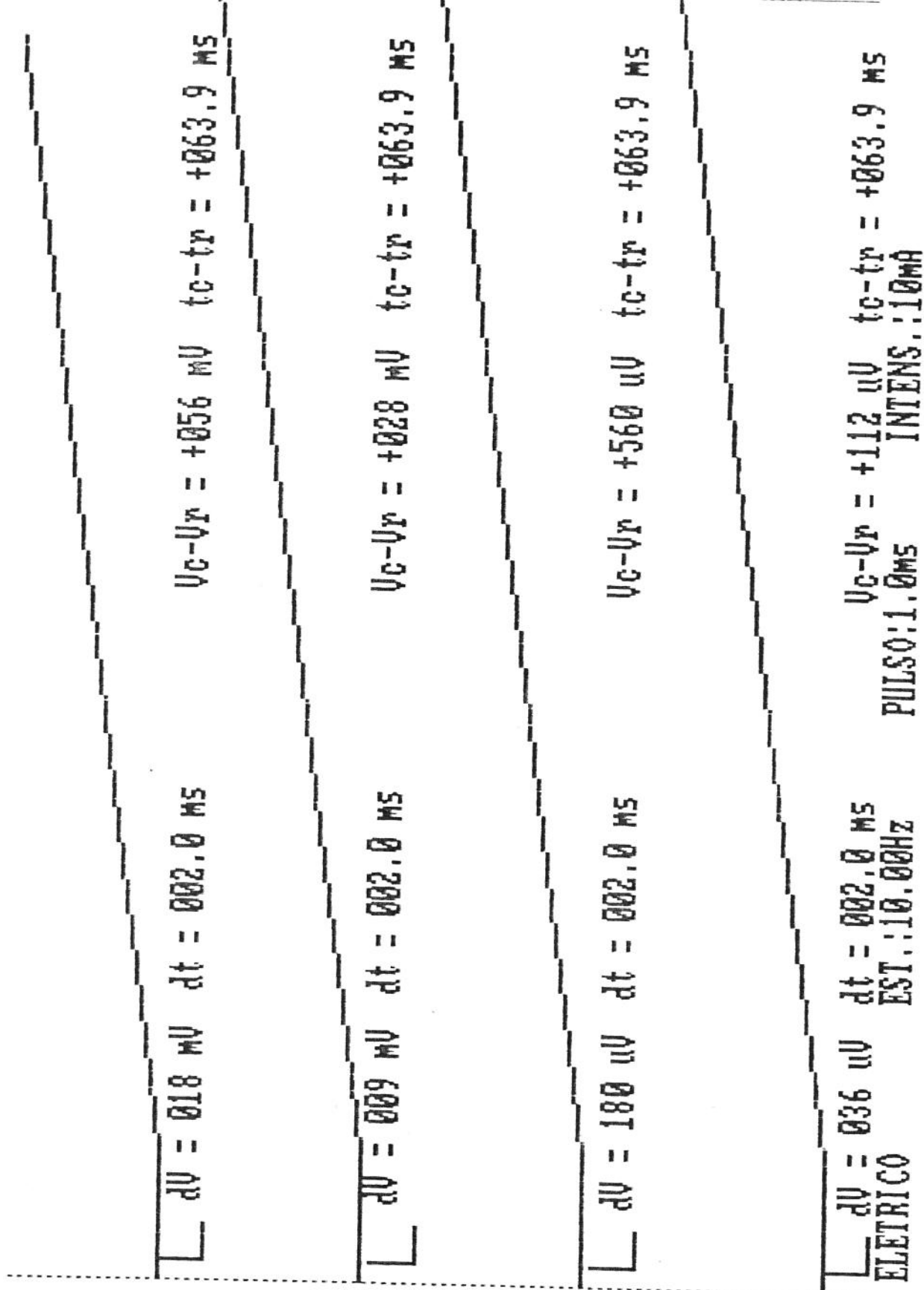


Fig.4.1.5. Resultado da promediação de uma rampa crescente gerada por "software" (0H a 27FH) e somada na memória dos quatro canais, utilizando ganhos fictícios  $G_4 = 5G_3 = 250G_2 = 500G_1 = 50000$  e rejeitando-se os primeiros 10% dos dados no ajuste por máximo e mínimo

#### 4.1.2. CALIBRAÇÃO DO PROMEDIADOR COM GERADOR DE FUNÇÕES

Esta etapa teve como objetivo averiguar a exatidão dos resultados quando estes dependem também do conversor A/D. Da mesma maneira que no item 4.1.1, as leituras obtidas nos resultados finais correspondem aos sinais fictícios na entrada do pré-amplificador ( $s_i(t)$  e  $n_i(t)$ ). Para se obter a repetitibilidade do sinal senoidal, utilizou-se um gerador com sincronismo externo, sendo este sincronismo dado pela saída D/A do conversor A/D, gerado por "software" em cada início de aquisição.

Para esta calibração, primeiramente, utilizou-se um sinal  $x_i(t)$  senoidal de 10Vpp e frequência de 100Hz, como mostra a Fig.4.1.6, copiado da tela do osciloscópio por um "plotter".

Colocando o sinal descrito acima na entrada dos quatro canais do conversor A/D, foram executados dois testes com as respectivas condições:

- a) utilizando um canal e programando ganho  $G_1=1000$  (Fig 4.1.7)
- b) utilizando quatro canais e programando:

$$G_4 = 10G_3 = 100G_2 = 1000G_1 = 100000$$

$$J_4 = 2J_3 = 4J_2 = 8J_1 = 512ms$$

onde  $G_i$  é o ganho do canal  $i$  e  $J_i$  é a janela de aquisição do canal  $i$  (Fig.4.1.8).

Apesar do conversor A/D introduzir uma imprecisão de 0,1% que é somada à imprecisão introduzida pelos cálculos e ajustes, podemos concluir que os resultados obtidos nas figuras se mostram satisfatórios e aceitáveis.

Em seguida, utilizou-se um sinal  $S_i(t)$  senoidal de

50mVpp de amplitude e 100Hz de frequência, somado a um ruído branco  $N_1(t)$  de aproximadamente 4Vpp a fim de testar a eficiência do promediador em eliminar o ruído. Os sinais de entrada, obtidos da tela do osciloscópio por meio do "plotter" e mostrados na Fig.4.1.9, guardam uma relação sinal/ruído de 0,025. Para este teste foi utilizado um canal e programou-se um ganho de 1000. O resultado obtido é apresentado na Fig.4.1.10, onde podemos notar que a relação sinal/ruído aumentou para aproximadamente 0,75. Do resultado obtido podemos concluir que a promediação efetuada é eficiente para melhorar a relação sinal/ruído, sendo que o ruído residual (SE) variou proporcionalmente a  $1/\sqrt{N}$  (vide item 2.4.1).

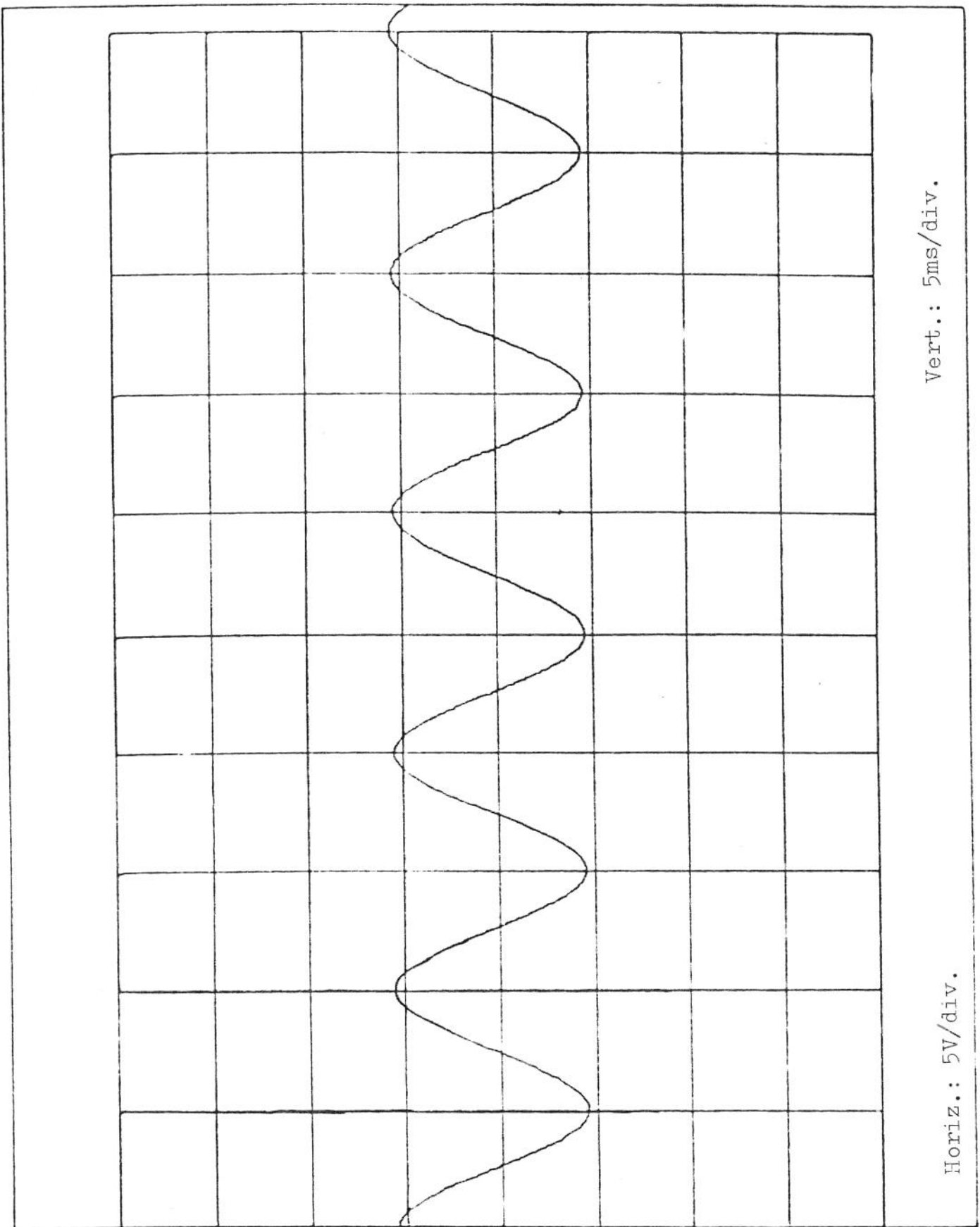


Fig.4.1.6. Sinal senoidal de 10Vpp(do gerador de funções)  
copiado da tela do osciloscópio via traçador

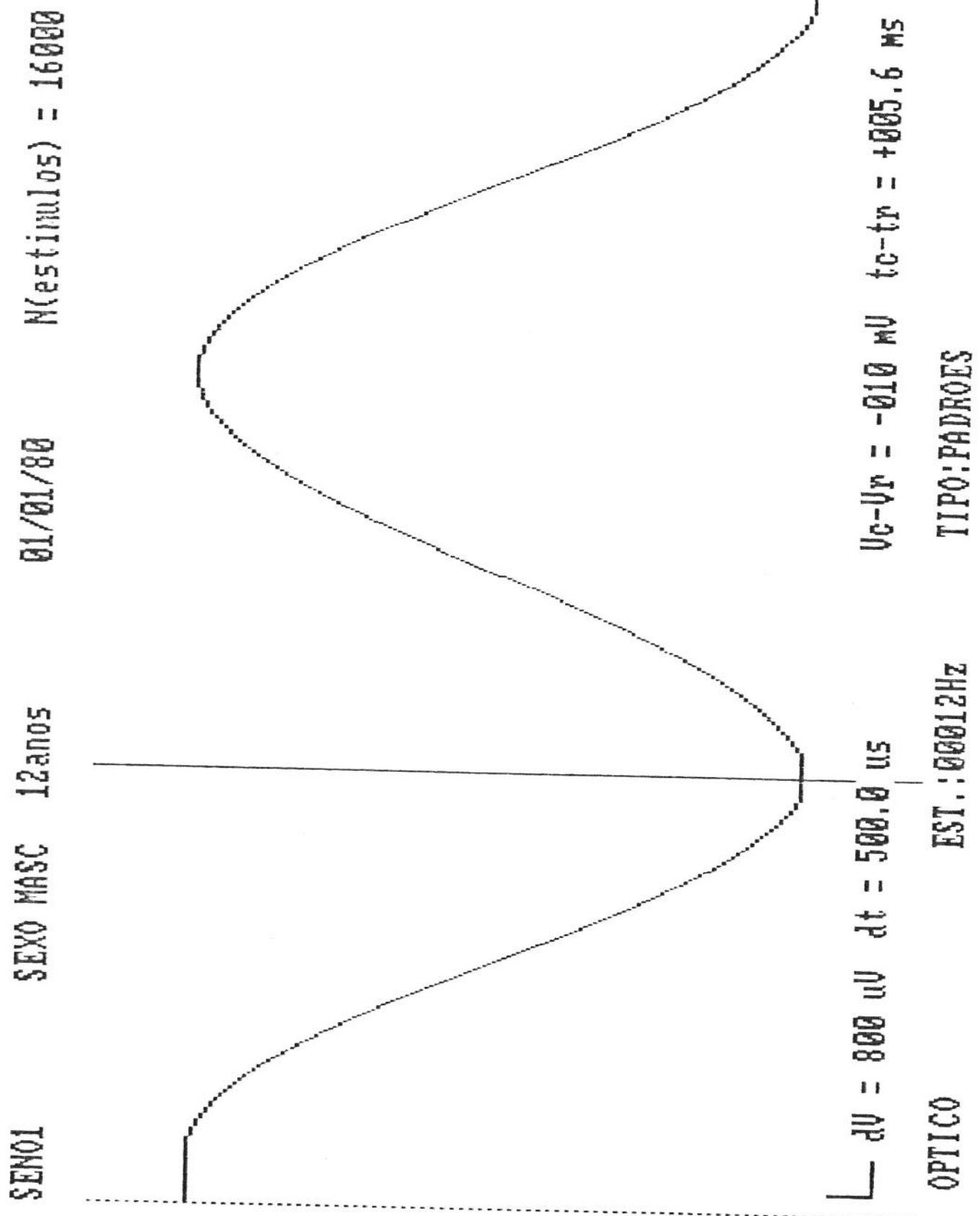


Fig.4.1.7. Resultado da promediação de um sinal senoidal de 10Vpp colocado na entrada do canal 1 do conversor A/D, utilizando ganho fictício de 1000

SEN0A4 SEXO MASC 34anos 01/01/80 N(estimulos) = 00332

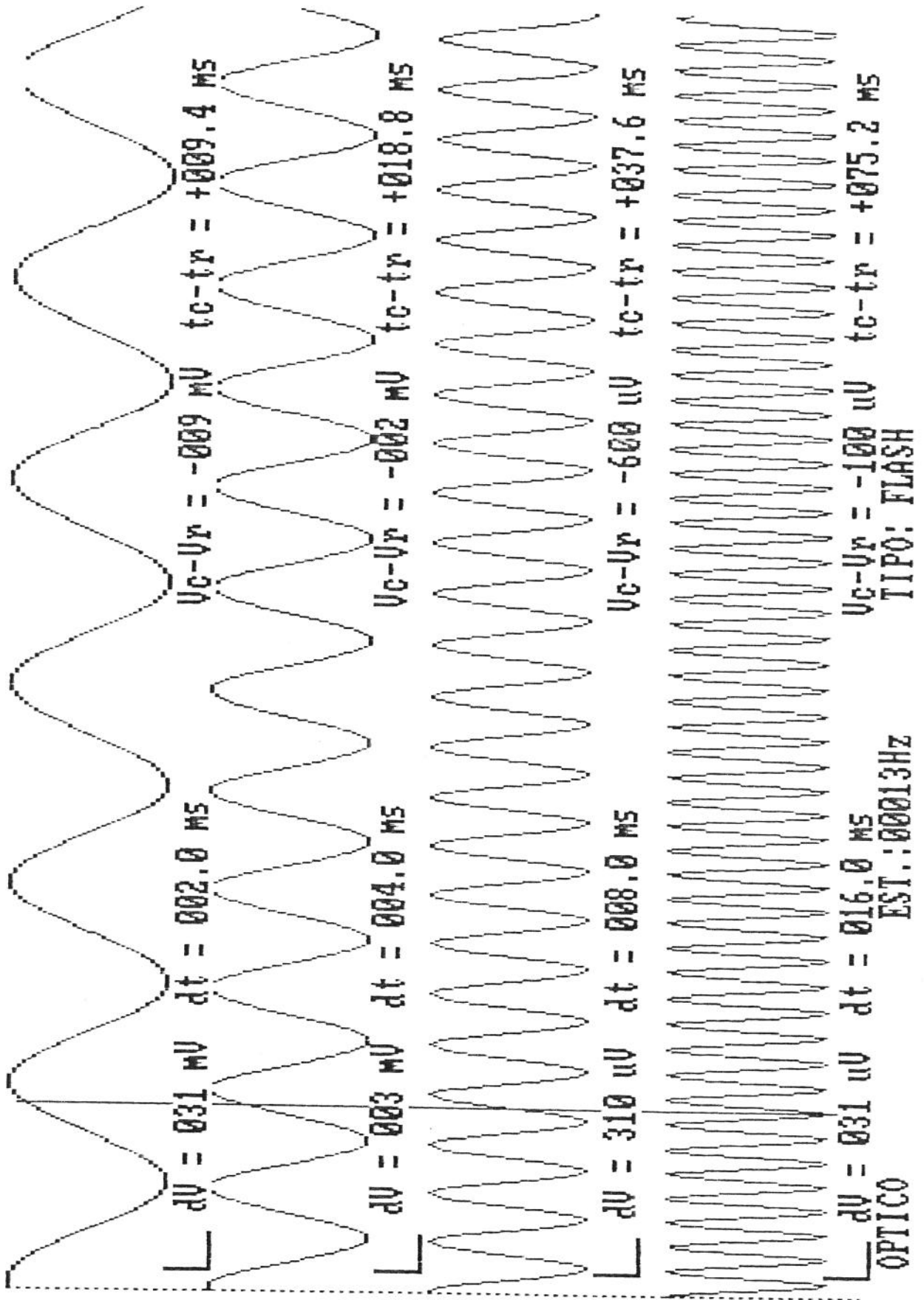
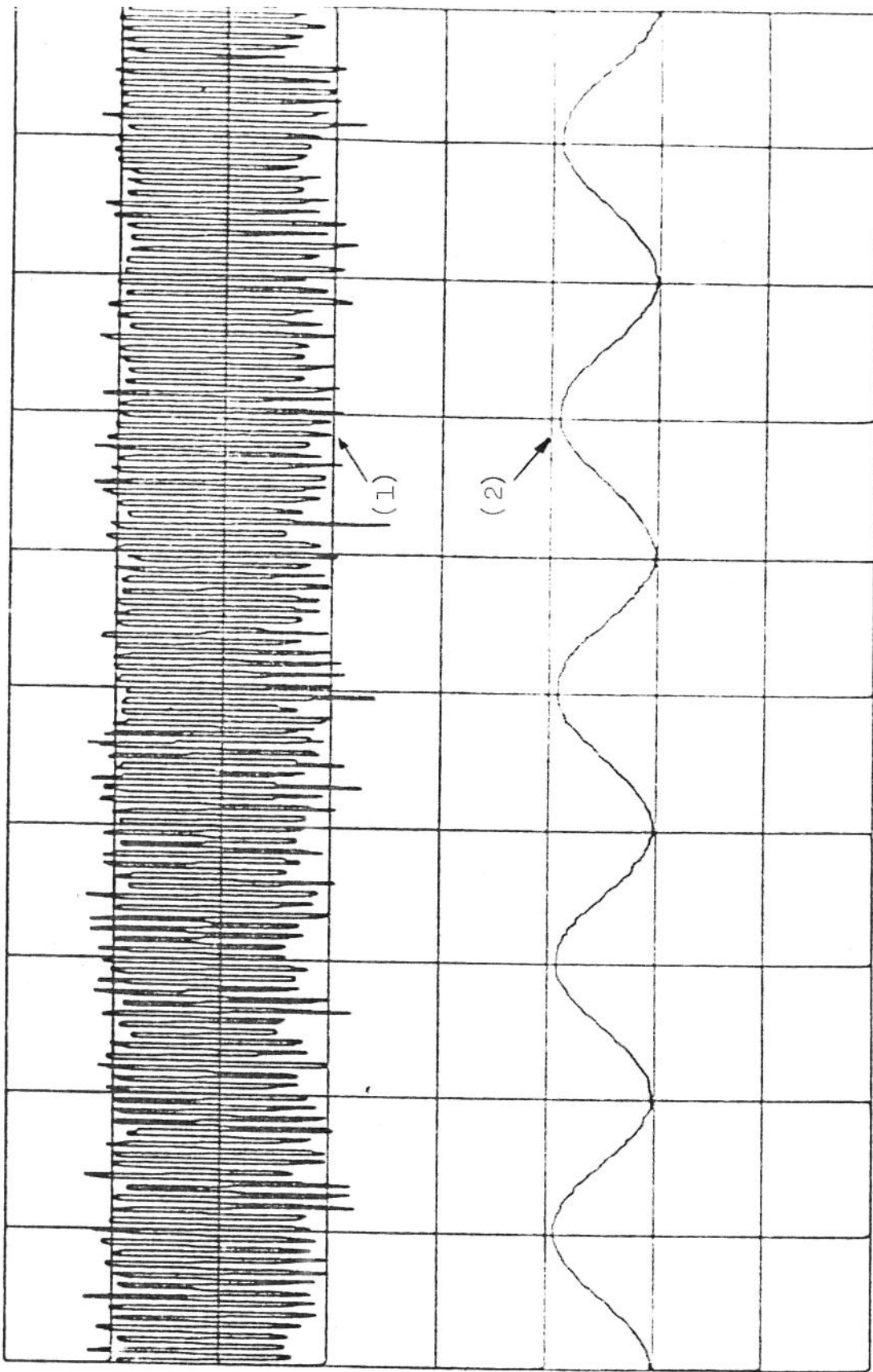


Fig.4.1.8. Resultado da promediação de um sinal senoidal de 10Vpp colocado na entrada dos quatro canais do conversor A/D, utilizando ganhos fictícios  $G_4 = 10G_3 = 100G_2 = 1000G_1 = 100000$  e janelas  $J_4 = 2J_3 = 4J_2 = 8J_1 = 512 \text{ ms}$



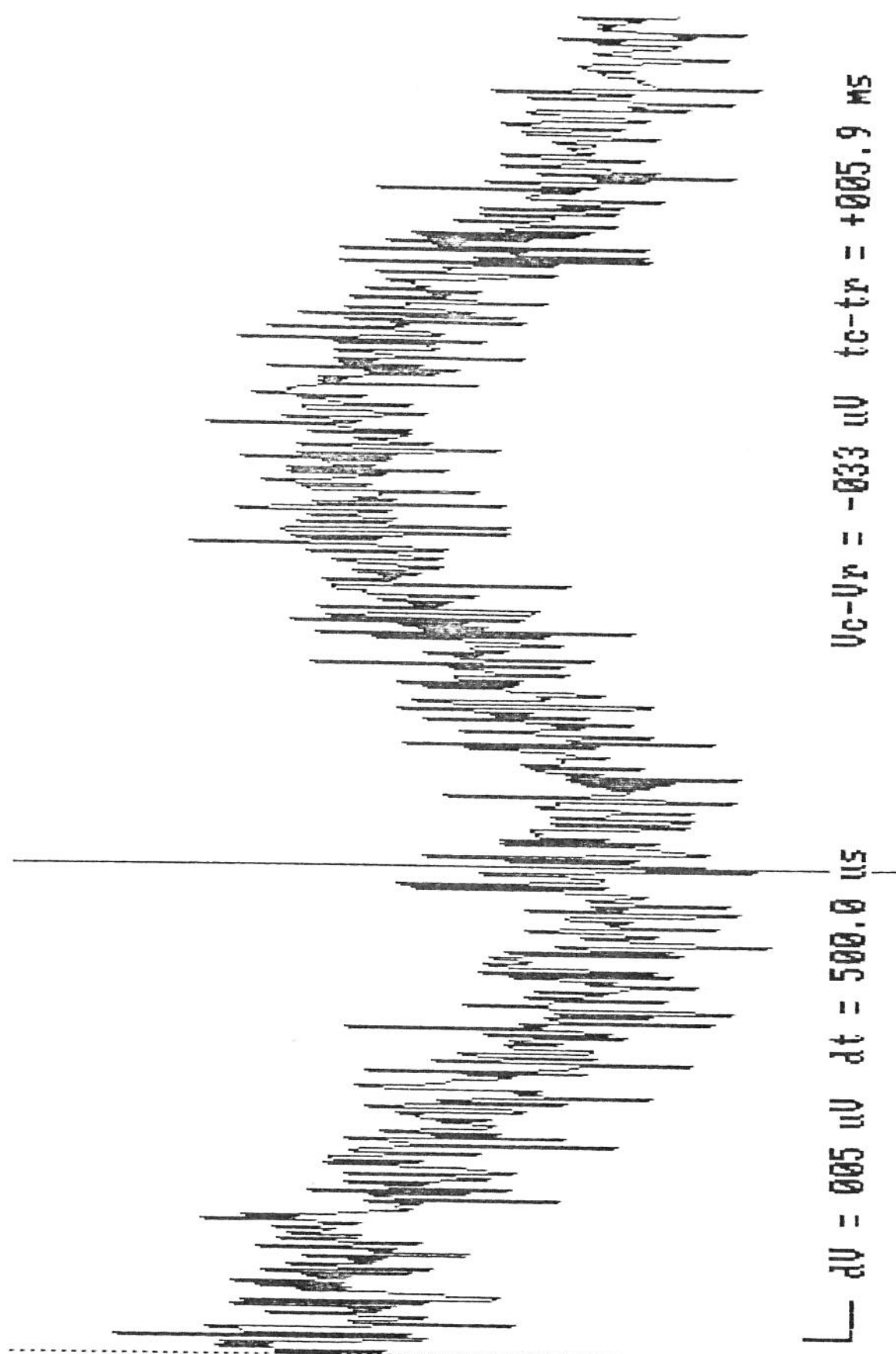


Vert.: 5ms/div.

Horiz.: (1) 2V/div. (2) 50mV/div.

Fig.4.1.9. Ruído branco (1) e senóide (2) colocados na entrada do circuito somador copiados da tela do osciloscópio via traçador

senoal SEXO MASC 12anos 22/06/90 N(estimulos) = 16000



OPTICO EST.:00002HZ TIPO: FLASH

Fig.4.1.10. Resultado da promediação de um sinal senoidal de 50mVpp somado com ruído branco de 4Vpp, utilizando ganho fictício  $G_1 = 1000$

## 4.2. TESTES COM VOLUNTÁRIO

### 4.2.1. ESTIMULAÇÃO ACÚSTICA

Foram realizados testes de aquisição de potenciais evocados auditivos em voluntário adulto sem histórico de distúrbios conhecidos no sistema auditivo a fim de confirmar a aplicação do sistema para finalidades de diagnóstico médico.

Os testes foram realizados com os seguintes parâmetros:

#### a) PARÂMETROS DE ESTIMULAÇÃO

Tipo de estímulo: estalido

Frequência de estímulo: 10/s

Intensidade: vide resultado de cada teste

Modo: bilateral

#### b) PARÂMETROS DE REGISTRO

Eletrodo (+) ..... Vértex (Cz)

Eletrodo (-) ..... Mastóide direito

Referência ..... Mastóide esquerdo

#### c) PARÂMETROS DO PRÉ-AMPLIFICADOR

Banda passante: 100Hz - 3kHz

Ganho: 50.000

Executou-se a seguinte sequência de testes, variando-se alguns parâmetros, visando obter o potencial evocado auditivo:

- 1) Estimulação com 70 dB, utilizando os parâmetros acima, para 4000 estímulos. O resultado pode ser visto, juntamente com os

parâmetros, na Fig.4.2.1.

- 2) Estimulação com 3 dB, utilizando os parâmetros básicos, para 8000 estímulos (Fig.4.2.2). Neste tipo de teste, o suposto potencial evocado não aparece pois o estímulo é praticamente inexistente.
- 3) Estimulação com 50 dB, utilizando os parâmetros básicos, mas curto-circuitando-se os eletrodos (+) e (-), e aplicando 4000 estímulos (Fig.4.2.3). Este teste mostra o ruído intrínseco do pré-amplificador e do conversor A/D, pois a entrada do pré-amplificador está em curto.
- 4) Estimulação com 70 dB, utilizando os parâmetros básicos, mas alterando a frequência de estímulo para 7/s, para 4000 estímulos (Fig.4.2.4). Este teste tem como finalidade averiguar se o sinal obtido não é resultado de interferência por harmônica da frequência da rede (60Hz).
- 5) Estimulação com 3 dB, utilizando os parâmetros básicos, com frequência de estímulo de 7/s, para 4000 estímulos (Fig.4.2.5). Este teste é idêntico ao (2), sem risco de conter harmônicas de 60Hz.

A partir de resultados de exames já existentes, obtidos de crianças recém-nascidas (Starr, 1977; Davis, 1976), observa-se que os resultados obtidos apresentam semelhanças de forma de onda, assim como possuem a mesma ordem de grandeza (amplitude e latência).

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

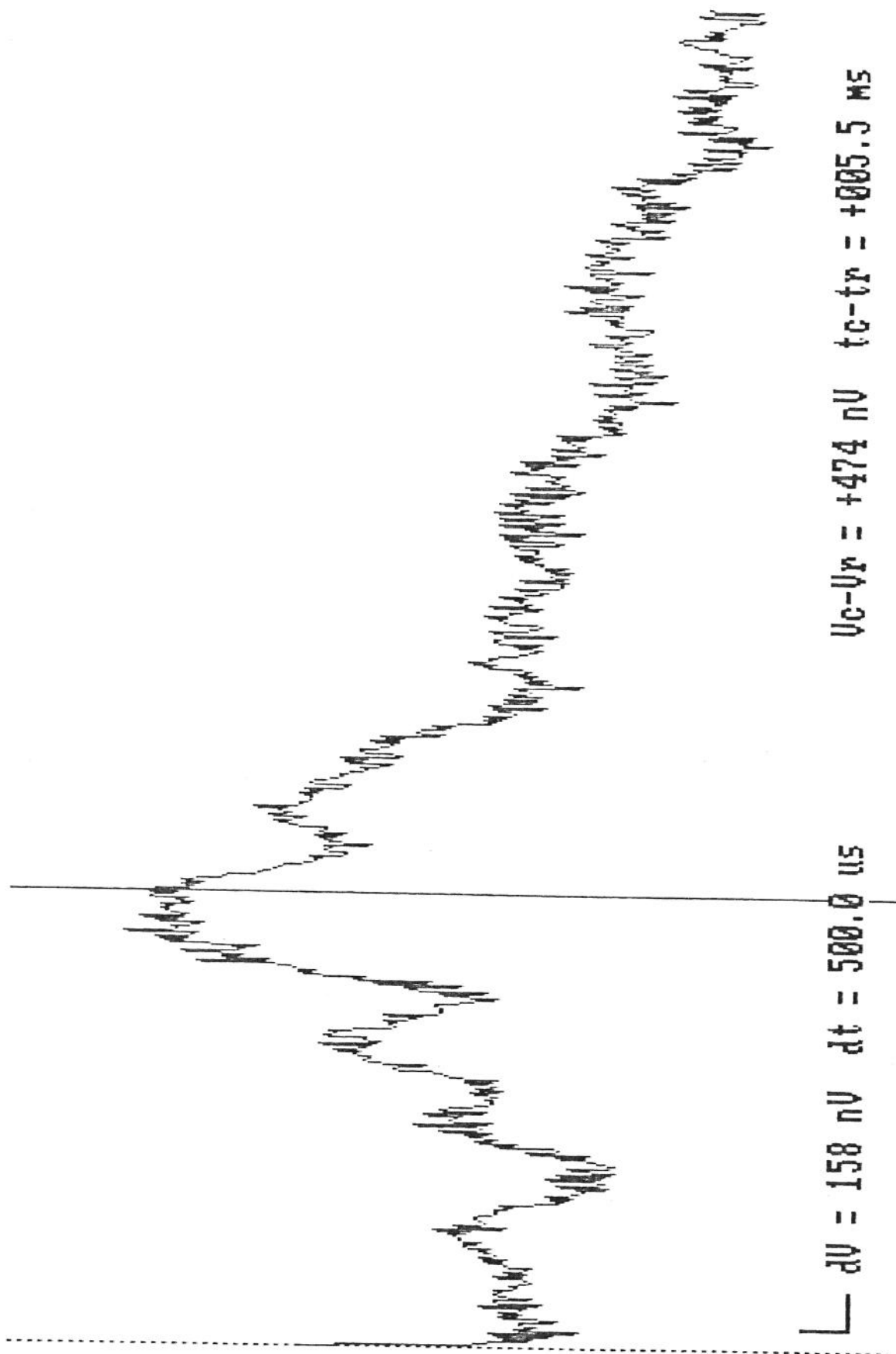
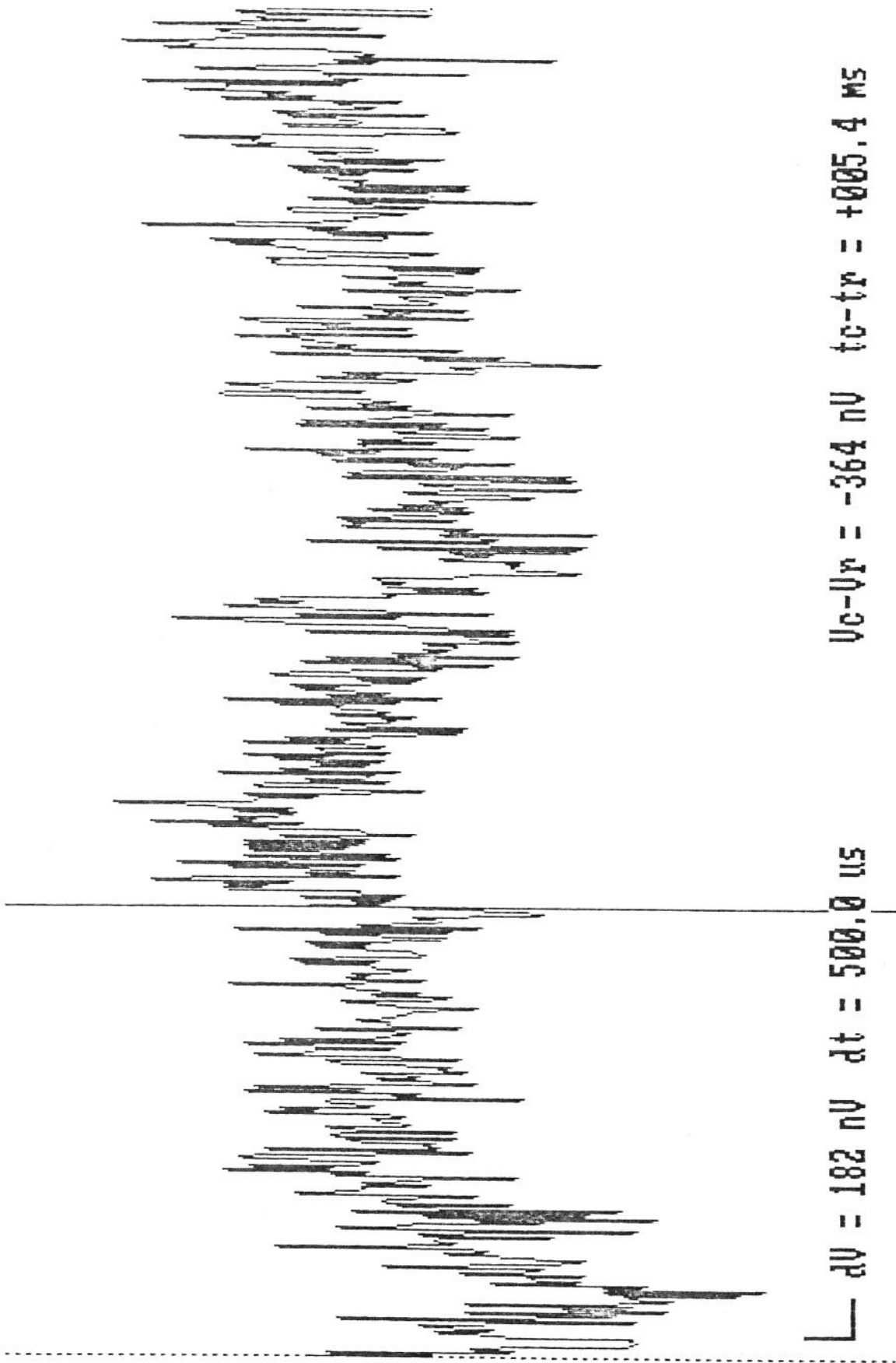


Fig.4.2.1. Potencial evocado auditivo obtido de voluntário com sistema auditivo aparentemente normal

GERALD9 SEXO MASC 23anos 03/05/90 N(estimulos) = 08002



dV = 182 nV dt = 500.0 us Vc-Vr = -364 nV tc-tr = +005.4 ms  
ACUSTICO ESTALIDOS EST.:10.00HZ POL.:ALT. INTENS.:03dB CANAL:AMBOS

Fig.4.2.2. "Potencial Evocado Auditivo" obtido de voluntário com sistema auditivo aparentemente normal, utilizando estímulo de 3 dB

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

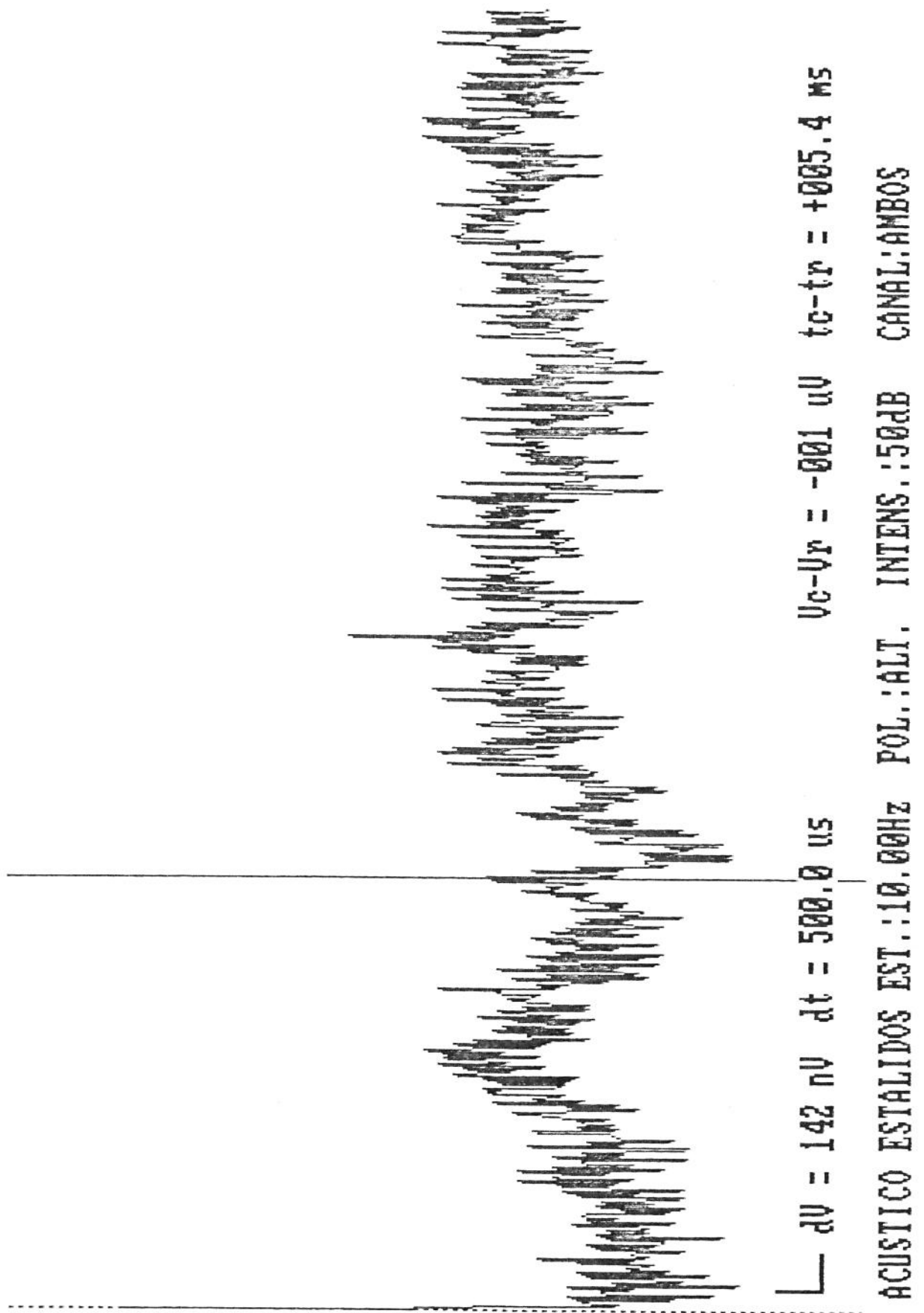


Fig.4.2.3. "Potencial Evocado Auditivo" obtido de voluntário com sistema auditivo aparentemente normal, curto-circuitando os eletrodos (+) e (-)

GERA SEXO MASC 23anos 30/05/90 N:estimulos) = 04000

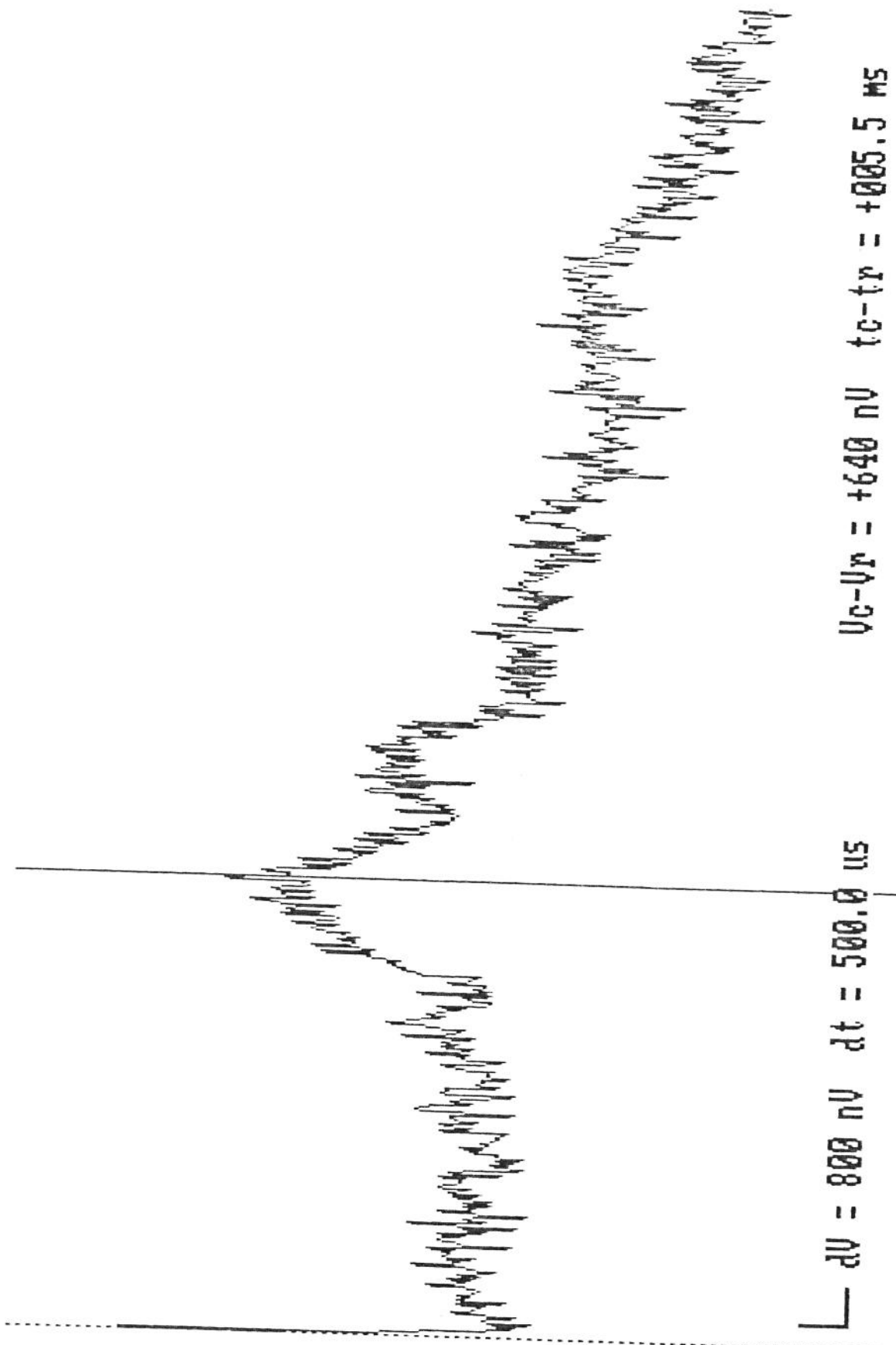


Fig.4.2.4. Potencial Evocado Auditivo obtido de voluntário com sistema auditivo aparentemente normal



GERALDG      SEXO MASC      23anos      30/05/90      N(estimulos) = 04000

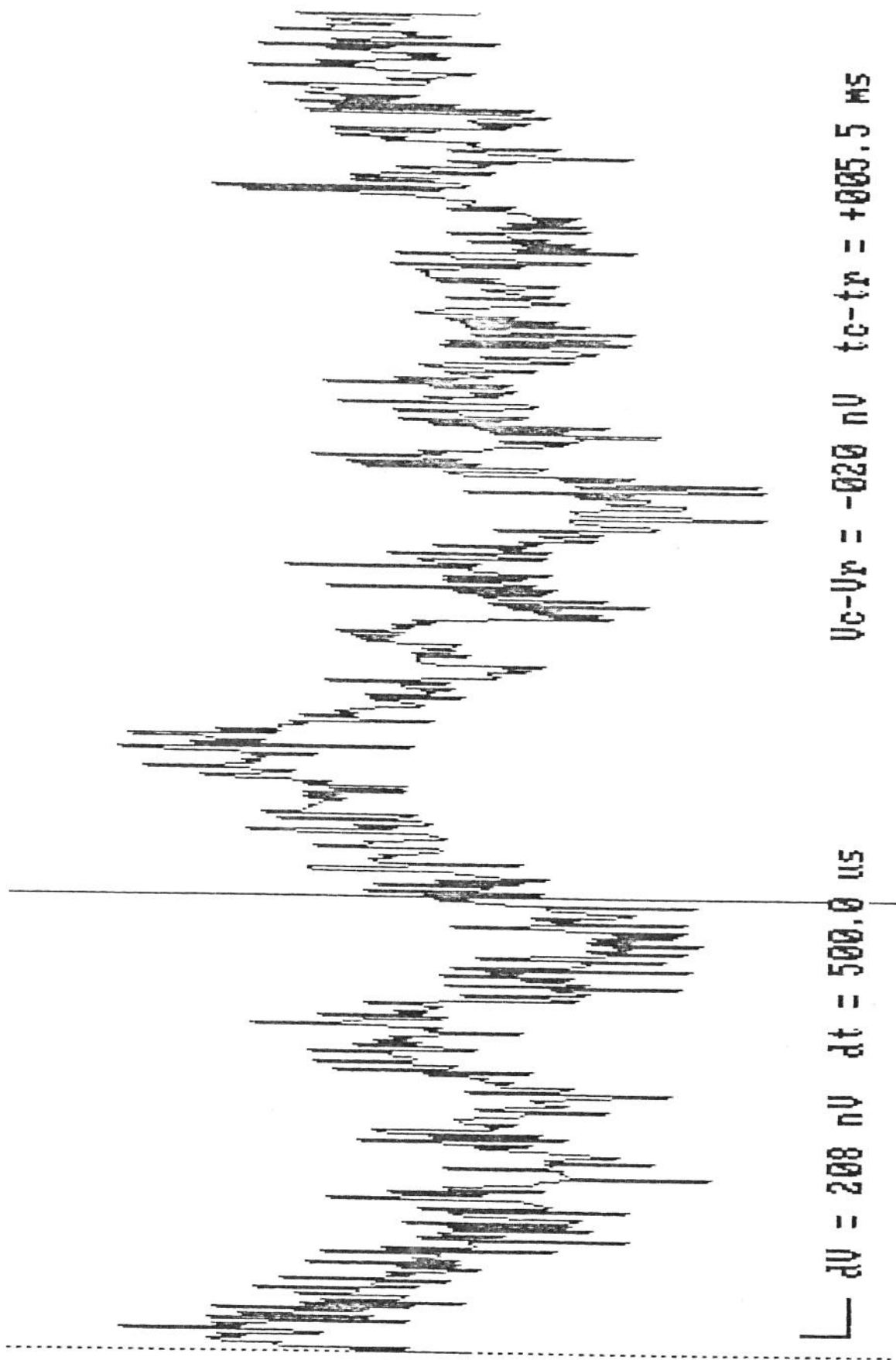


Fig.4.2.5. "Potencial Evocado Auditivo" obtido de voluntário com sistema auditivo aparentemente normal, utilizando estímulo de 3 dB

#### 4.2.2. ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA

Com um voluntário sem histórico de distúrbios conhecidos no sistema somato-sensitivo foram realizados testes de estimulação elétrica, com os seguintes parâmetros:

##### a) PARÂMETROS DE ESTIMULAÇÃO

Frequência de estímulo: 4,1 Hz

Intensidade: vide resultado de cada teste

Duração do pulso: 0,3 ms

Local: palma da mão

##### b) PARÂMETROS DE REGISTRO

Local: Nervo mediano do pulso

Referência: Costas da mão

##### c) PARÂMETROS DO PRÉ-AMPLIFICADOR

Banda passante: 30Hz - 3kHz

Ganho: 10000

Primeiramente foram realizados dois testes com os parâmetros acima visando comprovar a repetitividade dos resultados. Os resultados obtidos podem ser vistos nas Figs. 4.2.6 e 4.2.7, comprovando que não se trata de um artefato ou ruído espúrio.

Em seguida, diminuiu-se a intensidade do estímulo, obtendo, como resultado, a Fig. 4.2.8. Pode-se notar que o pico obtido no teste anterior desapareceu, o que confirma a correspondência do sinal obtido com o estímulo aplicado.

Finalmente, sabendo-se que dentro dos limiares de saturação a amplitude do potencial evocado varia com a intensidade do estímulo, repetiu-se o teste aumentando a intensidade do estímulo. Com

isso, obteve-se a Fig.4.2.9, confirmando esta relação.

Comparando os resultados obtidos com resultados disponíveis na literatura (Squires, 1980), observou-se a mesma ordem de grandeza na amplitude e a mesma forma de onda do potencial evocado.

Tendo em vista os resultados obtidos, pode-se concluir que o promediador satisfaz as necessidades básicas de exames eletrofisiológicos, desde que em conjunto com estimuladores adequados que possuam entrada para sincronismo externo. Além disso, os resultados foram obtidos em ambiente não isolado de ruídos eletromagnéticos, tendo sido notado ruídos de grande amplitude, através de osciloscópio na saída do pré-amplificador.

ELGERAZ SEXO MASC 26anos 22/06/90 N(estimulos) = 01003

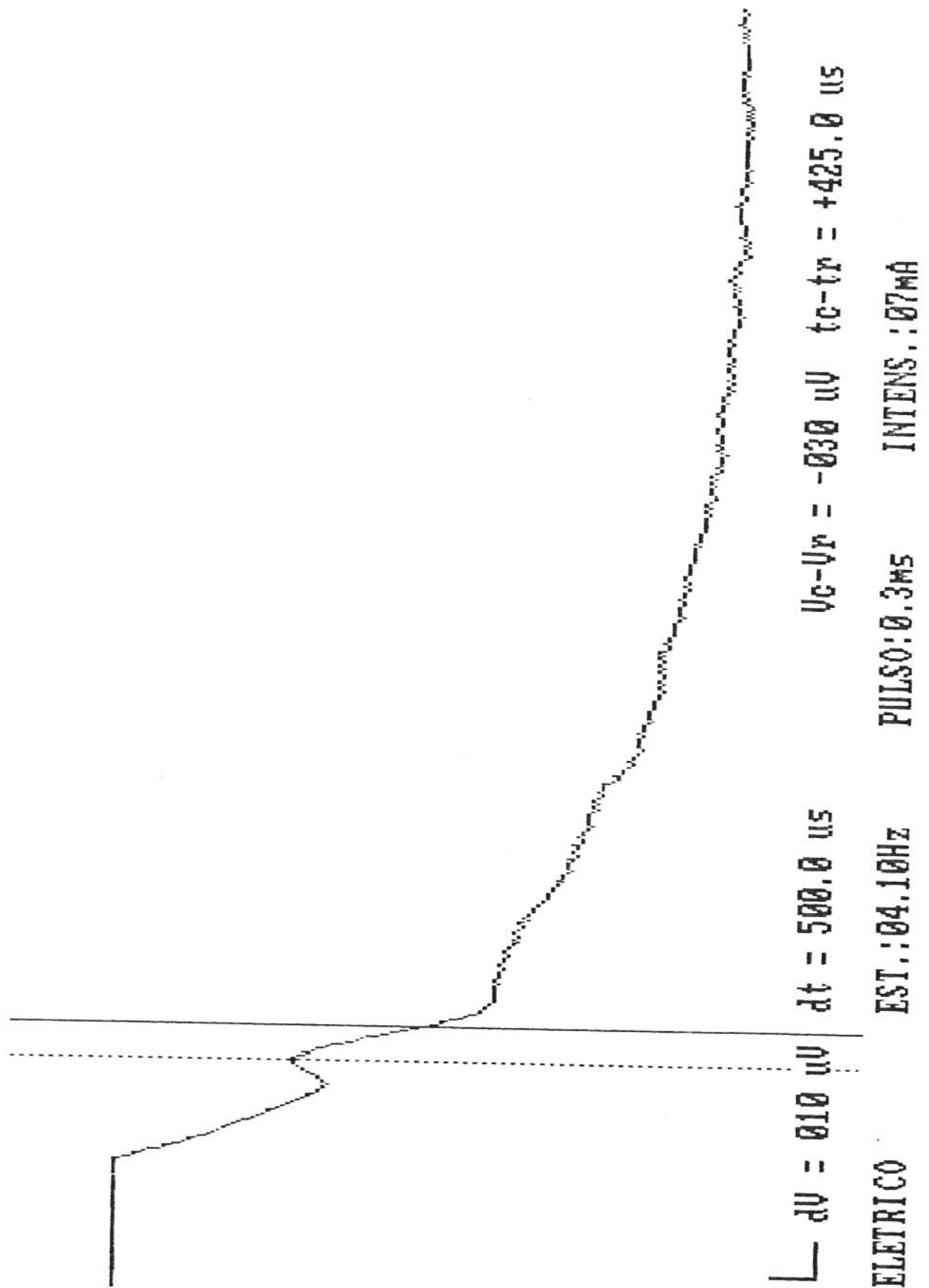


Fig.4.2.6. Potencial Evocado Somato-sensitivo obtido de voluntário com sistema sensitivo aparentemente normal, utilizando 7 mA de intensidade

ELGERAZ SEXO MASC 26anos 22/06/90 N(estimulos) = 01002

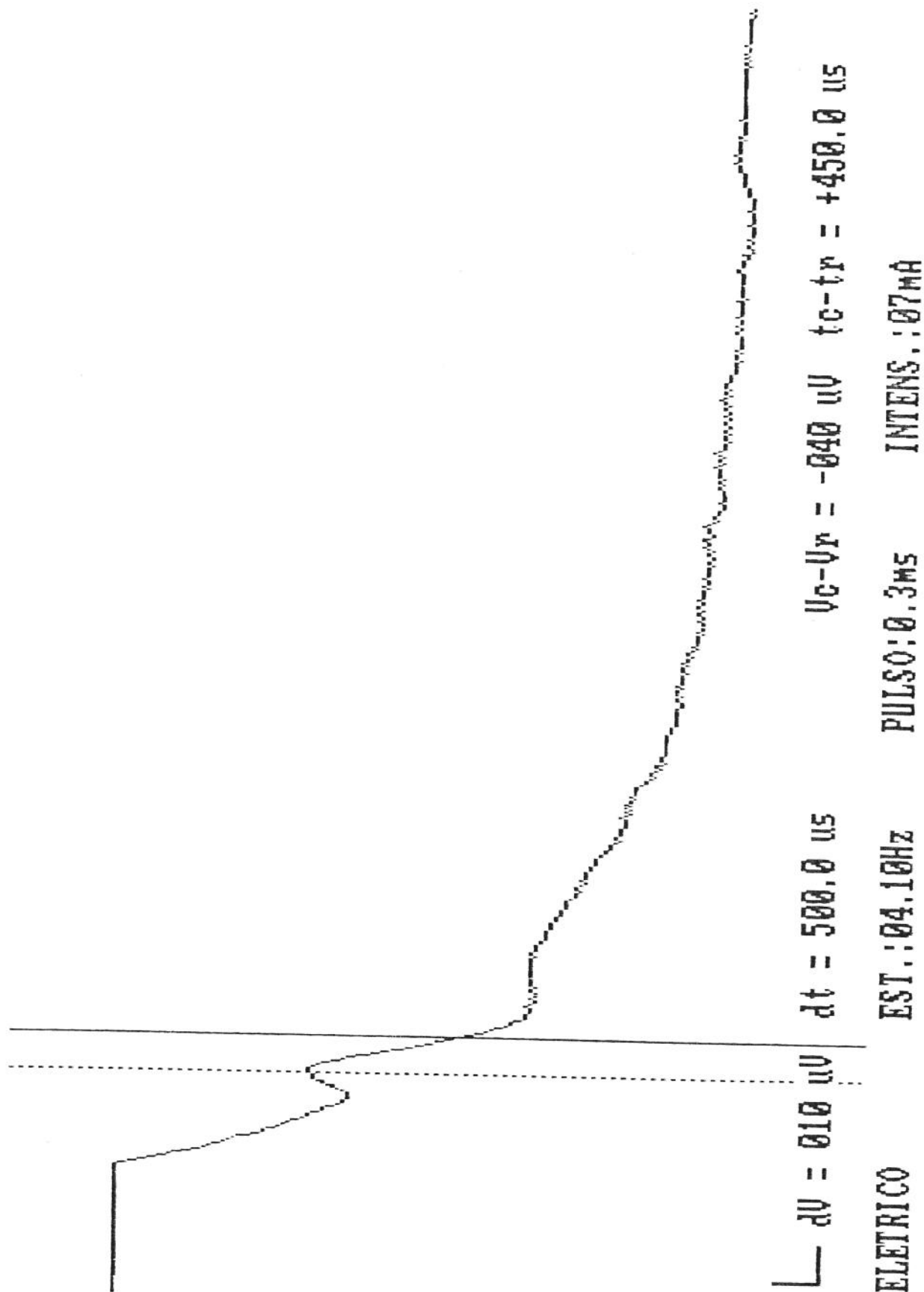


Fig.4.2.7. Potencial Evocado Somato-sensitivo obtido de voluntário com sistema sensitivo aparentemente normal, utilizando 7 mA de intensidade

ELGERAS SEXO MASC 26anos 22/06/90 N(estimulos) = 01000

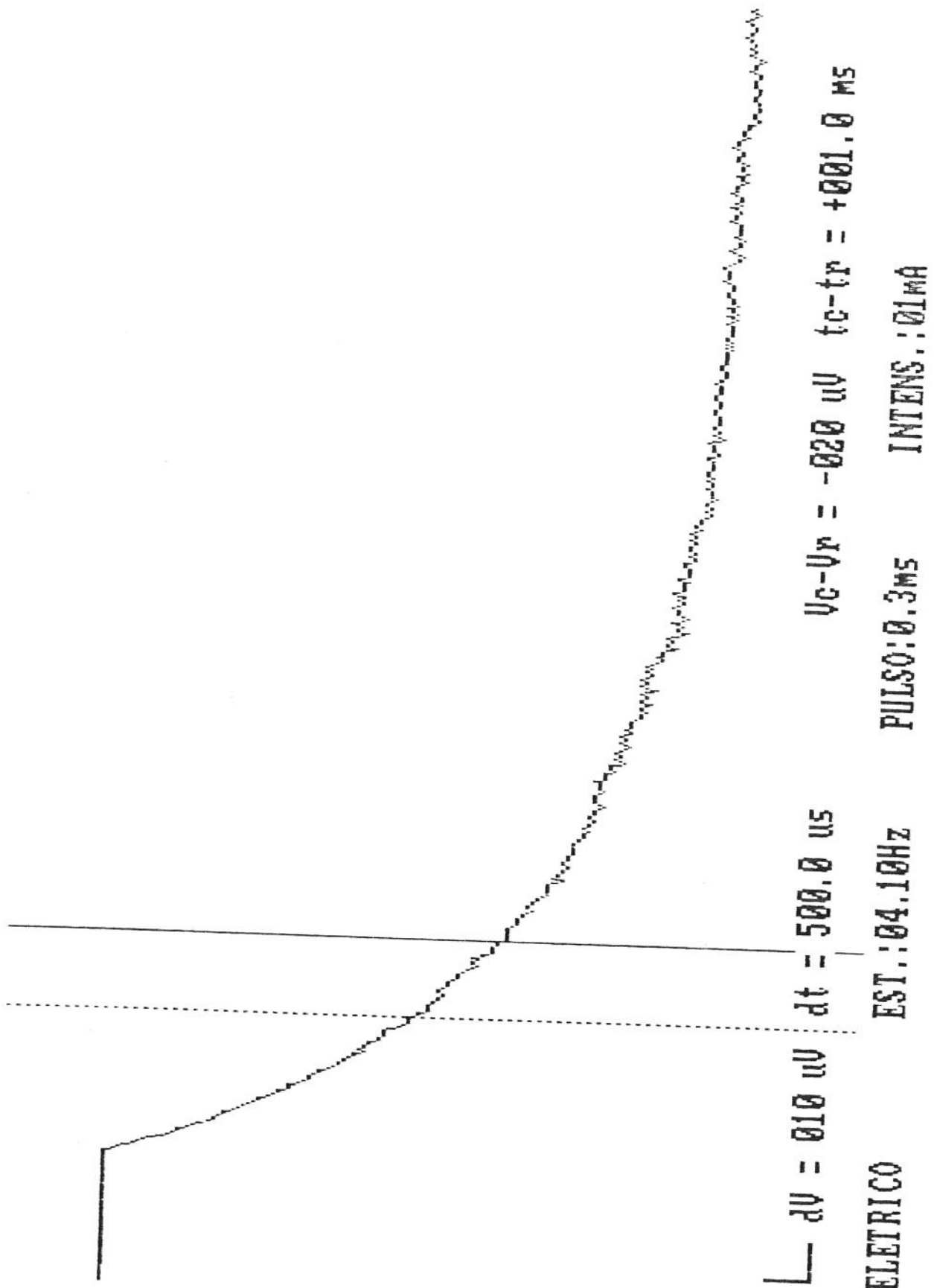


Fig.4.2.8. "Potencial Evocado Somato-sensitivo" obtido de voluntário com sistema sensitivo aparentemente normal, utilizando 1 mA de intensidade

ELGERAY SEXO MASC 26anos 22/06/90 N(estimulos) = 01000

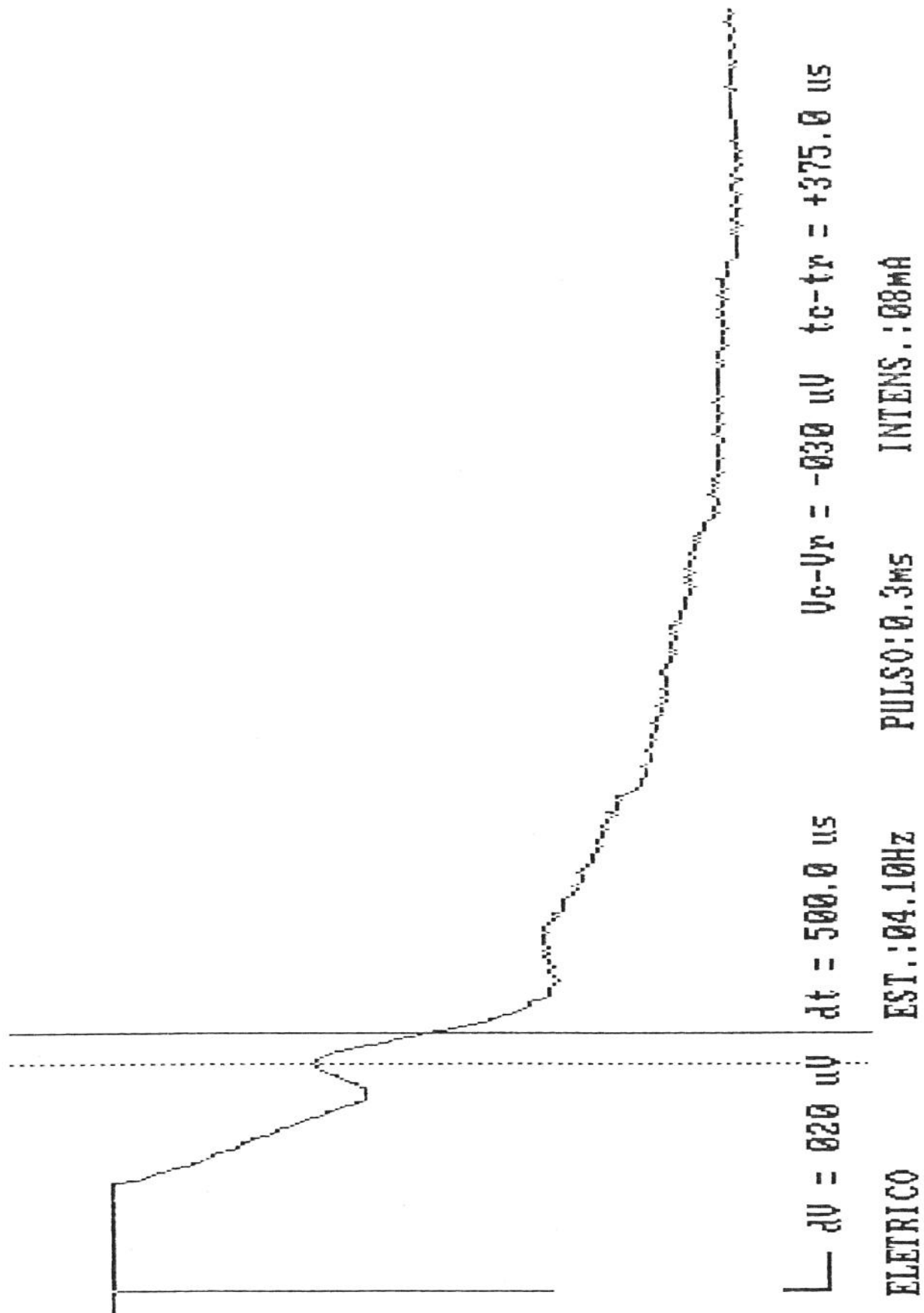


Fig.4.2.9. Potencial Evocado Somato-sensitivo obtido de voluntário com sistema sensitivo aparentemente normal, utilizando 8 mA de intensidade

## CAPÍTULO 5

### DISCUSSÃO

Em comparação com os equipamentos importados (Tabela I), o promediador construído apresenta características comparáveis e resultados satisfatórios. Para melhorar o desempenho do promediador, poderia se pensar em construir placas de processamento e de aquisição dedicadas (por exemplo, com divisor de frequência para cada canal), ao invés de utilizar um microcomputador PC-AT e uma placa de conversão A/D comercialmente disponíveis, o que poderia melhorar o desempenho do sistema. No entanto, optou-se por utilizar um equipamento disponível no mercado e implementar apenas o "software" para o sistema, tendo em vista a facilidade que a maioria dos usuários tem para adquirir um microcomputador PC-AT ou PC-XT e as dificuldades de se implementar o "hardware" de um sistema, acarretando muito dispêndio de tempo, com pouca vantagem, devido às limitações de componentes eletrônicos disponíveis no mercado.

Como foi dito no capítulo 3, o programa foi totalmente implementado em Linguagem Assembly do microprocessador 8088. A razão disto foi a falta, na época, de linguagens de alto nível que pudessem manipular programas em Linguagem Assembly definindo suas áreas de dado (Data\_Segment) e de programa (Code\_Segment), pois estes valores são definidos pelo compilador do programa em Assembly, sem um valor fixo. Atualmente, com as ferramentas de "software" disponíveis no mercado, é possível implementar algumas partes do programa como,



por exemplo, o "menu" e a apresentação dos resultados utilizando-se linguagens de alto nível para obter melhores resultados. No entanto, o programa em Linguagem Assembly é necessário devido às exigências de velocidade do sistema nos procedimentos de soma, ajuste e plotagem das somas intermediárias.

Finalmente, como sugestões, poderia se pensar em efetuar as seguintes alterações, cujas implementações seriam facilitadas se for utilizada uma linguagem de alto nível:

- aumentar o número de cursores para facilitar a leitura quando se usa mais de um canal.
- sobrepor, na tela de vídeo, resultados de potenciais evocados, adquiridos ou carregados do disco, para fins de comparação.
- estimar, após aplicações práticas do promediador em hospitais ou laboratórios, o custo do promediador em termo de "hardware" e "software", este último baseado em mão-de-obra X tempo(hora), mediante um controle de uso do computador.

Fabr. Modelo	NICOLET Pathfinder I:II	DANTEC Evomatic 4000:8000	BIO-LOGIC Brain Atlas I:II	CADWELL 8400	DEB/CEB
Canais	16:32	4:8	16	8:16	4
Aquisições (máx)	10000	8000	4096	32000	16000
Resolução (bits)	8	12	8	n/e	10
Traço/canal (amostras)	256-2048	1000	256,512	n/e	640
Máx. Amostr. (kHz)	n/e	200	n/e	n/e	40
Taxa Aquis. (Hz)	100	100	n/e	200	50
Rejeição de Artefatos	sim	n/e	sim	sim	sim
Programável	sim	sim	sim	sim	sim

n/e - não especificado

Tabela I

## BIBLIOGRAFIA

### REFERENCIAS CIENTIFICAS

1. AIDLEY, D. J. (1971)  
"The Physiology of Excitable Cells"  
USA - Cambridge University Press, New York
  
2. AMERICAN ELECTROENCEPHALOGRAPH SOCIETY (1984)  
Guidelines for clinical evoked potentials studies  
J. Clin. Neurophysiol., 1:3-53
  
3. AREZZO, J.; LEGATT, A. D. e VAUGHAN, Jr., H. G. (1979) --  
Topography and intracranial sources of somatosensory evoked potentials in the monkey. I. Early components  
Electroenceph. Clin. Neurophysiol., 46:155-172
  
4. BASAR, E. (1980)  
"EEG-BRAIN DYNAMICS - Relation between EEG and brain evoked potentials"  
Elsevier/North-Holland Biomedical Press, Amsterdam, 1<sup>th</sup> ed.
  
5. BURNS, S. K. e MELZACK, R. (1966)  
A method for analysing variations in evoked responses  
Electroenceph. Clin. Neurophysiol., 20:407-409

6. BUTTON, V.L.S.N. (1989)  
Projeto e construção de um estimulador óptico alternador e reversor de padrões para potencial evocado  
Tese de Mestrado. Depto Engenharia Biomédica, FEE/UNICAMP
7. CAMPBELL, F.W. e KULIKOWSKI, J.J. (1972)  
The visual evoked potential as a function of contrast of a grating pattern  
J. Physiol., 222: 345-356
8. CELESIA, G.G. (1968)  
Auditory evoked responses - Intracranial and extracranial averaged evoked responses  
Arch. Neurol., 19: 430-437
9. COSTA, E.T. (1984)  
Desenvolvimento de um promediador para processar potencial neural evocado  
Tese de Mestrado, FEC/UNICAMP, publicação 108/84
10. CRACCO, J.B.; CRACCO, R.Q.; GRAZIANI, L.J. (1975)  
The spinal evoked response in infants and children  
Neurology, 25: 31-36
11. CRACCO, R.Q. (1973)  
Spinal Evoked Response: Peripheral Nerve Stimulation in Man  
Electroenceph. Clin. Neurophysiol., 35: 379-386

12. CRACCO, R.Q. e CRACCO J.B. (1976)  
Somatosensory Evoked Potential in Man: Far Field Potentials  
Electroenceph. Clin. Neurophysiol., 41:460-466
  
13. DAVIS, H. (1976)  
Principles of Electric Response Audiometry  
Ann. Otol. Rhinol. Laryngol., Suppl. 28, Vol.85
  
14. DAVIS, H. (1976-a)  
Electrical response audiometry with special reference to the  
vertex potentials  
Handbook of Sensory Physiol., Vol. V, part 3  
--
  
15. DESMEDT, J.E.; BRUNKO, E. e DEBECKER, J. (1976)  
Maturation of the Somatosensory Evoked Potentials in Normal  
Infants and Children, with Special Reference to the Early N<sub>1</sub>  
Components  
Electroenceph. Clin. Neurophysiol., 40:43-58
  
16. DESMEDT, J.E. 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  
Electroenceph. Clin. Neurophysiol., 52:553-570

17. DESMEDT, J.E. e MANIL, J. (1970)  
Somatosensory Evoked Potentials of the Normal Human Neonate in REM Sleep, in Slow Wave Sleep and in Waking  
Electroenceph. Clin. Neurophysiol., 29:113-126
18. DE WEERD, J.P.C. (1981)  
Facts and fancies about a posteriori "Wiener" filtering  
IEEE - Trans. Biomed. Eng., 28:252-257
19. DOYLE, D.J. (1975)  
Some comments on the use of Wiener filtering in the estimation of evoked potentials  
Electroenceph. Clin. Neurophysiol., 28:533-534
- --
20. ERLANGER, J. e GLASSER, H.S. (1938)  
"Electrical signs and nervous activity"  
University of Pennsylvania Press, Philadelphia Apud BRINLEY, Jr., F.J.  
Excitation and conduction in nerve fibers, in "Medical Physiology"  
V.B. Mountcastle ed., The C.V. Mosby Co., Sain Louis, 13<sup>th</sup> ed., 1974
- --
21. GOFF, W.R.; ALLISON, T.; SHAPIRO, A. e ROSNER, S. (1966)  
Cerebral Somatosensory Responses Evoked During Sleep in Man  
Electroenceph. Clin. Neurophysiol., 21:1-9

22. GUERREIRO, C.A.M. & EHRENBURG, B.L. (1982)  
Pattern Shift Visual Evoked Response - Application in Neurology  
Separatum dos Arquivos de Neuro-Psiquiatria, vol.40,1:14-20
23. GUERREIRO, C.A.M. & EHRENBURG, B.L. (1982)  
Brainstem Auditory Evoked Response - Application in Neurology  
Separatum dos Arquivos de Neuro-Psiquiatria, vol.40,1:21-28
24. GUERREIRO, C.A.M. & EHRENBURG, B.L. (1982)  
Somatosensory Evoked Response - Application in Neurology  
Separatum dos Arquivos de Neuro-Psiquiatria, vol.40,1:29-38
25. HODGKIN, A.L. (1971)  
"The Conduction of the Nervous Impulse"  
Liverpool University Press, Liverpool, 4<sup>th</sup> ed.
26. JEWETT, D.L. (1970)  
Volume-conduction potentials in response to auditory stimuli as  
detected by averaging in the cat  
Electroenceph. Clin. Neurophysiol., 28:609-618
27. KATZ, B. (1966) - - -  
"Nerve, muscle, and synapse"  
McGraw-Hill Inc., New York, 1<sup>st</sup> ed.
28. MELONI, L.G.P. (1982)  
Desenvolvimento de um estimulador elétrico e um acústico para

provocar potenciais neuro-elétricos

Tese de Mestrado, FEC/UNICAMP

29. PEROT, P.L. (1973)

The Clinical Use of Somatosensory Evoked Potentials in Spinal Cord Injury

Clin. Neurosurg., vol. 20

30. PICTON, T.W. e HILLYARD, S.A. (1974)

Human auditory evoked potentials. II. Effects of attention

Electroenceph. Clin. Neurophysiol., 36:191-199

31. PLONSEY, R. (1969)

"Bioelectric phenomena"

McGraw-Hill Inc., New York, 1<sup>st</sup> ed.

32. REGAN, D. (1975)

Recent Advances in Electrical Recording from the Human Brain

Nature, 253:401-407

33. REIS, G.M. Jr. (1990)

Estimuladores elétrico e acústico para potencial evocado

Tese de Mestrado. Depto Engenharia Biomédica, FEE/UNICAMP

34. RUCHKIN, D.S. e GLASER, E.M. (1976)

"Principles of Neurobiological Signal Analysis"

Academic Press Inc., New York, 1<sup>st</sup> ed.



35. SOKOL, S. (1976)  
Visually Evoked Potentials: Theory, Techniques and Clinical Applications  
Surv. Ophthalmol., 21(1):18-44
36. STARR, A. (1978)  
Sensory Evoked Potentials in Clinical Disorders of Nervous System  
Ann. Rev. Neurosci., 1:103-127
37. SQUIRES, K. (1980)  
Somatosensory Evoked Potentials  
Nicolet Instrument Corporation
38. STARR, A. ; AMLIE, R.N. e SANDERS S.(1977)  
Development of Auditory Function in Newborn Infants Revealed by  
Auditory Brainstem Potentials  
Pediatrics, 60:831-839
39. UNGAN, P. e BASAR, E. (1976)  
Comparison of Wiener filtering and selective averaging of evoked  
potentials  
Electroenceph. Clin. Neurophysiol., 40:516-520
40. WALTER, D.O. (1969)  
A posteriori Wiener filtering of averaged evoked responses  
Electroenceph. Clin. Neurophysiol., 27:61-70

41. WIENER, N. (1949)  
"Extrapolation, interpolation, and smoothing of stationary time series"  
John Wiley ed., New York
42. YU, K.B.; MCGILLEN, C.D. (1983)  
Optimum filters for estimating evoked potential waveforms  
IEEE - Trans. Biomed. Eng., 30:730-737
43. ZYPORIN, T. (1981)  
Evoked Potential Emerging as Valuable Medical Tool  
Medical News, 246(12):1287-1295

#### REFERENCIAS TÉCNICAS

1. ABEL, P. (1984)  
"Assembler for the IBM/PC and PC-XT"  
Reston Publishing Co., Inc., Reston, Virginia
2. DODES, I.A. (1978)  
"Numerical Analysis for Computer Science"  
North-Holland, New York
3. DUNCAN, R. (1986)  
"Advanced MS-DOS"

Microsoft Press, Redmond, Washington

4. EGGBRECHT, L.C. (1983)

"Interfacing to the IBM Personal Computer"

Howard W. Sams & Co., Indianapolis, Indiana

5. ROSENTHAL, M.R. (1966)

"Numerical Methods in Computer Programming"

Richard D. Irwin, Inc., Homewood, Illinois