

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

**SISTEMA MICROCONTROLADO DE ESTIMULAÇÃO E ANÁLISE
DE POTENCIAIS EVOCADOS PARA UTILIZAÇÃO COM
ELETROENCEFALOGRAFIA COMPUTADORIZADA**

SILVIO MORAES SILVA JÚNIOR

FLORIANÓPOLIS, FEVEREIRO DE 1998

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

**SISTEMA MICROCONTROLADO DE ESTIMULAÇÃO E ANÁLISE
DE POTENCIAIS EVOCADOS PARA UTILIZAÇÃO COM
ELETROENCEFALOGRAFIA COMPUTADORIZADA**

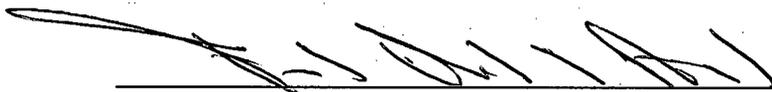
DISSERTAÇÃO SUBMETIDA AO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM
ENGENHARIA ELÉTRICA DA UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA
CATARINA PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE EM ENGENHARIA
ELÉTRICA

FLORIANÓPOLIS, FEVEREIRO DE 1998

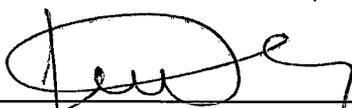
SILVIO MORAES SILVA JÚNIOR

SISTEMA MICROCONTROLADO DE ESTIMULAÇÃO E ANÁLISE DE POTENCIAIS
EVOCADOS PARA UTILIZAÇÃO COM ELETROENCEFALOGRAFIA
COMPUTADORIZADA

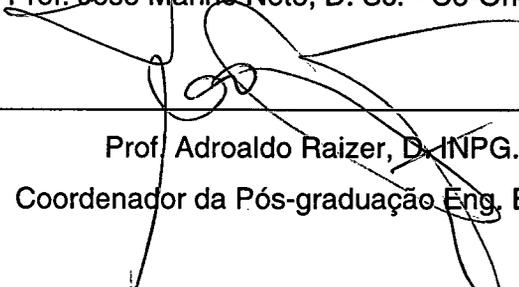
Esta Dissertação foi julgada adequada para a obtenção do Título de **MESTRE**,
Especialidade Engenharia Elétrica, e aprovada em sua forma final pelo Programa de
Pós-graduação em Engenharia Elétrica.



Prof. Fernando Mendes de Azevedo, D.Sc. - Orientador



Prof. José Marino Neto, D. Sc. - Co-Orientador



Prof. Adroaldo Raizer, D. INPG.

Coordenador da Pós-graduação Eng. Elétrica

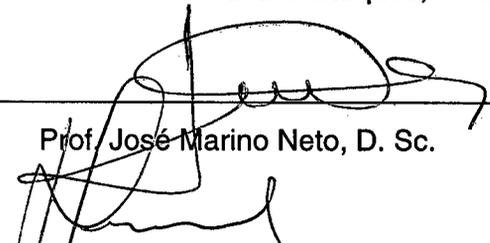
Banca examinadora:



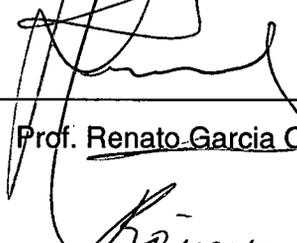
Prof. Fernando Mendes de Azevedo, D. Sc. - Presidente



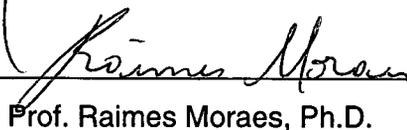
Prof. Jefferson Luiz Brum Marques, Ph.D.



Prof. José Marino Neto, D. Sc.



Prof. Renato Garcia Ojeda, D. Sc.



Prof. Raimés Moraes, Ph.D.

A minha esposa e companheira, Déborah,

pelo apoio e compreensão imprescindíveis

para a realização deste trabalho.

Aos meus pais, Silvio e Suely, minha Tia Nilza e meus irmãos Sandro e Suely,

minha gratidão por acreditar e apoiar,

mesmo à distância.

AGRADECIMENTOS

Aos Professores e amigos, Fernando Mendes de Azevedo e José Marino Neto,

por ajudarem a tornar possível esse projeto.

Aos Professores, Raimes e Jefferson,

pela ajuda com as traduções e pelo apoio.

Aos amigos, Marco Aurélio e John Oersted Wisbeck,

pelas valiosas contribuições e dicas.

Aos amigos, Adriano, Márcio, Pedro e Ciro,

pela amizade e pelo apoio fornecidos.

Aos amigos, Fernanda e Erlon,

pelos trabalhos realizados em conjunto.

Ao amigo, Marcos,

pela ajuda na realização deste trabalho.

A todos os amigos e colegas do GPEB,

que de forma direta ou indireta influenciaram este trabalho.

Sumário

LISTA DE ILUSTRAÇÕES	IX
LISTA DE TABELAS	XII
RESUMO	XIII
ABSTRACT	XIV
CAPÍTULO 1 - INTRODUÇÃO	1
1.1 - PREÂMBULO	1
1.2 - OBJETIVOS	4
1.3 - JUSTIFICATIVAS	5
1.4 - ORGANIZAÇÃO	6
CAPÍTULO 2 - POTENCIAIS EVOCADOS	7
2.1. ORIGEM DOS SINAIS	8
2.2. ANATOMIA CEREBRAL	11
2.3. ELETROENCEFALOGRAMA	14
2.4. POTENCIAIS EVOCADOS	17
2.4.1. <i>Os Potenciais Evocados e o EEG</i>	19
2.5. POTENCIAIS EVOCADOS SOMATOSSENSORIAIS	20
2.6. POTENCIAIS EVOCADOS AUDITIVOS	23
2.7. POTENCIAIS EVOCADOS VISUAIS	30
2.8. PROMEDIAÇÃO	35
CAPÍTULO 3 - O SISTEMA DE POTENCIAIS EVOCADOS - HARDWARE	40
3.1. CIRCUITO DE CONTROLE	44
3.2. CIRCUITO DE DISPARO MANUAL	45
3.3. CIRCUITO DE DISPARO EXTERNO	46

3.4. ESTIMULADOR VISUAL	47
3.4.1. Acoplamento	47
3.4.2. Circuito de Disparo	48
3.5. ESTIMULADOR AUDITIVO	50
3.5.1. Controle de Intensidade	50
3.5.2. Controle de Polaridade	52
3.5.3. Divisor de Canais	54
3.5.4. Gerador de Ruído Branco	55
3.5.5. Amplificador de Áudio	57
3.5.6. Fone de Ouvido	58
CAPÍTULO 4 - O SISTEMA DE POTENCIAIS EVOCADOS - SOFTWARE	59
4.1. MÓDULO DE GERENCIAMENTO	60
4.1.1. Tela de Configuração da Promediação	61
4.1.2. Tela de Configuração dos Estímulos Auditivos	63
4.1.3. Tela de Configuração dos Estímulos Visuais	67
4.1.4. Tela de Configuração do Disparo Externo	68
4.1.5. Aquisição e Promediação do Sinal de EEG	71
4.2. MÓDULO FIRMWARE	73
4.2.1. Estimulação Visual	75
4.2.2. Estimulação Auditiva	78
4.2.3. Disparo Externo	81
4.2.3.1. Sincronismo	83
4.2.3.2. Estímulo Visual	85
4.2.3.3. Estímulo Auditivo	86
CAPÍTULO 5 - RESULTADOS DOS ENSAIOS DO SISTEMA DE POTENCIAIS EVOCADOS	89
5.1. ENSAIOS DO ESTIMULADOR VISUAL	89
5.1.1. Temporização para disparo da lâmpada e frequência de estimulação	89
5.1.2. Duração do flash	91

5.1.3. <i>Demonstração do Limite Máximo da Frequência de Estimulação Visual</i>	92
5.2. ENSAIOS DO ESTIMULADOR AUDITIVO	94
5.2.1. <i>Duração do Estímulo</i>	95
5.2.2. <i>Variação da Polaridade e da Frequência de Estimulação</i>	96
5.2.3. <i>Variação da Intensidade</i>	98
5.2.4. <i>Variação da Intensidade do Ruído Branco Contralateral</i>	101
5.3. ENSAIO DO PROMEDIADOR	103
5.3.1. <i>Sinal de Teste 1</i>	103
5.3.2. <i>Sinal de Teste 2</i>	104
CAPÍTULO 6 - CONCLUSÕES E DISCUSSÕES	107
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	111
ANEXO A - ESPECIFICAÇÕES DO SISTEMA DE POTENCIAIS EVOCADOS MICROCONTROLADO	122
ANEXO B - PUBLICAÇÃO REALIZADA DURANTE O CURSO DE MESTRADO	125

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

FIGURA 2. 1 - TIPOS DE NEURÔNIOS. (MODIFICADO DE SCHAUFF ET AL, 1993).	8
FIGURA 2. 2 - REGISTRO GRÁFICO DO UM POTENCIAL DE AÇÃO DE UMA CÉLULA. (...	10
FIGURA 2. 3 - ANATOMIA FUNCIONAL DE UMA SINAPSE REALIZADA ENTRE UM ...	11
FIGURA 2. 4 - FACE LATERAL ESQUERDA DO ENCÉFALO COM DESTAQUE PARA ...	12
FIGURA 2. 5 - ORGANIZAÇÃO DE ALGUMAS ÁREAS ASSOCIATIVAS. (MODIFICADO DE ...	14
FIGURA 2. 6 - REGISTROS DE EEG MOSTRANDO OS DIVERSOS ESTADOS E SEU ...	16
FIGURA 2. 7 - LOCALIZAÇÕES TÍPICAS DOS ELETRODOS PARA A ESTIMULAÇÃO ...	21
FIGURA 2. 8 - TRAJETÓRIAS NEURAIS DE RECEPTORES DA PELE (TOQUE E ...	22
FIGURA 2. 9 - REGISTRO DE UM POTENCIAL EVOCADO SOMATOSSENSORIAL ...	22
FIGURA 2. 10 - TRAJETÓRIA NEURAL DAS INFORMAÇÕES AUDITIVAS: (MODIFICADO DE ...	26
FIGURA 2. 11 - POTENCIAIS EVOCADOS AUDITIVOS REGISTRADOS ENTRE O PROCESSO ...	27
FIGURA 2. 12 - TRAJETÓRIAS NEURAIS MOSTRANDO O CAMINHO DA INFORMAÇÃO...	32
FIGURA 2. 13 - POTENCIAL EVOCADO VISUAL OBTIDO ATRAVÉS DE ESTIMULAÇÃO ...	32
FIGURA 2. 14 - RESPOSTAS EVOCADOS VISUAIS, OBTIDAS COM ESTIMULAÇÃO ...	33
FIGURA 2. 15 - TÉCNICA DE PROMEDIAÇÃO PARA SINAIS DIGITALIZADOS ...	36
FIGURA 2. 16 - EFEITO DA PROMEDIAÇÃO SOBRE REGISTROS DE EEG, DURANTE ...	37
FIGURA 3. 1 - DIAGRAMA DE BLOCOS DOS COMPONENTES DE UM SISTEMA DE ...	40
FIGURA 3. 2 - CONEXÕES DO SISTEMA DE POTENCIAIS EVOCADOS.	43
FIGURA 3. 3 - DIAGRAMA DE BLOCOS DO EVOMOD.	44
FIGURA 3. 4 - DIAGRAMA EM BLOCO DOS CIRCUITOS DE ALIMENTAÇÃO E DISPARO.	49
FIGURA 3. 5 - DIAGRAMA FUNCIONAL DO POTENCIÔMETRO DIGITAL.	52
FIGURA 3. 6 - DIAGRAMA EM BLOCOS DO CIRCUITO DE CONTROLE DE POLARIDADE E ...	54
FIGURA 3. 7 - EXEMPLOS DE PULSOS SONOROS PRODUZIDOS PELO ESTIMULADOR ...	55
FIGURA 3. 8 - DIAGRAMA EM BLOCO DO CIRCUITO GERADOR DE RUÍDO BRANCO.	56
FIGURA 4. 1 - OS DOIS MÓDULOS DE SOFTWARE DO EVOMOD.	59
FIGURA 4. 2 - TELA PRINCIPAL DO MÓDULO EVOMOD.	62
FIGURA 4. 3 - FLUXOGRAMA DA FUNÇÃO DE CONFIGURAÇÃO DA PROMEDIAÇÃO.	63

FIGURA 4. 4 - TELA DE CONFIGURAÇÃO DOS ESTÍMULOS AUDITIVOS.	65
FIGURA 4. 5 - FLUXOGRAMA DA FUNÇÃO DE CONFIGURAÇÃO AUDITIVA.	67
FIGURA 4. 6 - TELA DE CONFIGURAÇÃO DOS ESTÍMULOS VISUAIS.	69
FIGURA 4. 7 - FLUXOGRAMA DA FUNÇÃO DE CONFIGURAÇÃO VISUAL.	70
FIGURA 4. 8 - TELA DE CONFIGURAÇÃO EXTERNA COM A OPÇÃO DE SINCRONISMO ...	71
FIGURA 4. 9 - FLUXOGRAMA PARA A FUNÇÃO DE CONFIGURAÇÃO EXTERNA.	72
FIGURA 4. 10 - FLUXOGRAMA DO MÓDULO DE AQUISIÇÃO DO SINAL DE EEG.	74
FIGURA 4. 11 - FLUXOGRAMA DA ROTINA PRINCIPAL DO FIRMWARE.	76
FIGURA 4. 12 - FLUXOGRAMA DA ROTINA DE ESTIMULAÇÃO VISUAL.	77
FIGURA 4. 13 - FLUXOGRAMA DA ROTINA DE ESTIMULAÇÃO AUDITIVA.	80
FIGURA 4. 14 - CONTINUAÇÃO DO FLUXOGRAMA DA ROTINA DE ESTIMULAÇÃO AUDITIVA.	81
FIGURA 4. 15 - FLUXOGRAMA DA ROTINA DE DISPARO EXTERNO DO FIRMWARE.	82
FIGURA 4. 16 - FLUXOGRAMA DA FUNÇÃO DE SINCRONISMO DO MÓDULO DE ...	84
FIGURA 4. 17 - FLUXOGRAMA DA FUNÇÃO DE ESTÍMULO VISUAL COM SINCRONISMO ...	85
FIGURA 4. 18 - FLUXOGRAMA DA FUNÇÃO DE ESTÍMULO AUDITIVO COM SINCRONISMO ...	87
FIGURA 4. 19 - CONTINUAÇÃO DO FLUXOGRAMA DA FUNÇÃO DE ESTÍMULO AUDITIVO ...	88
FIGURA 5. 1 - FORMA DE ONDA DO PULSO DE DISPARO DA LÂMPADA DE XENÔNIO ...	90
FIGURA 5. 2 - FORMA DE ONDA PRODUZIDA PARA UMA ESTIMULAÇÃO VISUAL COM ...	91
FIGURA 5. 3 - FORMA DE ONDA PRODUZIDA PARA UMA ESTIMULAÇÃO VISUAL COM ...	92
FIGURA 5. 4 - SAÍDA DO CIRCUITO SENSOR, DEMONSTRANDO O TEMPO DE DURAÇÃO ...	93
FIGURA 5. 5 - FORMAS DE ONDAS DOS PULSOS DE DISPARO DA LÂMPADA E DO GERADOR.	94
FIGURA 5. 6 - FORMAS DE ONDAS DOS PULSOS DE DISPARO DA LÂMPADA E DO ...	94
FIGURA 5. 7 - FORMA DE ONDA DO ESTÍMULO AUDITIVO COM DURAÇÃO DE 50 μ SEG.	95
FIGURA 5. 8 - FORMA DE ONDA DO ESTÍMULO AUDITIVO COM DURAÇÃO DE 100 μ SEG.	96
FIGURA 5. 9 - FORMA DE ONDA DO ESTÍMULO AUDITIVO COM DURAÇÃO DE 130 μ SEG.	96
FIGURA 5. 10 - FORMA DE ONDA PARA A POLARIDADE DE COMPRESSÃO, COM FREQUÊNCIA ...	97
FIGURA 5. 11 - FORMA DE ONDA PARA A POLARIDADE DE RAREFAÇÃO, COM FREQUÊNCIA ...	97
FIGURA 5. 12 - FORMA DE ONDA PARA A POLARIDADE ALTERNADA, COM FREQUÊNCIA DE ...	98
FIGURA 5. 13 - VARIAÇÃO DA TENSÃO DE SAÍDA DO CANAL DIREITO EM FUNÇÃO DO ...	101

FIGURA 5. 14 - VARIAÇÃO DA TENSÃO DE SAÍDA DO CANAL DIREITO EM FUNÇÃO DO ...	102
FIGURA 5. 15 - RELAÇÃO ENTRE UM ESTÍMULO AUDITIVO DE 29 dB, COM POLARIDADE ...	102
FIGURA 5. 16 - RELAÇÃO ENTRE UM ESTÍMULO AUDITIVO DE 41 dB, COM POLARIDADE ...	103
FIGURA 5. 17 - TELA DO SAASBIO III MOSTRANDO O SINAL DE TESTE 1, FORMADO POR ...	105
FIGURA 5. 18 - TELA DO SAASBIO III APRESENTANDO O SINAL DE TESTE1 APÓS UMA ...	105
FIGURA 5. 19 - TELA DO SAASBIO III MOSTRANDO O SINAL DE TESTE 2, FORMADO POR...	106
FIGURA 5. 20 - TELA DO SAASBIO III APRESENTANDO O SINAL DE TESTE 2 APÓS UMA ...	106

LISTA DE TABELAS

TABELA 2. 1 - CARACTERIZAÇÃO DOS RITMOS CEREBRAIS.	17
TABELA 2. 2 - TAXAS DE DIGITALIZAÇÃO PARA OS POTENCIAIS EVOCADOS.	39
TABELA 3. 1 - RESUMO DAS CARACTERÍSTICAS DO ESTIMULADOR VISUAL.	42
TABELA 3. 2 - RESUMO DAS CARACTERÍSTICAS DO ESTIMULADOR AUDITIVO.	43
TABELA 4. 1 - LIMITES DOS PARÂMETROS PARA OS ESTÍMULOS AUDITIVOS.	64
TABELA 4. 2 - LIMITES DOS PARÂMETROS PARA OS ESTÍMULOS VISUAIS.	68
TABELA 5. 1 - MEDIDAS DE TENSÃO DOS CANAIS PARA UM ESTÍMULO COM ...	99
TABELA 5. 2 - MEDIDAS DE TENSÃO DOS CANAIS PARA UM ESTÍMULO COM ...	100

RESUMO

SISTEMA MICROCONTROLADO DE ESTIMULAÇÃO E ANÁLISE DE POTENCIAIS EVOCADOS PARA UTILIZAÇÃO COM ELETROENCEFALOGRAFIA COMPUTADORIZADA

Um dos sinais bioelétricos com grande aplicação clínica é conhecido como Potencial Evocado. Estes potenciais evocados são sinais elétricos gerados por regiões especializadas do córtex cerebral quando algum tipo de estimulação sensorial é apresentada. Uma das características dos sinais relacionados a eventos, é a dificuldade de sua detecção, pois se tratando de sinais obtidos através de eletrodos de superfície, possuem um sinal de EEG de fundo com grande amplitude, que é formado pela atividade elétrica de outras áreas cerebrais. Neste trabalho é desenvolvido um sistema, capaz de detectar e analisar os potenciais evocados utilizando um registrador eletroencefalográfico computadorizado. Neste módulo são produzidos estímulos visuais (não-padronizados) e auditivos (estalidos), que são sincronizados com a aquisição do sinal de Eletroencefalograma (EEG) captado através de um sistema denominado de SAASBIO III (Sistema de Aquisição e Análise de Sinais Bioelétricos). Esta sincronização se faz necessária para que a técnica de promediação, desenvolvida para a análise, possa ser aplicada e, assim, a resposta evocada extraída do EEG de fundo. O sistema desenvolvido é portátil, de fácil conexão com microcomputadores e totalmente controlado através de um *software* dedicado ao controle dos estimuladores e a aquisição do sinal eletroencefalográfico.

PALAVRAS CHAVES:

Processamento de Sinais Bioelétricos, Estímulos Sensoriais Auditivos e Visuais, Aquisição de EEG, Sincronização.

ABSTRACT

A MICROPROCESSED SYSTEM FOR STIMULATION AND ANALYSIS OF EVOKED POTENTIALS WITH APPLICATION TO COMPUTERISED ELECTROENCEPHALOGRAPHY

Evoked potentials (EP) are electrical signals generated by the cerebral cortex when peripheral nerves or sense organs are stimulated. EP's are recorded on the scalp and used clinically to detect abnormalities in those organs. Nevertheless, there are some difficulties associated to their recording. EP's are contaminated by the background activity of the brain (EEG) which has higher amplitude.

This work describes a system developed to detect and analyse EP's making use of a computerised EEG recorder: SAASBIO III (previously built in this laboratory). The equipment here described generates visual and acoustical stimuli and samples EEG signals. This procedure is repeated and the EEG signals recorded at each stimuli are averaged to obtain the EP's. The developed system is portable and it is easily interfaced to microcomputers. A software was also developed to control the stimulators and to digitise the EEG signals.

Key-words: Biomedical Signal Processing, Visual and Acoustical stimulus, EEG Sampling

CAPÍTULO 1 - INTRODUÇÃO

1.1 - Preâmbulo

Um dos sistemas biológicos que mais fascina e intriga a humanidade é o Sistema Nervoso, que controla e coordena todos os sistemas restantes. Configurando como parte principal deste sistema está o órgão que conhecemos como cérebro, o qual se constitui em um dos sistemas mais difíceis de se estudar.

Todos os organismos vivos são formados por unidades elementares, chamadas de células, que possuem seu funcionamento regido por leis bioquímicas, físicas e químicas. Estas últimas, as químicas, produzem mudanças no campo elétrico das células, o que pode ser monitorado através de eletrodos e equipamentos apropriados, fornecendo um forte inter-relacionamento entre os fenômenos biológicos intrínsecos e sua manifestação elétrica. Principalmente quando se refere ao sistema nervoso e, mais ainda, ao cérebro.

Notícias dos primeiros registros de sinais elétricos do Sistema Nervoso remontam ao ano de 1875, quando o fisiologista Richard Caton fazia experiências com animais e registrou pequenas variações de correntes elétricas no cérebro, através do uso de eletrodos corticais posicionados no córtex e conectados a um galvanômetro (Cooper et al., 1974).

Em 1883 James Mackenzie introduziu uma novidade no registro dos sinais, que passou a ser feito a tinta em rolos de papel, ao invés do registro realizado sobre superfícies esfumaçadas. Pouco depois Mackenzie desenvolve

um polígrafo, capaz de realizar registros de longa duração, feitos também sobre rolos de papel. Somente em 1924, Hans Berger registrou sinais elétricos cerebrais (eletroencefalograma - EEG) através do crânio e do couro cabeludo (Ardigo, 1994).

O termo potencial evocado, refere-se a atividade elétrica cerebral produzida em resposta a um estímulo externo, apresentado a algum órgão sensorial. Esta resposta cerebral é obtida com o registro do EEG, no momento em que é apresentado o estímulo, sendo filtrado e, posteriormente, tratado matematicamente obtendo-se, assim, a resposta evocada. Estes potenciais são também conhecidos como potenciais evento relacionados e são de grande valia para a prática clínica, sendo utilizados em monitoração de cirurgias, em acompanhamentos de doenças degenerativas do Sistema Nervoso Central e, também, de tumores em certas regiões cerebrais.

Foi Dawson, em 1947, quem introduziu a promediação (tratamento matemático) do sinal de EEG para se revelar as respostas evocadas corticais. Como pioneiro, a promediação por ele realizada, foi feita de forma manual. Em 1954, Dawson utilizou-se de um promediador eletromecânico automático (Bronzino, 1986). Atualmente, com o grande desenvolvimento dos componentes eletrônicos, dos conversores analógico-digitais e das técnicas de captação do EEG, a aquisição e a promediação do sinal de EEG vêm sendo realizadas em computadores digitais, que realizam os cálculos necessários para a realização da promediação, após a digitalização dos sinais de EEG.

Desenvolveu-se no Grupo de Pesquisa em Engenharia Biomédica (GPEB) do Departamento de Engenharia Elétrica - Centro Tecnológico, em conjunto com o Departamento de Ciências Fisiológicas (LNFI), do Centro de

Ciências Biológicas, ambos pertencentes à Universidade Federal de Santa Catarina, um instrumento virtual para captar e tratar sinais eletrográficos (Coimbra, 1994). Este sistema utiliza uma placa de aquisição de dados comercial, acoplada a um polígrafo, sendo capaz de armazenar e analisar *off-line* até quatro canais independentes, dando ênfase ao tratamento de sinais da atividade cerebral. Esse foi denominado de Sistema de Aquisição e Análise de Sinais Bioelétricos I (SAASBIO I).

Mais recentemente foi desenvolvido um segundo sistema, chamado de SAASBIO II (Rodrigues, 1996). Este sistema eliminou a necessidade de utilização do polígrafo, tornando-o totalmente portátil e compatível com qualquer computador padrão IBM-PC. O número de canais passou a ser de dezesseis e devido a sua flexibilidade de amplificação e de filtragem, é capaz de captar os principais sinais bioelétricos, tais como: eletroencefalograma (EEG), eletro-oculograma (EOG), eletromiograma (EMG) e eletrocardiograma (ECG).

Como extensão da capacidade do SAASBIO II, foi proposta a criação de módulos independentes que pudessem ser acoplados ao SAASBIO II, aumentando ainda mais sua versatilidade e campos de aplicação. No entanto, tais módulos exigiriam modificações no hardware do SAASBIO II. Por isso um novo sistema, baseado na versão II e denominado de SAASBIO III foi desenvolvido. As modificações concernentes a versão anterior constituem-se, basicamente, de alterações na interface com o microcomputador, que foi alterada para que uma nova plataforma de *software* fosse desenvolvida. Este novo *software*, desenvolvido em linguagem gráfica para *Windows 95*, proporcionando uma interface amigável e de fácil utilização (Silva, 1998). Com

relação aos módulos a serem acoplados ao SAASBIO III, eles se constituem, basicamente, de um medidor de impedâncias eletrodo-pele, capaz de ser acoplado à entrada dos amplificadores do SAASBIO II e realizar as referidas medidas sem necessitar de uma intervenção física de quem opera o equipamento (Toazza, 1998). Acrescentando um novo campo de aplicação ao SAASBIO II, foi concebido mais um módulo, capaz de realizar monitoração dos sinais bioelétricos através de telemetria, eliminando a necessidade de confinamento e/ou parcial imobilização dos pacientes para longas jornadas de registro (Bertermes-Filho, 1998). Como último módulo, foi idealizado um sistema de potenciais evocados (EVOMOD), que é o tema desta dissertação. Com essas novas modificações acrescentadas na forma de módulos ao SAASBIO III, teremos um sistema com maiores e melhores capacidades de aquisição e tratamento de sinais bioelétricos, com uma interface melhorada e com maior segurança de qualidade e confiança.

1.2 - Objetivos

Como meta a ser atingida por esta dissertação, compreende-se o desenvolvimento de um sistema de Potenciais Evocados microcontrolado (EVOMOD) para ser acoplado ao SAASBIO III, ou a qualquer outro equipamento de registro de EEG computadorizado, dotando este sistema da capacidade de provocar, registrar e analisar os sinais bioelétricos conhecidos como potenciais evocados.

Para se conseguir esta finalidade, busca-se desenvolver um módulo independente que consiste de um estimulador auditivo, de um estimulador visual e de um *software* capaz de controlar o *hardware* do SAASBIO III e de

realizar a promediação, tornando possível a visualização desta em gráficos de fácil interpretação e manipulação.

Como um dos objetivos é ter um módulo independente, os estimuladores, tanto visual quanto auditivo, devem ser capazes de serem utilizados com outros tipos de equipamentos de EEG e, para isso, devem ser programados de forma distinta em relação ao SAASBIO III. Deve, também, ser capaz de reconhecer sinais externos de sincronismo gerados por outros equipamentos.

1.3 - Justificativas

O desenvolvimento deste sistema justifica-se por existir, no Grupo de Pesquisas em Engenharia Biomédica, uma linha de trabalho que possui como meta desenvolver e estudar as técnicas de aquisição e processamento de sinais bioelétricos, vindo, este trabalho, a fortalecer os conhecimentos do Grupo nesta área de tratamento de sinais do sistema nervoso central.

Outro ponto de destaque é a recomendação de algum tipo de acompanhamento eletroencefalográfico durante procedimentos cirúrgicos (Bronzino, 1995), e os potenciais evocados auditivos são uma das modalidades mais utilizadas para este tipo de monitoramento (Schwartz et al, 1988).

Ainda como justificativa pode-se citar, também, que este sistema simplifica a aquisição e a interpretação dos potenciais relacionados a eventos, uma vez que reúne em um só equipamento todo um conjunto de detalhes relacionados ao tratamento e aquisição deste tipo de sinal. Além de ser produzido visando a melhor relação custo/benefício e utilizando componentes

de fácil aquisição no mercado nacional, o que o torna bastante competitivo, com custo baixo.

1.4 - Organização

Este trabalho se apresenta em seis capítulos, sendo o primeiro capítulo compreendido como esta introdução. O capítulo dois é dedicado a uma visão geral de como são gerados os sinais bioelétricos pelo sistema nervoso, relaciona algumas características inerentes ao EEG captado através de eletrodos de superfícies, realiza uma pequena comparação entre o EEG normal e os sinais de potenciais evocados e aborda alguns dos aspectos teóricos e práticos para a obtenção dos potenciais evocados, assim como de sua importância e utilização. No terceiro capítulo são abordados todos os aspectos do *hardware*, onde mostra-se o diagrama em blocos e discute-se cada um deles. No capítulo quatro é discutido passo a passo o fluxograma do *software*. No capítulo cinco são apresentados os experimentos e resultados do sistema desenvolvido, assim como, o desempenho obtido. No sexto e último capítulo discutem-se os resultados experimentais obtidos e finaliza-se com as conclusões e propostas de possíveis trabalhos futuros.

CAPÍTULO 2 - POTENCIAIS EVOCADOS

Praticamente todos os sinais bioelétricos fornecem informações importantes à respeito da estrutura biológica que o produziu. Por isso, estudar e interpretar estes sinais bioelétricos é adquirir informações sobre a fonte geradora, obter conhecimento sobre suas funções e seu relacionamento com outras estruturas biológicas e com o meio em que se encontra.

As unidades geradoras dos sinais elétricos biológicos provenientes do sistema nervoso são as células nervosas. Entretanto, é impossível de se estudar uma única célula em funcionamento quando os eletrodos são posicionados na superfície corporal. Assim, o sinal bioelétrico captado na superfície é produto de campos elétricos de diversas células que trabalham em conjunto na estrutura desejada e também de diversas outras células que não participam desta estrutura. Deve-se também considerar a influência que o meio, não homogêneo, causa nos campos elétricos das células. Em função destes fatos, torna-se necessário um conhecimento mais profundo da estrutura que se quer estudar, para que se possa escolher locais adequados à aquisição dos sinais pelos eletrodos e também para escolher o tipo de tratamento que o sinal captado deve receber, procurando minimizar assim a influência que o sinal de interesse sofre durante todo o seu trajeto, desde as fontes geradoras até os eletrodos.

Baseado no que foi exposto, este capítulo possui a finalidade de fornecer um resumo de como os sinais elétricos são gerados pelas células do sistema nervoso, comentar algumas características do EEG e esclarecer diversos pontos dos potenciais evocados.

2.1. Origem dos Sinais

A célula nervosa responsável pelos sinais elétricos oriundos do sistema nervoso central é conhecida como neurônio. Existem diversos tipos de neurônios, mas basicamente todos eles são compostos de três partes principais, descritas como:

- a) Soma ou corpo celular - responsável pela maior parte da manutenção energética do neurônio;
- b) Dendritos - São prolongamentos ramificados que se originam no corpo celular e são responsáveis pela maior parte das informações que chegam ao neurônio;
- c) Axônio - Prolongamento único que transmite os sinais neurais para outras células.

Na figura 2.1, pode-se observar dois tipos de neurônios, onde são indicadas algumas de suas estruturas.

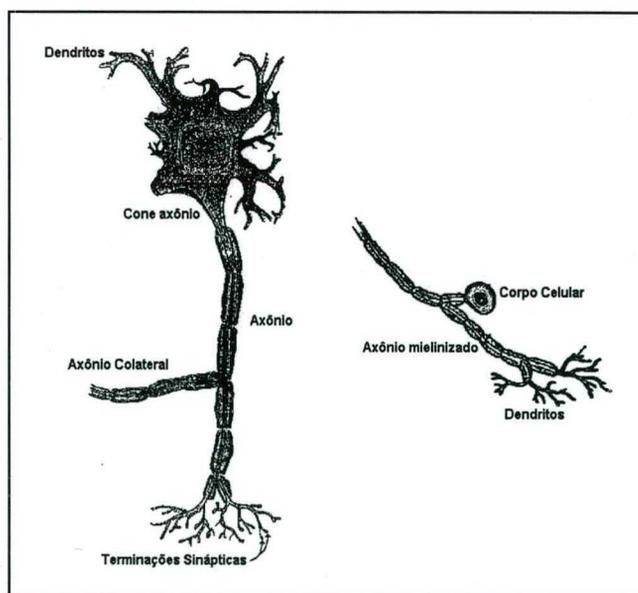


Figura 2. 1 - Tipos de Neurônios. (Modificado de Schauff et al, 1993).

Existe ainda, um outro tipo de célula conhecido como células gliais, que entre outras funções mantêm a unidade do sistema nervoso central e formam, juntamente com as células de Schwann (nervos periféricos), as bainhas de mielina que envolvem grande parte dos neurônios e ajudam na condução dos impulsos nervosos através destes.

Em situações normais, o neurônio se encontra imerso em uma solução eletrolítica, composta basicamente de íons de sódio (Na^+), potássio (K^+) e cloro (Cl^-). Graças a sua membrana celular, que é permeável aos íons de potássio, pouco permeável aos íons de sódio e possui mecanismos ativos de transporte de íons (bomba de sódio-potássio), existe um potencial de membrana, conhecido como potencial de repouso, que está em torno de -70 mV a -90 mV (Guyton, 1988 e Normann, 1988), com o interior da célula possuindo um potencial negativo em relação ao seu exterior. Quando um estímulo (químico, elétrico ou mecânico) aplicado na membrana celular possui uma intensidade maior que o limiar da célula excitável, esta deixa que alguns íons de sódio entrem no meio intracelular e que alguns íons de potássio saiam para o meio extracelular (processo mais lento), o que desencadeia uma reação em série, gerando o potencial de ação que torna o potencial de membrana positivo ($+20 \text{ mV}$ a $+30 \text{ mV}$), para logo após retornar ao seu valor normal. Este potencial de ação, também conhecido como impulso nervoso, se propaga ao longo da fibra nervosa, transmitindo informações de uma parte a outra do organismo (Guyton, 1988). O fenômeno do potencial de membrana tornar-se positivo é conhecido como despolarização e o retorno a seu potencial normal é chamado de repolarização, conforme pode ser visto na figura 2.2.

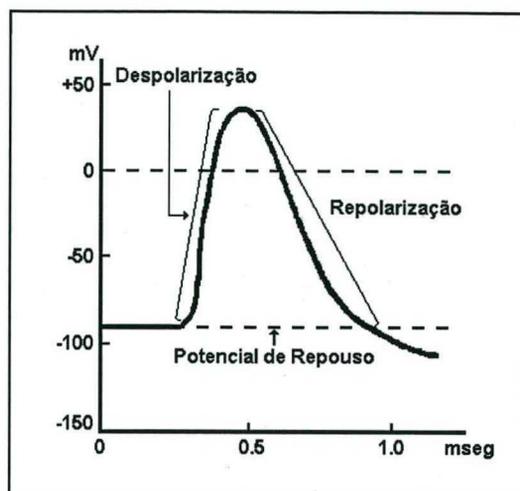


Figura 2. 2 - Registro gráfico do um potencial de ação de uma célula.

(Modificado de Guyton, 1988).

A duração, formato e amplitudes deste ciclo de despolarização e repolarização variam de acordo com a temperatura e concentração dos íons envolvidos no processo, entre outros fatores (Patton et al., 1989). Uma vez que o estímulo despolarize a membrana até o limiar de disparo, o potencial de ação desencadeia-se, sendo um fenômeno do tipo tudo ou nada. Este potencial se propaga com velocidade constante, que depende do tipo e do tamanho da fibra nervosa condutora. Após o processo de despolarização iniciado, existe um intervalo de tempo conhecido como “período refratário absoluto”, onde é impossível iniciar um novo processo de despolarização; após, temos o “período refratário relativo”, no qual estímulos com elevada intensidade podem desencadear novo potencial de ação (Normann, 1988, Bronzino, 1986, Guyton, 1988). Estes períodos refratários limitam em 1000 Hz a máxima frequência que uma célula nervosa pode transmitir impulsos elétricos.

O neurônio recebe informações de outro neurônio, através das sinapses, que são as junções formadas entre os axônios e os dendritos, ou

soma. Existe uma fenda sináptica, que é um pequeno espaço entre o axônio e o dendrito ou soma. Pode-se observar os elementos da sinapse na figura 2.3.

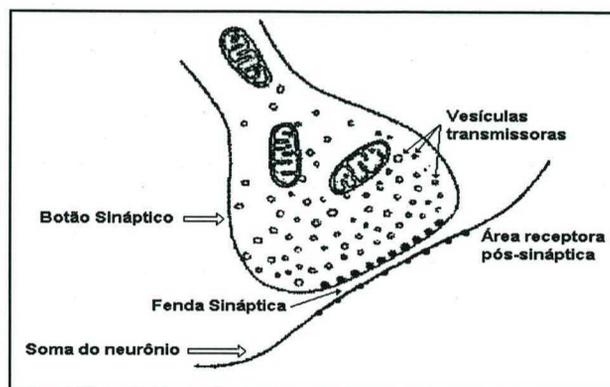


Figura 2. 3 - Anatomia Funcional de uma sinapse realizada entre um axônio e o soma de outro neurônio. (Modificado de Guyton, 1988).

Quando o impulso nervoso chega à porção terminal do neurônio, ocorrem alterações momentâneas na estrutura da membrana deste, o que acarreta a liberação de vesículas transmissoras para a fenda sináptica. Esta substância transmissora atua sobre receptores da membrana do soma ou do dendrito, causando a excitação ou inibição do neurônio. Esta inibição ou excitação depende da natureza química do agente transmissor (Guyton, 1988, Mountcastle, 1982).

2.2. Anatomia Cerebral

O encéfalo, que é a parte do sistema nervoso que fica localizada dentro da caixa craniana, pode ser dividido em diversas partes, entre elas podemos destacar as seguintes estruturas: cérebro, diencéfalo, mesencéfalo, cerebelo, ponte e bulbo raquidiano. Estas diversas estruturas que formam o encéfalo

podem ser agrupadas em três regiões distintas, classificadas como: tronco cerebral, córtex cerebral e cerebelo. Na figura 2.4 pode-se visualizar a face lateral esquerda do encéfalo, evidenciando suas principais divisões e os quatro lobos principais do cérebro.

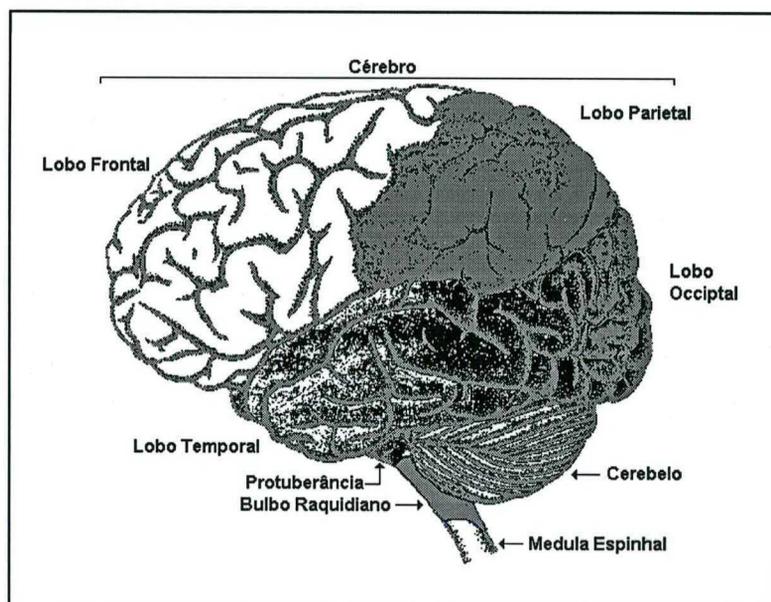


Figura 2. 4 - Face lateral esquerda do encéfalo com destaque para suas divisões e lobos principais. (Modificado de Guyton, 1988).

O tronco cerebral é o ponto de ligação com a medula espinhal e que possui os centros de controle de regulação dos sistemas necessários para a manutenção da vida, como o controle do sistema respiratório, controle dos batimentos cardíacos e controle da temperatura corporal. O cerebelo trabalha como um processador de sinais capaz de manter o equilíbrio e prover o controle para movimentos suaves ou complexos, entretanto não é responsável pelo início dos movimentos, apenas serve para modificar continuamente as ações dos neurônios motores durante movimentos complexos.

As informações sensoriais (visuais, auditivas e somatossensoriais) que chegam ao córtex cerebral passam pelo tálamo, que atua como um ponto primário de coleta destas informações e realiza algum tipo de integração e translação destas informações, o que ainda não é bem conhecido. Recebendo as informações do tálamo está o sistema de ativação reticular, que desperta o córtex para analisar e processar as sensações captadas. Existem evidências que este sistema possui regulação neuro-hormonal e também controla a regulação do sono. Quando ativo, o sistema de ativação reticular mantém o indivíduo acordado e alerta (Bronzino, 1986).

A porção mais volumosa do encéfalo é conhecida como cérebro, ou córtex cerebral, que é dividido em dois hemisférios, esquerdo e direito, recobertos com uma camada de células que varia de 2 a 5 milímetros de espessura. Este córtex possui sulcos e marcos anatômicos, que o dividem em regiões corticais denominadas, em função dos ossos do crânio, de frontal, occipital parietal e temporal. Embora a totalidade das funções cerebrais ainda não estejam bem determinadas, algumas áreas podem ser identificadas em termos de suas significâncias funcionais e de sua localização anatômica correspondente, como pode ser observado na figura 2.5.

O lobo occipital, localizado na parte posterior da cabeça, é a área onde chegam os sinais com origem no globo ocular, sendo por isso conhecido como córtex visual primário. O córtex auditivo primário fica localizado na parte superior do lobo temporal, sendo responsável por interpretar as características básicas dos sons, como altura e ritmicidade. Os córtex primários para gustação e olfato estão localizados na profundidade da fissura de Sylvius e na área piriforme (parte inferior do cérebro), respectivamente. No lobo parietal tem-se

duas áreas de funções distintas, a primeira é responsável por receber os sinais sensoriais de cada parte do corpo e a segunda área, região mais anterior, é relacionada à discriminação dos sinais recebidos e a orientação espacial. O lobo frontal contém áreas responsáveis pelo comando dos neurônios motores, córtex motor primário e outras áreas cujas funções ainda não foram bem estabelecidas. Todas as áreas referidas como primárias, não são capazes de interpretar totalmente os estímulos que chegam, isso só é realizado em áreas associativas, que são capazes de fornecer em conjunto com outras áreas, a interpretação das sensações somestésicas (Guyton, 1988).

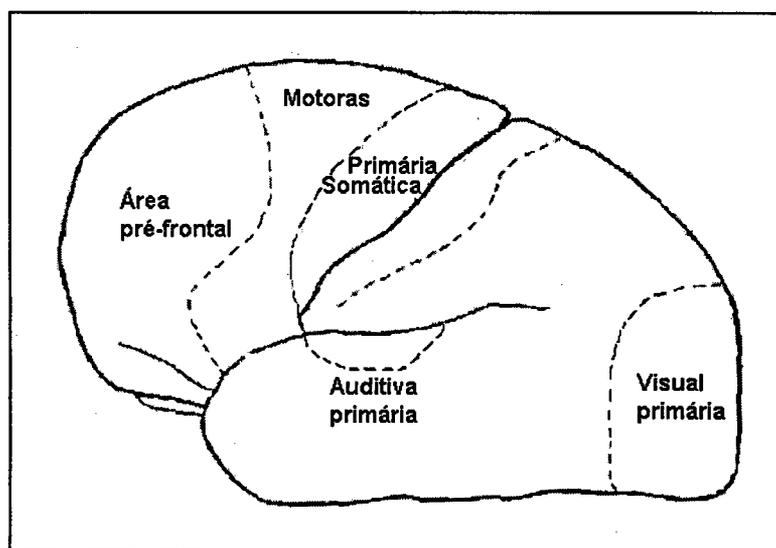


Figura 2. 5 - Organização de algumas áreas associativas. (Modificado de Guyton, 1988).

2.3. Eletroencefalograma

O Eletroencefalograma é o registro da manifestação elétrica coletiva de diversos neurônios do córtex cerebral, sendo os potenciais pós-sinápticos ou

tardios, que aparecem logo após a repolarização da membrana, os principais responsáveis pela geração dos campos elétricos que influenciam a formação do EEG, uma vez que os potenciais de ação possuem curta duração (Niedermeyer e Lopes da Silva, 1987, Cooper et al., 1974).

Existem três formas básicas de registro do EEG, a primeira consiste na inserção de eletrodos no córtex cerebral, sendo este tipo de registro conhecido como registro de profundidade. O registro conhecido como eletrocorticograma é realizado sobre a superfície cerebral exposta. E o terceiro e último tipo de registro, é o registro de superfície, realizado com eletrodos posicionados no couro cabeludo. Este último tipo de registro é o mais utilizado, existindo normas de posicionamento desses eletrodos, como descrito em Cooper et al. (1974). Dependendo do tipo de exame realizado utiliza-se mais ou menos canais, sendo que, para exames de rotina, o número de canais varia entre 8 ou 16 e, para estudos mais minuciosos, pode-se chegar até 32 canais.

A faixa de freqüências do EEG abrange desde o nível DC (0 Hz) até 100 Hz, sendo que a maior parte da energia está compreendida entre 0,5 Hz e 60 Hz. As amplitudes são pequenas, da ordem de microvolts, e podem variar entre 2 e 200 μ V. Ao longo dos anos de estudos dedicados ao EEG, estabeleceu-se que algumas atividades rítmicas espontâneas são importantes para a caracterização do EEG. Estas atividades são divididas em faixas de freqüências distintas, que se correlacionam com os estados em que o indivíduo se encontra. Alguns destes estados e sua correlação com as faixas de atividade são mostrados na figura 2.6.

Os diversos tipos de ondas ou ritmos, receberam as designações de acordo com as faixas de freqüência. O ritmo *alfa* (α) e o ritmo *beta* (β) foram

designados por Berger (Tyner et al., 1989). Estes ritmos possuem freqüências que variam entre 8 a 13 Hz e entre 13 e 22 Hz, respectivamente, sendo que o ritmo *beta* é subdividido em *beta 1* e *beta 2*. Os ritmos *teta* (θ), *delta* (δ) e *gama* (γ), foram definidos posteriormente, sendo o ritmo *delta* introduzido por Walter e Dovey (Tyner et al., 1989). Na tabela 2.1 tem-se a descrição dos ritmos, suas faixas de freqüências, as áreas mais indicadas para serem registrados e alguns comentários sobre os padrões comportamentais e os tipos de pacientes.

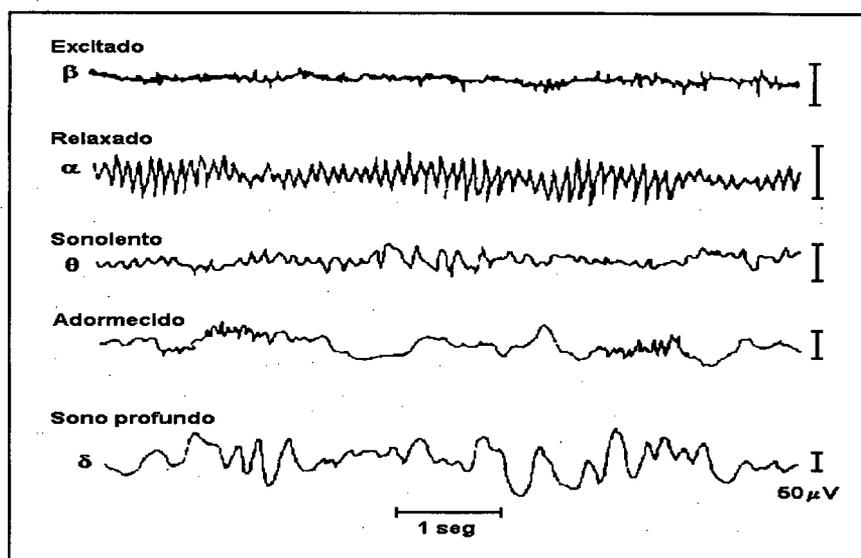


Figura 2. 6 - Registros de EEG mostrando os diversos estados e seu relacionamento com os ritmos cerebrais. (Modificado de Bronzino, 1986).

Existe uma relação entre o grau de atividade cerebral e as freqüências presentes no EEG. As freqüências aumentam progressivamente com o aumento da atividade cerebral. Existem diversos outros tipos de ondas cerebrais, tais como: ondas - V, complexos K e etc..

Ritmo	Faixa de Frequência	Observações
<i>delta</i>	0,5 - 4 Hz	ocorre em crianças pequenas, sono profundo e em algumas doenças cerebrais, distribuição frontal em adultos
<i>teta</i>	4 - 8 Hz	normalmente não ocorre em adultos acordados, mas comum em crianças e durante o sono, distribuição nas áreas central e temporais
<i>alfa</i>	8 - 13 Hz	comum em pacientes relaxados com os olhos fechados, desaparecendo em estado de alerta, ocorre principalmente nas derivações occipitais
<i>beta</i>	13 - 22 Hz	ritmo dominante em pacientes alertas ou com os olhos abertos, em áreas com danos corticais é ausente ou muito reduzida, distribuição nas áreas frontais-parietais

Tabela 2. 1 - Caracterização dos ritmos cerebrais.

2.4. Potenciais Evocados

Em 1947, Dawson visualizou traços do EEG em um osciloscópio e sobrepôs um certo número de traços através de simples fotografias da tela do osciloscópio com as mesmas condições de registro, primeiramente sem a presença de estímulos e, depois, com uma estimulação elétrica periódica de um nervo periférico. No segundo caso, os traços eram sincronizados com a aplicação dos estímulos. Como a atividade randômica do EEG era reduzida à zero, após um grande número de registros e a mudança devido a estimulação era reforçada, Dawson demonstrou que a alteração apresentada pelo EEG era

fixa no tempo em relação a aplicação do estímulo. O importante parâmetro medido nesta resposta evocada foi o tempo entre o estímulo e a resposta apresentada pelo EEG. Foi nesta experiência e em outras posteriores, que Dawson introduziu o conceito de promediação e de potenciais evocados (Dawson, 1947; Bronzino, 1986).

Os potenciais evocados são uma resposta cerebral a algum tipo de estímulo externo aplicado a órgãos sensoriais, sendo obtido do registro do Eletroencefalograma (EEG), que é filtrado e promediado. Estes potenciais são também conhecidos como potenciais relacionados a eventos. Existem três tipos mais estudados de potenciais evocados, que são definidos como potenciais evocados visuais (PEV), potenciais evocados auditivos (PEA) e os potenciais evocados somatossensoriais (PES).

O EEG é um sinal que possui uma grande complexidade resultante não só das atividades elétricas cerebrais mas, também, por influência dos efeitos da captação realizada na superfície do couro cabeludo por eletrodos, pela influência que os ossos e fluídos corporais realizam sobre as pequenas correntes geradas no córtex cerebral, pelo grande tamanho dos eletrodos em comparação ao tamanho das células, pelos artefatos gerados por músculos e por equipamentos. O registro eletroencefalográfico é útil para o estudo das funções cerebrais e para diagnósticos clínicos das desordens neurológicas, mas inadequado para uma análise rigorosa dos sinais elétricos do cérebro humano que ocorrem com a apresentação repetitiva de um estímulo específico como, por exemplo, luz, som ou toque, sendo que, para este tipo de estudo (apresentação repetitiva de estímulo), os potenciais evocados são os mais indicados (Sokol, 1976).

Os potenciais evocados sensoriais constituem-se de múltiplos campos ou picos relacionados à vários aspectos do processamento subcortical e cortical. Estes registros refletem de forma predominante o processamento cortical que ocorre imediatamente abaixo dos eletrodos, mas alguns componentes de processamentos subcorticais podem também ser distinguidos. Portanto, é necessário se conhecer os posicionamentos mais indicados dos eletrodos para cada tipo de resposta evocada que se deseja estudar.

2.4.1. Os Potenciais Evocados e o EEG

De acordo com a definição de potenciais evocados, estes são registros de EEG. As diferenças principais de um registro normal de EEG para um registro de potencial evocado, são destacadas como sendo (Sokol, 1976):

1. Os potenciais evocados são registros eletroencefalográficos realizados em áreas específicas do cérebro, de acordo com o tipo de estímulo e resposta evocada, enquanto que o EEG representa a atividade de grandes áreas do córtex cerebral;
2. As respostas evocadas possuem uma faixa de amplitude que variam de 1 a 20 μV , enquanto que o EEG apresenta amplitudes muito maiores, que vão desde 2 até 200 μV ;
3. Os potenciais evocados sofrem maiores alterações que o EEG quando ocorrem mudanças nas condições de estimulação;
4. Quando se registram sinais em partes específicas do córtex capta-se, não só os sinais de interesse como, também, sinais provenientes de outras áreas cerebrais. Como as respostas evocadas possuem baixas amplitudes,

elas são mascaradas pelo EEG de outras áreas cerebrais, por isso torna-se necessário realizar a promediação destas respostas.

2.5. Potenciais Evocados Somatossensoriais

As respostas evocadas somatossensoriais são registradas quando está presente um estímulo na superfície corporal. Este estímulo pode ser basicamente de dois tipos: o primeiro é um estímulo de tato, que deforma repentinamente a superfície da pele, provocando a estimulação de nervos periféricos sensíveis à pressão. O segundo tipo de estimulação é realizado pela aplicação de estímulos elétricos na pele, sobre o trajeto de algum nervo periférico. Teoricamente qualquer nervo periférico serviria para este tipo de estimulação mas devido a questões relacionadas com a acessibilidade dos nervos às correntes aplicadas através de eletrodos, dá-se preferência pelos nervos medianos dos membros superiores e tibiais posteriores dos membros inferiores.

Quando se aplica estímulos elétricos, é importante que o estimulador utilizado possua um circuito de saída isolado e que a localização do terra deste estimulador esteja compreendida entre os eletrodos de estimulação e o sistema nervoso central (Geddes e Baker, 1989). Na figura 2.7 pode-se observar como são realizadas estes tipos de estimulação e estes cuidados. O principal tipo de equipamento utilizado para a estimulação elétrica é conhecido como gerador de corrente constante (Geddes e Baker, 1989).

As vias envolvidas na geração das respostas evocadas são, principalmente, as fibras nervosas periféricas com o maior diâmetro que, possuindo limiares de estimulação baixos, proporcionam um estímulo cuja

intensidade não é suficiente para a estimulação de fibras relacionadas com a nocicepção, daí a estimulação não ser usualmente dolorosa. As respostas evocadas são geradas a partir do tráfego de potenciais de ação pela via estimulada e, também, pelos potenciais de ação desencadeados nas atividades sinápticas (Manzano e Nóbrega, 1995). A figura 2.8 representa uma destas vias, desde receptores localizados na pele (toque e pressão) até o córtex cerebral.

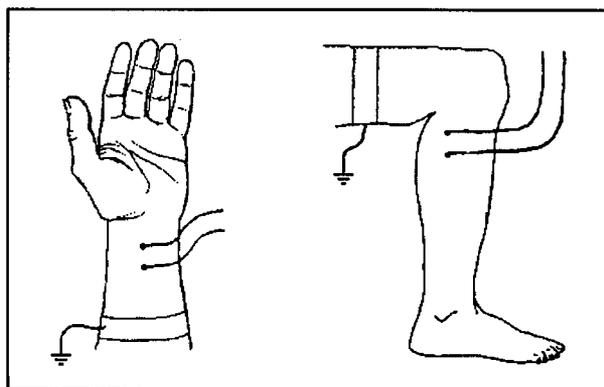


Figura 2. 7 - Localizações típicas dos eletrodos para a estimulação elétrica de nervos. (Modificado de Geddes e Baker, 1989).

As respostas evocadas somatossensoriais são melhores observadas com a colocação dos eletrodos sobre o lobo parietal contralateral, dependendo do local da estimulação periférica. Os componentes da resposta evocada somatossensorial, são indicados por números e letras, sendo que as letras identificam a polaridade do pico, sendo N para picos negativos e P para picos positivos. Geralmente, a importância clínica encontra-se na medida da latência entre os diversos picos, ou seja, no intervalo de tempo existente entre os picos. Na figura 2.9 é mostrado uma forma de onda típica.

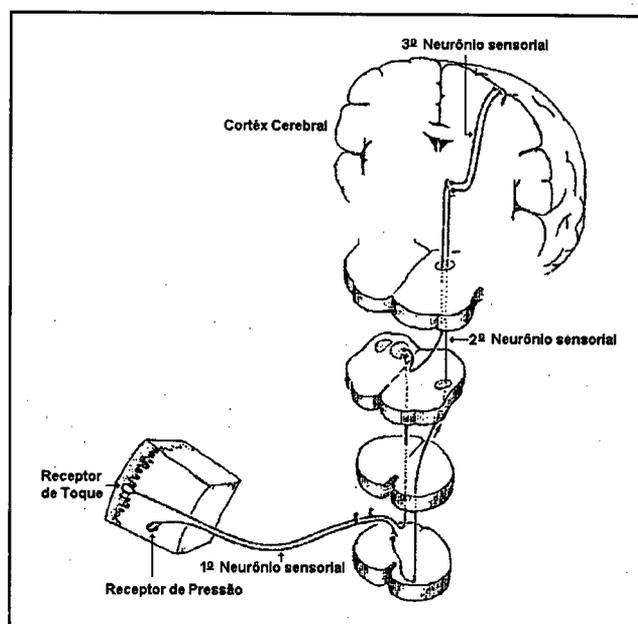


Figura 2. 8 - Trajetórias neurais de receptores da pele (toque e pressão) até o córtex cerebral. (Modificado de Geddes e Baker, 1989).

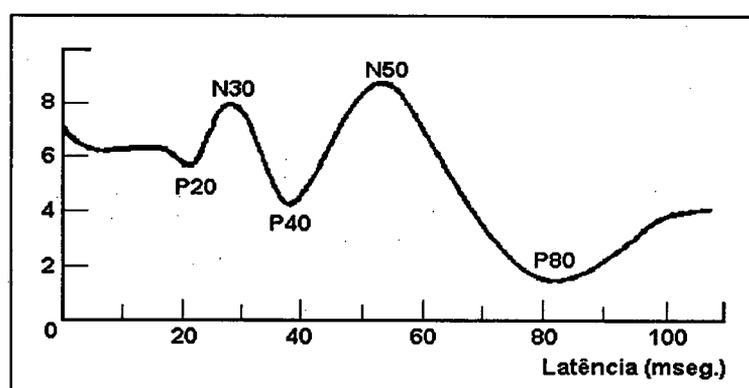


Figura 2. 9 - Registro de um potencial evocado somatossensorial após estimulação de um nervo periférico. (Modificado de Geddes e Baker, 1989)

Uma das principais aplicações clínicas das respostas evocadas somatossensoriais concentram-se no que se designa anatomia funcional,

utilizando-se estas respostas para mapear pontos ou segmentos anatômicos nos quais são detectados desvios da função normal. Outras possíveis aplicações clínicas segundo Manzano e Nóbrega (1995) são:

1. Determinação de comprometimentos focais de nervos periféricos, onde a técnica de eletroneuromiografia apresente dificuldades de documentação, como é o caso da meralgia parestésica;
2. Obtenção de informações a respeito de nervos que não apresentam respostas detectáveis pela técnica de eletroneuromiografia convencional;
3. No estudo de lesões traumáticas de plexos;
4. Possibilidade de detecção de lesões subclínicas, principalmente para o caso particular de casos suspeitos de esclerose múltipla.

2.6. Potenciais Evocados Auditivos

Os potenciais evocados auditivos são obtidos quando um estímulo auditivo é aplicado. Os estímulos auditivos mais amplamente utilizados para se obter as respostas evocadas auditivas possuem a forma de onda de um pulso quadrado de curta duração (Chiappa e Ropper, 1982) que são conhecidos como *clicks* ou estalidos. Existem diversos parâmetros que devem ser estabelecidos para os estímulos auditivos, sendo que estes parâmetros são descritos como:

1. Aplicação dos estímulos: realizada através de fones de ouvidos, que podem ser especiais ou mesmo comerciais;
2. Duração do estímulo: a duração do estímulo pode ser descrita como o tempo em que a onda quadrada é diferente de zero. Geralmente a duração do estímulo é expressa em microsegundos;

3. Intensidade: geralmente é expressa em níveis de decibéis (dB), que é a razão da quantidade de potência entregue aos fones de ouvido, quando comparado a algum valor de referência. Existem três tipos de escalas usadas na prática clínica, que são conhecidas como:

a) Nível de Audição (*Hearing level*): expresso em dB nHL ou dB HL. É a escala usada para se referir ao número de decibéis de intensidade, quando comparado com o limiar de audição de um estalido, para um grupo de indivíduos com audição normal. Assim, o limiar médio em que um indivíduo normal percebe o estímulo é de 0 dB nHL;

b) Nível de Sensação (*Sensation Level*): expresso em dB SL. Esta escala refere-se ao nível em que o indivíduo em teste consegue perceber o estímulo. Este valor pode ser bem diferente de 0 dB nHL;

c) Nível de Pressão Sonora (*Sound Pressure Level*): expresso em dB SPL. Esta é uma escala calibrada acusticamente. O nível de 0 dB SPL corresponde aproximadamente a -32 dB nHL.

O nível da intensidade deve ser escolhido de tal forma que o ruído ambiente não possa interferir na estimulação e que o nível da intensidade não seja tão intenso a ponto de causar mal-estar ao indivíduo em teste.

4. Polaridade do estímulo: a polaridade pode ser dividida de três formas:

a) Compressão: ocorre quando o diafragma do fone de ouvido é movimentado em direção ao tímpano do paciente, empurrando o ar existente entre eles em direção ao ouvido;

b) Rarefação: é a polaridade existente quando o diafragma do fone de ouvido se movimenta em direção contrária ao tímpano do paciente, puxando o ar existente entre eles em direção ao fone de ouvido;

- c) Alternado: neste tipo de polarização, a condensação e a rarefação são aplicadas de forma alternada, uma após a outra, ou seja, ora é aplicada um pulso de compressão e logo em seguida um pulso de rarefação.
5. Taxa de repetição do estímulo: consiste no número de estímulos que são aplicados por segundo. Esta taxa de repetição varia de acordo com a resposta evocada que se quer obter, ou com o tipo de estudo que se está realizando; geralmente varia entre 8 e 33 estímulos por segundo. Taxas que sejam fração exata de 60 Hz não devem ser utilizadas para se evitar artefatos de 60 Hz.
6. Aplicação de Ruído Branco Contralateral: geralmente, a estimulação é aplicada a um ouvido de cada vez, pois quando existe a estimulação de ambos, pode acontecer o mascaramento da resposta anormal, tornando difícil sua interpretação. Isto ocorre devido à troca de informações bilaterais ocorridas entre as estruturas do sistema auditivo. Quando ocorre a estimulação unilateral, freqüentemente aplica-se no ouvido não estimulado, contralateral, um ruído branco para evitar que ocorra interferências provocadas por sons externos provenientes do meio em que se realiza o exame. Este ruído branco evita, também, que uma possível propagação do estímulo aplicado através dos ossos cranianos influencie a resposta evocada.

Os registros eletroencefalográficos para a obtenção das respostas evocadas auditivas devem ser realizados principalmente com os eletrodos posicionados sobre o processo mastóide e o vertex. Em outras áreas do couro cabeludo também aparecem os potenciais evocados auditivos, mas as

amplitudes são menores do que aquelas da região supracitada. Outra característica referente ao posicionamento dos eletrodos refere-se à modificação da forma de onda, que depende das derivações adotadas, o que modifica substancialmente as latências entre os picos.

Na figura 2.10, apresentam-se as trajetórias neurais que a informação auditiva percorre desde os receptores do ouvido interno até o córtex auditivo primário. Partindo da cóclea, o oitavo nervo craniano (nervo vestibulococlear) transmite as informações até os núcleos cocleares situado no tronco cerebral; a partir deste ponto os sinais passam pelo núcleo olivar superior e pelo colículo inferior do tronco cerebral, pelo corpo geniculado medial do tálamo e, finalmente, para o córtex auditivo.

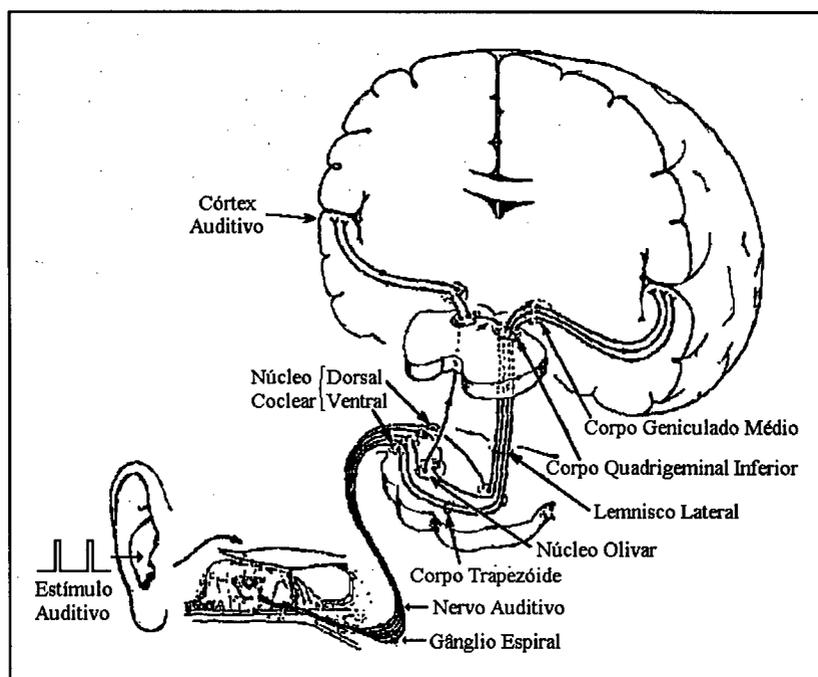


Figura 2. 10 - Trajetória neural das informações auditivas. (Modificado de Geddes e Baker, 1989).

A resposta evocada auditiva apresenta deflexões originadas nos componentes auditivos do ouvido interno, acompanhados pelos potenciais produzidos na passagem da informação auditiva pelos diversos núcleos retransmissores auditivos e também pelos núcleos retransmissores localizados no tálamo e por neurônios do córtex auditivo primário. Na figura 2.11, segundo Picton (1974), pode-se observar respostas evocadas auditivas registradas com diversos tempos de aquisição, onde as componentes de I até VII são geradas pela passagem da informação auditiva por estruturas sucessivas, desde a cóclea até o núcleo geniculado médio (figura 2.11-a). As fontes geradoras dos campos negativos (N_0 , N_a , N_b , N_1 e N_2) e dos campos positivos (P_0 , P_a , P_1 e P_2) incluem o núcleo talâmico, a ativação do córtex auditivo e, também, associações corticais.

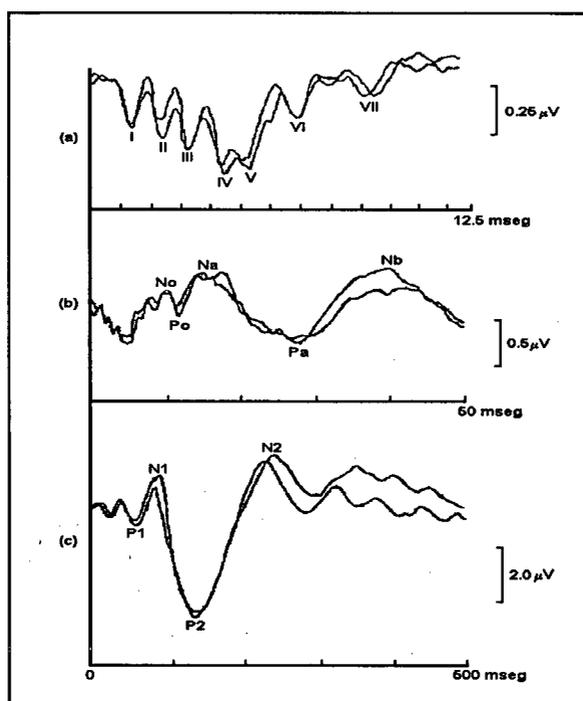


Figura 2. 11 - Potenciais evocados auditivos registrados entre o processo mastóide e a posição CZ. (Modificado de Geddes e Baker, 1989).

Os picos que possuem grande interesse para as aplicações clínicas, são os designados com as letras de I a V, possuindo as seguintes interpretações (Erwin e Erwin, 1995):

Onda I: é gerada pelo oitavo nervo craniano e reflete o potencial de ação gerado no segmento distal deste;

Onda II: é gerada próxima ou no próprio núcleo coclear sendo, algumas vezes, de difícil identificação;

Onda III: é gerada pela passagem da informação auditiva pelo núcleo olivar superior e o corpo trapezoidal. Esta onda geralmente possui grande amplitude;

Ondas IV e V: os geradores destes dois potenciais provavelmente estão localizados nas fibras nervosas que ligam a medula oblonga e o cerebelo ao córtex cerebral.

A interpretação clínica dos potenciais evocados auditivos se baseia nas latências entre os picos, ou seja, no intervalo de tempo entre os picos que refletem as propriedades de condução das informações pelas estruturas. Os distúrbios do aparelho auditivo periférico (ouvido interno), afetam a latência absoluta (tempo decorrido entre o estímulo e os picos) de todos os campos da resposta auditiva, mas as latências entre picos não são afetadas o bastante para comprometer a interpretação clínica (Coats e Martin, 1977; Coats et al., 1979; Coats, 1978; Chiappa et al., 1979; Eggermont et al., 1980). As alterações de intensidade influenciam pouco as latências entre os picos. As amplitudes das respostas evocadas, normalmente não são avaliadas, pois possuem uma grande variação, mesmo para respostas normais.

Como os potenciais evocados auditivos refletem o processamento das características físicas do estímulo, eles são usados na prática clínica para se ter acesso às funções dos sistemas sensoriais ou para avaliar doenças e anomalias que afetam o sistema nervoso central, nas estruturas que participam do sistema auditivo. Algumas aplicações, entre outras, podem ser, segundo Chiappa (1982):

1. Avaliação e detecção de tumores nas vias auditivas. Os estudos realizados com potenciais evocados auditivos demonstram que, ocasionalmente, ocorrem respostas anormais, mesmo quando os resultados de uma audiometria convencional são normais. O caso contrário nunca foi encontrado, ou seja, sempre que a audiometria forneceu resposta anormal, o mesmo ocorreu para os potenciais evocados;
2. As respostas evocadas podem revelar lesões de esclerose múltipla (doença que causa a destruição das bainhas de mielina) que não são suspeitadas clinicamente. Estudos indicam e sugerem que uma pequena área do sistema auditivo afetada pela esclerose múltipla é suficiente para produzir uma anormalidade na condução dos impulsos nervosos auditivos;
3. Altas doses de agentes anestésicos e de barbitúricos não alteram seriamente os potenciais evocados auditivos, fazendo deste tipo de teste um útil indicador das funções cerebrais em salas de cirurgias e em unidades de tratamento intensivo;
4. Existem estudos que demonstram a utilidade clínica dos potenciais evocados auditivos com pacientes em coma, possuindo variações de acordo com as patologias das lesões anatômicas (Goldie et al., 1981; Tsubokawa et al., 1980; Greenberg et al., 1977; Uziel et al., 1978; Seales et al., 1979).

2.7. Potenciais Evocados Visuais

Os potenciais evocados visuais são obtidos com a utilização de estímulos luminosos que podem ser divididos em duas categorias conhecidas como estímulos padronizados e estímulos não-padronizados.

1. Os estímulos não-padronizados consistem, basicamente, de um *flash* luminoso que possui uma intensidade relativamente alta e uma curta duração, apresentado com uma taxa de repetição constante. Outra característica importante é que a fonte luminosa deve manter luminância igual em todos os pulsos luminosos. Para se ter breves lampejos de luz, a fonte mais utilizada para este tipo de estimulação é a luz estroboscópica;
2. Os estímulos padronizados são produzidos com a apresentação de um padrão, que pode ocupar totalmente ou parcialmente o campo de visão, sendo o padrão mais utilizado conhecido como tabuleiro de xadrez. Este padrão pode ser alternado com um quadro escuro tendo-se, assim, a estimulação padronizada alternada. Quando o padrão é alternado com o seu reverso, isto é, no caso do tabuleiro de xadrez os quadros brancos são trocados pelos pretos e os pretos pelos brancos, tem-se a estimulação padronizada reversa. Outros padrões podem ser usados, como barras horizontais, verticais, pontos e várias outras combinações que enriqueçam a estimulação através de contornos e bordas.

Os estímulos, sejam eles de qualquer tipo, devem manter suas características inalteradas durante toda a sessão para a obtenção dos potenciais evocados, possibilitando resultados confiáveis. No caso dos potenciais evocados visuais deve-se, ainda, levar em conta a distância

constante que deve existir entre a fonte do estímulo luminoso e os olhos do indivíduo em teste, a atenção do indivíduo em teste, e as condições do local de realização dos ensaios de potenciais evocados. Dependendo do tipo de estudo que se quer realizar pode-se utilizar a estimulação de ambos os olhos ou um olho de cada vez.

Como o cérebro possui áreas específicas para o tratamento de informações visuais, o melhor posicionamento dos eletrodos para beneficiar o aparecimento da resposta evocada visual é na parte posterior da cabeça, mais precisamente na posição do lobo occipital, onde internamente está localizado o córtex visual primário. Outras posições para os eletrodos também fornecem respostas evocadas, mas estas possuem formas de onda diferentes das encontradas normalmente na prática clínica.

As informações visuais, seguem as trajetórias neurais, que vão desde da retina até o córtex visual, como mostrado na figura 2.12. Os receptores da retina enviam as informações através dos nervos ópticos, que convergem para quiasma óptico, situado na superfície inferior do cérebro. Este grupo de fibras passa para trás, pelo feixe óptico até o corpo geniculado lateral, onde realizam sinapses e através da radiação óptica chegam ao córtex visual, onde as informações visuais serão processadas. Algumas fibras passam diretamente do feixe óptico para os núcleos pré-tectais, transportando sinais para o controle das pupilas.

Conforme os outros tipos de potenciais evocados, a resposta evocada visual apresenta deflexões positivas e negativas que representam a passagem da informação visual pelas estruturas envolvidas na condução. Sendo que apresenta formas de onda diferentes para os estímulos padronizados e para os

estímulos não-padronizados. Estas deflexões recebem uma nomenclatura similar àquela dada aos potenciais evocados auditivos. Um exemplo de uma forma de onda obtida com *flash* de luz difusos pode ser visto na figura 2.13.

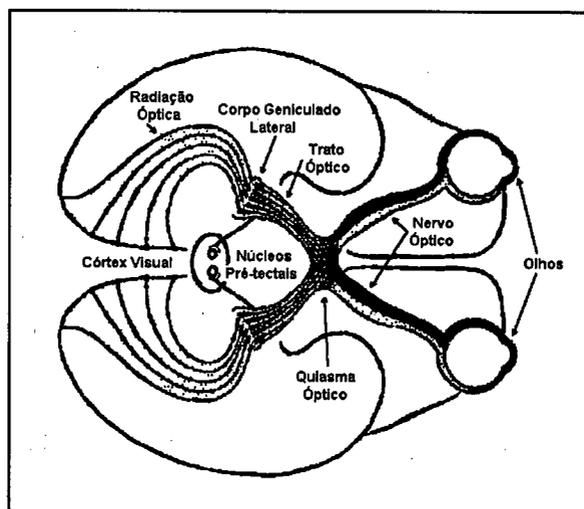


Figura 2. 12 - Trajetórias neurais mostrando o caminho da informação visual.

(Modificado de Guyton, 1988).

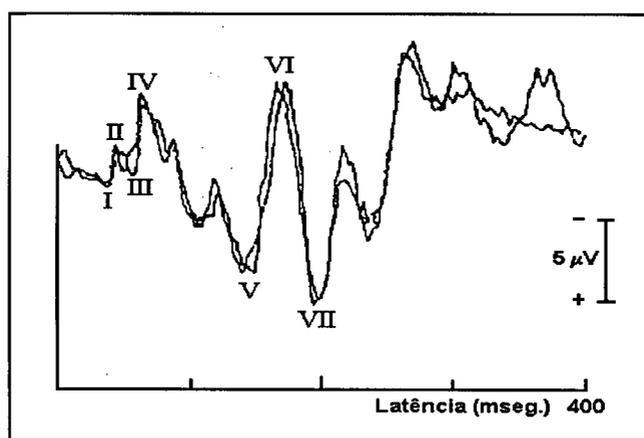


Figura 2. 13 - Potencial evocado visual obtido através de estimulação com flash difuso, representa a promediação de 128 registros. (Modificado de Picton, 1974).

A literatura contém muitas discrepâncias entre a natureza das deflexões e das latências entre os vários componentes (Perry e Childers, 1969). Segundo Picton (1974), os picos positivos I e III talvez representem a atividade do corpo geniculado lateral. A onda negativa II, possivelmente representa a ativação precoce do córtex visual primário. Os componentes na faixa de tempo entre 60 e 200 msec. são mais sensíveis à estimulação com padrões. Na figura 2.14, observa-se duas respostas evocadas (a e b) obtidas com duas pessoas diferentes e com estimulação padronizada para ambas. O terceiro registro (c) foi obtido com uma estimulação não-padronizada da mesma pessoa do registro (b), podendo-se notar a evidente mudança nas componentes N e P entre os estímulos padronizados e os não-padronizados.

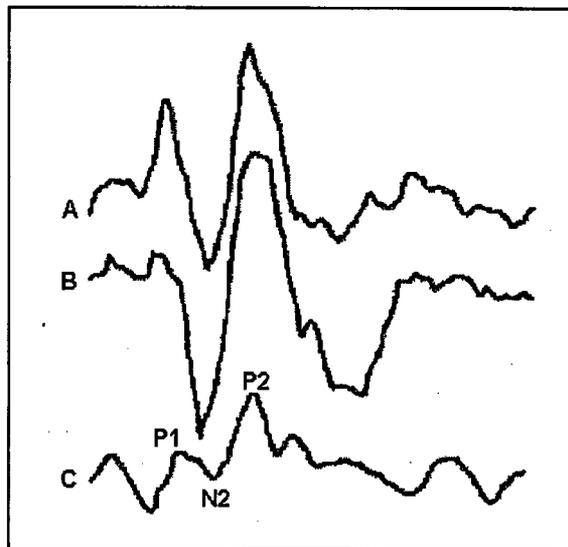


Figura 2. 14 - Respostas evocados visuais, obtidas com estimulação padronizada (a e b) e não-padronizada (c). (Modificado de Sokol, 1976).

A importância clínica dos potenciais evocados visuais, como ocorre com os potenciais evocados auditivos, está nas latências entre os picos e na

latência absoluta entre o estímulo e o início dos picos. Sendo que, neste caso, devem ser respeitadas as diferenças entre os diversos tipos de respostas que podem ser obtidas, mediante os variados tipos de estimulações visuais. As amplitudes das respostas evocadas visuais não são muito relevantes clinicamente, pois variam muito e em função de muitos fatores, mas em alguns casos auxiliam na prática clínica. As diferenças de latência e latência absoluta entre os dois olhos são indícios de distúrbios, sendo a latência (entre picos) a mais sensível para se descobrir ou acompanhar distúrbios do sistema visual.

Os potenciais evocados visuais em associação com outros exames são úteis para a identificação de diversos problemas, tanto do sistema nervoso central envolvido com informações visuais quanto de problemas oculares. Segundo Sokol (1976), Cohen et al. (1982) e Chiappa e Ropper (1982), algumas aplicações dos potenciais evocados visuais podem ser:

1. Estudos revelam que existe aumento nas latências e diminuição das amplitudes das respostas evocadas visuais em pessoas portadoras de neurite óptica, que é uma inflamação ou lesão degenerativa do nervo óptico, geralmente acompanhada de dor e perda das funções normais. Existe a indicação, em certos trabalhos, que é possível se diferenciar a neurite óptica da neurite retrobulbar através da análise das respostas evocadas visuais;
2. A esclerose múltipla pode causar alterações na condução de informação pelo sistema nervoso central. Estas alterações vão desde a diminuição na velocidade de condução até ao bloqueio da condução. Os potenciais evocados visuais possuem sensíveis alterações para os dois casos, sendo indicados para indivíduos suspeitos de possuírem esclerose;

3. Existem outras doenças da retina e do nervo óptico que causam alterações na forma de onda das respostas evocadas visuais, entre as quais podemos destacar o glaucoma, que afeta a latência absoluta e a amplitude. Várias substâncias tóxicas (álcool, tabaco, quinina) que provocam ambliopias, produzem anormalidades nas latências. Tumores que causam a compressão das vias nervosas anteriores, produzem distorções nas formas de onda da resposta evocada visual, provocando baixas amplitudes e atrasos de latência;
4. Os potenciais evocados visuais são utilizados para acessar a função visual quando se suspeita de perda ou diminuição da visão, sendo utilizados também para o acompanhamento do desenvolvimento do sistema visual e para rastrear a eficácia dos tratamentos para alguns tipos de doenças.

2.8. Promediação

Com os eletrodos posicionados sobre o couro cabeludo, não só os sinais provenientes da estrutura desejada são captados, mas a atividade cerebral de diversos outros pontos e vários artefatos musculares são também captados. O que dificulta ou torna impossível a visualização da forma de onda da resposta evocada, uma vez que essa possui amplitudes muito inferiores aos sinais do EEG de fundo. A técnica utilizada para se extrair os diferentes tipos de potenciais evocados do EEG de fundo é conhecida como promediação.

A promediação parte do princípio de que o EEG de fundo é um sinal randômico no tempo e que a resposta evocada, da estrutura estudada, é constante no tempo em relação ao estímulo, ou seja, a resposta evocada sempre ocorre a um tempo constante depois da apresentação do estímulo.

A técnica de promediação baseia-se na repetição do estímulo diversas vezes, e para cada estímulo o EEG é registrado e armazenado. Após o término da sessão de estímulos, esses registros de EEG armazenados são somados amostra a amostra e, depois, divididos pelo número total de registros, obtendo-se, assim, a resposta evocada promediada. Quando os registros são somados, o EEG de fundo, randômico, vai tendo suas amplitudes reduzidas, enquanto que as amplitudes da resposta evocada, fixa no tempo, vai tendo suas amplitudes aumentadas, fazendo com que se destaquem. A figura 2.15 demonstra graficamente a técnica da promediação utilizada para sinais de EEG digitalizados.

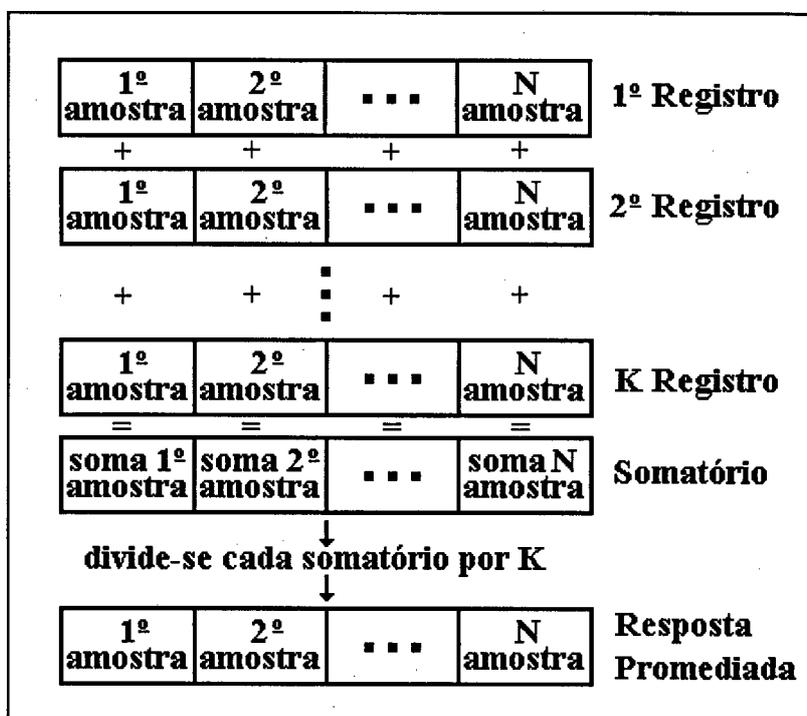


Figura 2. 15 - Técnica de promediação para sinais digitalizados utilizada pelo sistema de potenciais evocados.

Nesta técnica é muito importante que a aquisição do sinal de EEG seja perfeitamente sincronizada com a geração do estímulo, para não ocorrerem erros nos cálculos, o que resultaria em uma redução da definição da resposta evocada. Além desta sincronização, os registros precisam ter exatamente sempre o mesmo número de amostras. Na figura 2.16, pode-se observar o efeito da promediação sobre sinais de EEG captados durante uma sessão de teste, o ponto sobre cada registro representa o exato momento em que o estímulo foi aplicado e a resposta promediada, apresentada na parte inferior, para estes registros.

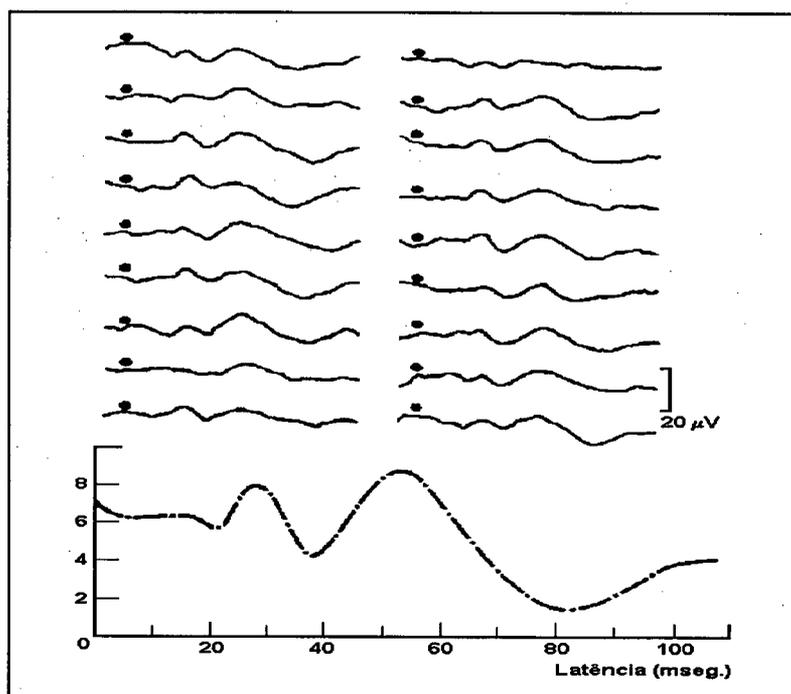


Figura 2. 16 - Efeito da promediação sobre registros de EEG obtidos durante a apresentação de um estímulo. (Modificado de Geddes e Baker, 1989).

Pode-se considerar que a resposta evocada é o sinal (S) e que o EEG de fundo é o ruído (N) na relação sinal ruído, dada por:

$$\sqrt{n} \times \frac{S}{N}$$

Eq. 2.1

onde n representa o número de registros de EEG que serão promediados.

Com base nesta equiparação matemática, conclui-se que o número de registros a serem promediados deve ser grande, o que muitas vezes dificulta a aplicação desta técnica. Assim, algumas variações são introduzidas com bastante êxito como, por exemplo, a técnica da promediação intermediária, onde se realiza um certo número de registros e sua respectiva promediação, que é chamada de promediação intermediária e, após a conclusão de todas estas respostas intermediárias, é realizada uma promediação final com todas as promediações anteriores.

Atualmente, as técnicas para a obtenção dos potenciais evocados, são baseadas em microcomputadores, pois com a utilização dos conversores analógico-digitais é relativamente fácil digitalizar e armazenar os registros de EEG, conseguindo-se assim uma variada gama de opções para se extrair a resposta evocada. Contudo, alguns cuidados devem ser levados em conta, tais como: as taxas de digitalização do sinal de EEG, os filtros utilizados pelos equipamentos de digitalização, a resolução das amplitudes que é dada pelo número de bits do conversor, a perfeita sincronização do estímulo com a captação do EEG, etc. Além destes, existem outros fatores que contribuem para melhorar ou deteriorar a obtenção dos potenciais evocados. Talvez o mais crítico seja relacionado com as taxas de digitalização do sinal de EEG pois, dependendo desta taxa, as características principais das respostas evocadas podem ser perdidas. A tabela 2.2 indica algumas taxas de digitalização.

Modalidade de Potenciais	Taxa de digitalização (Hz)
Auditivos	6.000 - 10.000
Somatossensoriais	500 - 2.000
Visuais	1.000

Tabela 2. 2 - Taxas de digitalização para os potenciais evocados.

Existem outras técnicas para se extrair os potenciais evocados do EEG de fundo, algumas já utilizadas com bastante sucesso e outras em fases iniciais de testes. Como exemplo, temos os filtros adaptativos (Davila et al., 1994), filtros de mínimo erro quadrático (Aunon, 1978), procedimentos para a detecção automática de picos e de tempos de latências, entre outros.

CAPÍTULO 3 - O SISTEMA DE POTENCIAIS EVOCADOS - HARDWARE

Os equipamentos comuns para EEG não são capazes de captar os potenciais evocados sem necessitar de uma série de modificações que, muitas vezes, não são possíveis de serem realizadas. Por isso existem equipamentos com características e construção voltadas para a captação dos potenciais evocados. Alguns componentes básicos dos equipamentos de potenciais evocados estão ilustrados no diagrama em bloco da figura 3.1. Estes componentes podem ser descritos como:

- a) Um sistema de EEG, contendo eletrodos e amplificadores;
- b) Um estimulador controlável, de acordo com a modalidade de potenciais evocados (auditivo, visual, somatossensorial, etc.);
- c) Um sistema de sincronização entre a produção do estímulo e o início do registro do sinal de EEG;
- d) Um conversor analógico/digital (AD);
- e) Um computador para realizar a promediação e armazenar os resultados.

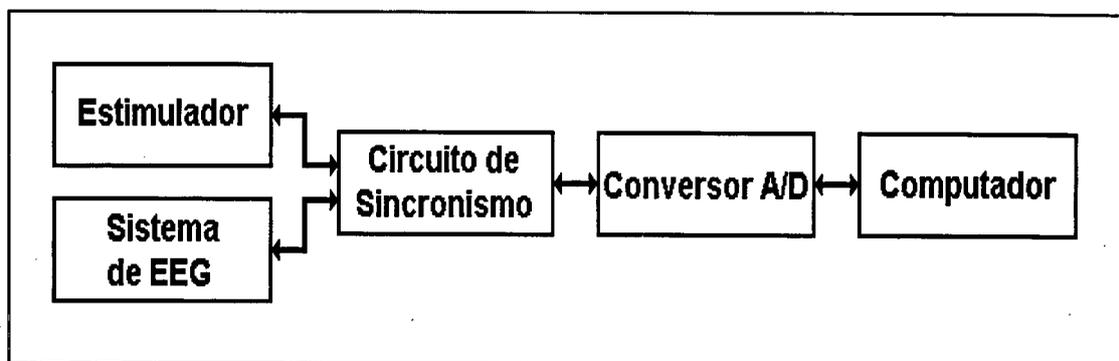


Figura 3.1 - Diagrama de blocos dos componentes de um sistema de potenciais evocados.

O sistema EVOMOD preenche as especificações necessárias para a geração e o gerenciamento da captação dos potenciais evocados auditivos e visuais, utilizando o SAASBIO III como sistema de captação do sinal de EEG. O *hardware* do EVOMOD compreende os estimuladores, o sistema de sincronização e fornece, ainda, a possibilidade de outras fontes de estímulos serem utilizados sem a necessidade de adaptações.

As principais características do módulo podem ser relacionadas como:

1. Tipos de estímulos: Auditivo - baseado na estimulação através de *clicks*;
Visual - estímulo luminoso não-padronizado;
2. Modos de estimulação: existem três formas de estimulação implementadas, que podem ser classificadas como estimulação automática, estimulação manual e estimulação através de sincronismo externo;
3. Modo de sincronismo: utilizado para se realizar a sincronização entre um estimulador externo e a captação do sinal de EEG. Neste caso, o estimulador externo deve ser conectado na entrada de disparo externo;
4. Taxas de estimulação: para o estimulador auditivo a faixa varia entre 1 estímulo por segundo (1 Hz) até 50 estímulos por segundo (50 Hz). No caso do estimulador visual a faixa vai de 1 estímulo por segundo até 40 estímulos por segundo (40 Hz). Estas taxas são válidas apenas para os modos de estimulação automática e através de sincronismo externo;
5. Parâmetros dos estímulos visuais: além da taxa de estimulação, pode ser escolhido o número de estímulos fornecidos durante a estimulação automática. Outro parâmetro é o tempo de duração do estímulo luminoso, que está fixo em, aproximadamente, 100 μ seg, conforme mostrado na tabela 3.1;

6. Parâmetros dos estímulos auditivos: além da taxa de estimulação e do número de estímulos para o modo de estimulação automático, pode-se também selecionar a duração do pulso de onda quadrada, que pode variar entre 50 e 130 μ seg.. A polaridade do estímulo pode ser escolhida entre as três formas possíveis, compressão, rarefação ou alternada. A intensidade pode variar entre 11 e 41 dB. Pode-se, também, escolher o ouvido que será estimulado, esquerdo, direito, ou ambos. Uma outra opção existente é a aplicação de ruído branco contralateral quando se realiza uma estimulação unilateral. O resumo destes parâmetros esta na tabela 3.2.

Estímulos Visuais	
Parâmetros	Características
Tipo de estímulo	<i>flash</i> (não-padronizado)
Taxa de Estimulação	1 a 40 estímulos por segundo (modo automático)
Número de estímulos	1 a 250 estímulos (modo automático)
Duração do estímulo	100 μ segundos

Tabela 3. 1 - Resumo das características do estimulador visual.

Na figura 3.2 observam-se as ligações existentes entre os componentes do sistema completo de potenciais evocados formado pelo SAASBIO III e o EVOMOD. Além do compartilhamento da porta serial do microcomputador, a fonte do SAASBIO III é responsável pelo fornecimento das tensões necessárias para o funcionamento do EVOMOD. O controle dos parâmetros de captação do EEG é realizado pelo *software* do EVOMOD.

Estímulos Auditivos	
Parâmetros	Características
Tipo de estímulo	<i>click</i> (onda quadrada)
Taxa de Estimulação	1 a 50 estímulos por segundo (modo automático)
Número de estímulos	1 a 250 estímulos (modo automático)
Duração do estímulo	50 a 130 μ segundos
Intensidade do estímulo	11 a 41 dB
Polaridade do estímulo	compressão, rarefação ou alternada
Canal de estimulação	direito, esquerdo ou ambos
Ruído Branco	aplicação contralateral (estimulação unilateral)

Tabela 3. 2 - Resumo das características do estimulador auditivo.

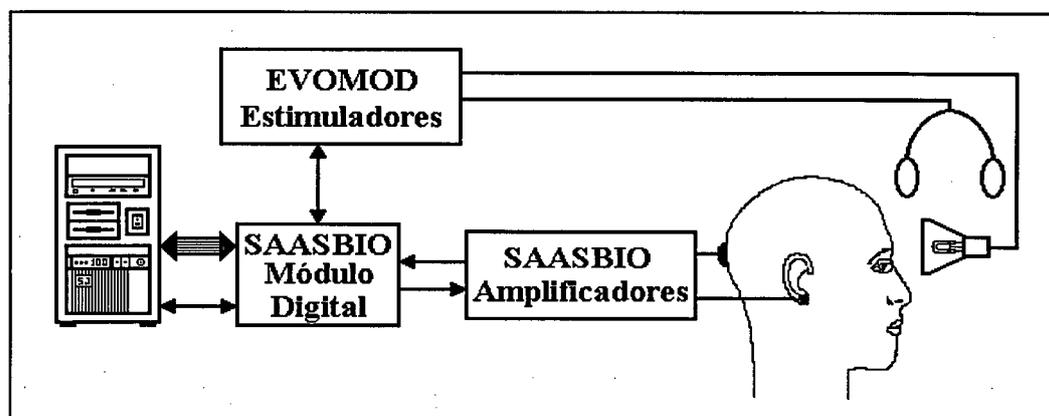


Figura 3. 2 - Conexões do sistema de potenciais evocados.

O módulo é conectado ao SAASBIO III através de um *slot* formado com um conector do tipo DB25. Neste conector estão disponíveis todos os sinais de controle do SAASBIO III, assim como os pinos de comunicação da interface

serial, as tensões da fonte e entradas para dois canais. O controle dos parâmetros do SASSBIO III necessários para a aquisição do sinal eletroencefalográfico é realizado através do *software* do EVOMOD, conforme será explicado no próximo capítulo.

O diagrama em blocos, representativo do *hardware* do EVOMOD pode ser visto na figura 3.3, sendo cada bloco explicado a seguir.

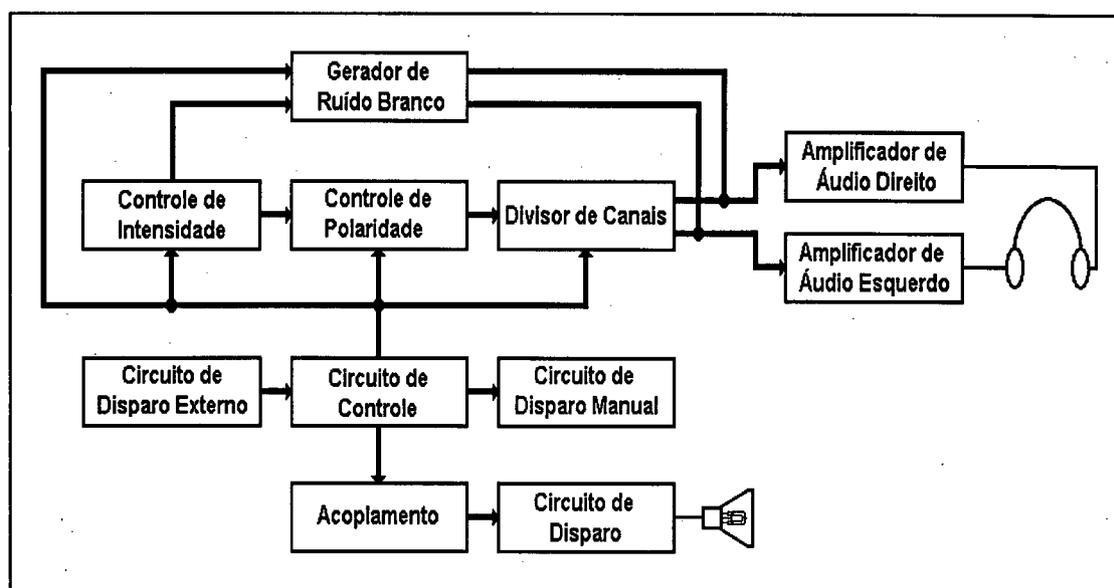


Figura 3. 3 - Diagrama de blocos do EVOMOD.

3.1. Circuito de Controle

O circuito de controle do EVOMOD possui como funções estabelecer a comunicação de dados com microcomputador (padrão IBM-PC), controlar os estímulos e suas características e gerar o sinal de sincronismo. Este circuito foi baseado em um microcontrolador, com a finalidade de facilitar o controle e reduzir o número de componentes utilizados.

O microcontrolador utilizado é o modelo AT89C2051-24PC produzido pela Atmel. Este microcontrolador possui uma memória *flash*¹ de 2 *Kbytes* interna, um canal serial *full duplex*², quinze portas de entrada e saída (I/O) digitais e uma memória RAM interna de 128 *bytes* (Atmel, 1995). Com a utilização deste microcontrolador elimina-se a necessidade de memórias externas, simplificando o circuito e melhorando a relação custo/benefício do projeto do EVOMOD. A frequência de *clock* do microcontrolador é de 24 MHz, que é suficiente para suprir as necessidades de temporizações necessárias para a geração dos estímulos e do pulso de sincronismo.

Todas as características dos estímulos escolhidas pelo usuário, são enviadas para o microcontrolador através do canal de comunicação serial do microcomputador, sendo interpretadas pelo *firmware*³ que irá executar os ajustes dos parâmetros conforme as especificações recebidas. O controle dos estimuladores realiza-se através das portas I/O do microcontrolador, que também são responsáveis pela geração do sinal de sincronismo.

O microcontrolador, através de seus temporizadores internos, é responsável por todas as temporizações necessárias à estimulação.

3.2. Circuito de Disparo Manual

Este circuito é responsável por proporcionar um disparo do estímulo através de uma chave acionada manualmente. A saída deste circuito de disparo é acoplada a uma das portas de I/O do microcontrolador. Quando a

¹ Memória de leitura (ROM), que pode ser apagada e reprogramada eletricamente.

² A expressão *full duplex* significa que pode receber e enviar dados simultaneamente.

chave é pressionada existe uma mudança de nível lógico nesta porta, que é levada do nível lógico 1 (ou alto) para o nível lógico 0 (ou baixo), isto faz com que o microcontrolador reconheça o comando para realizar a estimulação. Este circuito foi dotado de duas proteções para evitar uma estimulação indesejada. A primeira proteção está no *hardware* deste circuito que evita o problema de trepidação⁴ da chave, o que poderia acarretar erros de interpretação. O segundo tipo de proteção ocorre através do *firmware* que só habilita o pino da porta de I/O para uma nova leitura de comando quando a chave retorna ao seu estado de repouso.

3.3. Circuito de Disparo Externo

O circuito de acoplamento externo é utilizado para disparar os estímulos visuais ou auditivos através de um circuito externo, ou para realizar o sincronismo entre a aquisição do EEG com um estimulador externo. Este circuito baseia-se em um isolador óptico do tipo 4N25 fabricado pela Motorola, com tensão de isolamento de 7500 Vac (pico). A utilização de um circuito isolador se deve ao fato do EVOMOD fazer uso da mesma fonte do SAASBIO III. Esta fonte possui um transformador especial de isolamento para a proteção do paciente e uma ligação com qualquer equipamento sem a utilização do circuito isolador colocaria em risco a segurança do paciente. O nível de tensão de entrada para este circuito não deve ultrapassar 15 Volts de pico a pico, pois uma tensão superior a este valor poderia causar danos na etapa de entrada do

³ *Firmware*: nome que designa o programa contido no *hardware* (memória do microcontrolador).

⁴ A trepidação, *bouncing*, de uma chave ocorre quando se fecha ou se abre seus contatos, momento no qual aparecem tensões intermediárias entre um nível e outro.

circuito, ou seja, no LED⁵, pois seu resistor limitador foi dimensionado para trabalhar na faixa de tensões que vai de 5 a 12 Volts. A saída do circuito acoplador está ligado em um pino de uma das portas de I/O.

3.4. Estimulador Visual

O estimulador visual do EVOMOD é composto pelo bloco de acoplamento e pelo bloco do circuito de disparo. Este estimulador foi projetado e criado para produzir estímulos luminosos não-padronizados e devido as características deste estímulo, optou-se por utilizar uma lâmpada especial, conhecida como lâmpada de gás xenônio. Os circuitos eletrônicos deste estimulador foram implementados em placa de circuito impresso separada do bloco de controle, sendo o circuito de acoplamento a única ligação física existente entre eles.

3.4.1. Acoplamento

Este bloco, chamado de acoplamento, é constituído por um isolador óptico que serve de interface entre o circuito de disparo da lâmpada e o circuito de controle. O isolador óptico utilizado é do tipo MOC3021 também fabricado pela Motorola. Este isolador possui como estágio de saída um Diac⁶ e sua tensão de isolamento é de 7500 Vac (pico). O LED de entrada deste isolador é acoplado a um pino de uma das portas de I/O do microcontrolador, que controla então o disparo do estímulo luminoso. Este circuito de isolamento é

⁵ Sigla utilizada para designar um diodo emissor de luz.

⁶ Designa um tipo de chave bilateral de silício utilizada para se disparar tiristores.

necessário para garantir a segurança do paciente, isolando-o da etapa de alta tensão do estimulador visual.

3.4.2. Circuito de Disparo

Este circuito possui duas funções distintas, a primeira é fornecer tensão suficiente para o acionamento da lâmpada e a segunda é proporcionar o disparo desta, quando recebe o sinal proveniente do microcontrolador. Este sinal é um pulso de onda quadrada aplicado na entrada do circuito de acoplamento, que o transmite para o circuito de disparo.

A lâmpada utilizada para gerar o estímulo visual é conhecida como lâmpada de xenônio, tratando-se de uma lâmpada de descarga a gás. Na figura 3.4 pode-se observar um modelo desta lâmpada que, por suas características construtivas, é utilizada somente para produzir pulsos luminosos. Esta lâmpada é utilizada por possuir uma intensidade luminosa constante e ser capaz de gerar um breve lampejo com alta intensidade. Para disparar este tipo de lâmpada basta alimentar seus terminais externos (S1 e S3) com uma alta tensão (300 Volts) e aplicar um pulso de tensão no terminal central (S2) com valor suficiente para ionizar o gás em seu interior, que se torna condutor e deixa passar uma corrente entre S1 e S3, o que provoca uma intensa luminosidade.

Para se obter os níveis de tensão indicados, optou-se por alimentar este circuito diretamente da rede de 220 Vca. O circuito de retificação, como o próprio nome informa, é responsável por realizar uma retificação de onda completa da tensão da rede. Existem ainda capacitores que atuam como filtros, de forma a diminuir o *ripple* da onda retificada contribuindo para a

manutenção da tensão em torno de 300 Vcc (RMS), que é a tensão necessária para se realizar a ionização do gás no interior da lâmpada.

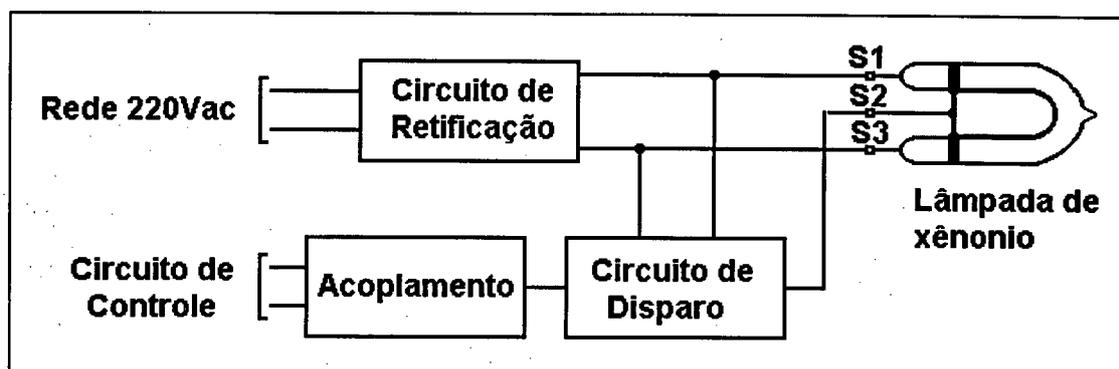


Figura 3. 4 - Diagrama em bloco dos circuitos de alimentação e disparo.

O bloco de acoplamento é o mesmo descrito anteriormente, sendo que a segunda parte do circuito isolador, constituída pelo Diac, é integrada à etapa de alta tensão do circuito de disparo. Este circuito de disparo é constituído de um SCR⁷ que é disparado pelo Diac e por um transformador elevador de tensão, ligado de forma a tornar o nível de tensão comutada pelo SCR compatível com o nível de tensão necessário para o disparo da lâmpada de xênonio.

Como o circuito está ligado diretamente na rede de 220Vca, existem dispositivos capazes de garantir uma utilização segura. Estes dispositivos são formados por um fusível que, em caso de problemas de mal funcionamento, corta a alimentação do circuito evitando danos maiores. Um segundo tipo de dispositivo de proteção consiste de um limitador de corrente, o qual garante a

⁷ Retificador controlado de silício.

integridade da lâmpada de xenônio. Quando esta lâmpada é disparada, ocorre uma ionização do gás em seu interior, que se torna condutor diminuindo a resistência elétrica entre os terminais S1 e S3, submetidos a uma tensão de 300 Vcc, o que eleva substancialmente o valor da corrente entre estes terminais que, sem um limite imposto, causaria a queima da lâmpada e de seus circuitos de alimentação.

3.5. Estimulador Auditivo

O estimulador auditivo produz os estímulos auditivos conhecidos como *clicks* ou estalidos. Sendo que todos os parâmetros deste estímulo podem ser escolhidos pelo usuário. Este estimulador auditivo, em conjunto com os circuitos de controle, de disparo manual e de disparo externo foram desenvolvidos e implementados em uma única placa de circuito impresso, que é encaixada em um dos *slots* disponíveis do SAASBIO III. Este módulo pode também ser utilizado de forma independente do SAASBIO III, bastando que seja alimentado com uma fonte própria.

3.5.1. Controle de Intensidade

Este bloco, apresentado na figura 3.3, é responsável pelo controle da intensidade sonora aplicada através dos fones de ouvido. Este bloco é baseado em dois componentes: um potenciômetro digital e um amplificador operacional.

O potenciômetro digital utilizado é o modelo X9C103, fabricado pela empresa Xicor. Este componente é formado por 99 elementos resistivos ligados em série. Entre cada elemento existe um ponto que, de acordo com os

pinos de controle, é ligado ao pino de varredura do potenciômetro (V_W). A resolução é igual a máxima resistência do potenciômetro dividido pelo número de elementos (99 elementos). Neste caso, a máxima resistência do potenciômetro é de $10\text{ K}\Omega$, sendo a resolução igual a $101\ \Omega$. Existem três pinos de controle, descritos como: pino U/ID, responsável pela seleção da direção de deslocamento do terminal de varredura do potenciômetro; pino !INC, sendo através deste pino que se fornece o número de passos que o terminal de varredura deve se deslocar; pino !CS, o qual é utilizado para se habilitar o circuito de controle do potenciômetro e para armazenar a última instrução na memória do componente. Os terminais V_H e V_L são equivalentes aos terminais fixos de um potenciômetro mecânico comum, sendo que a designação de V_H e V_L referem-se a posição relativa do terminal em relação a direção de movimento do terminal de varredura. Quando seleciona-se a opção de incrementar a posição do terminal V_W , significa que a posição deste terminal se deslocará na direção do terminal V_H e quando a opção for de decremento, este se deslocará na direção de V_L . A máxima tensão que se pode aplicar entre os terminais V_H e V_L é de ± 5 Volts. Na figura 3.5 pode-se observar o diagrama funcional deste componente. Os pinos de controle deste componente estão ligados diretamente a pinos de I/O do microcontrolador, que possui rotinas concebidas para realizar o controle deste componente.

O amplificador operacional utilizado é do tipo LM1458, que possui dois amplificadores operacionais no mesmo invólucro. O amplificador usado pelo circuito de controle de intensidade está na configuração de amplificador não-inversor. Este conjunto fornece uma faixa de tensão, na qual existe, entre o valor máximo e o valor mínimo uma escala de tensão com 99 divisões, o que

corresponde a uma variação de 11 dB até 41 dB com um passo de 2 dB aplicado aos fones de ouvido. Outra característica deste circuito, é que ambos os canais recebem a mesma intensidade, já que este controle é realizado antes da separação dos canais.

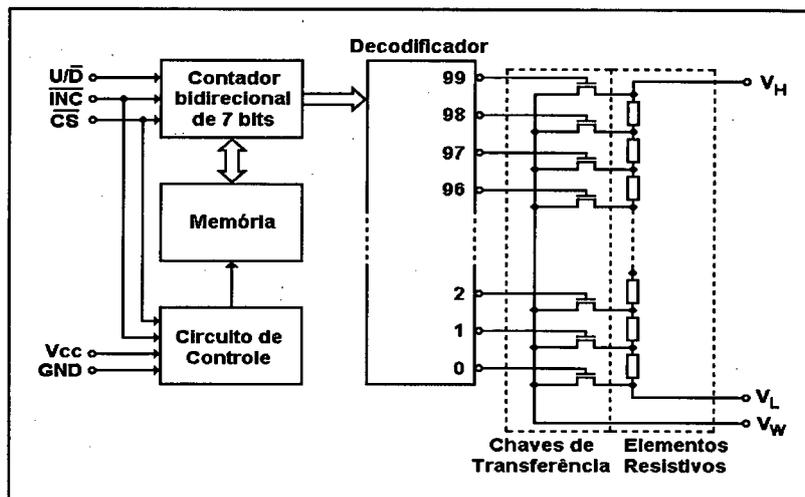


Figura 3.5 - Diagrama funcional do potenciômetro digital.

3.5.2. Controle de Polaridade

O bloco de Controle de Polaridade realiza duas funções, a primeira é determinar o tipo de polaridade e a segunda é gerar a onda quadrada de curta duração. A polaridade de compressão é determinada diretamente pelo nível de tensão proveniente do bloco de controle de intensidade. Enquanto que a polaridade de rarefação é obtida após uma inversão da tensão do bloco de controle da intensidade. Esta inversão do nível de tensão é conseguida através da utilização do segundo amplificador operacional do circuito integrado LM1458, que está configurado como um circuito amplificador inversor de ganho unitário.

Existe um componente responsável por realizar o chaveamento destes dois valores de tensão, sendo este componente uma chave analógica controlada digitalmente pelo microcontrolador. A chave analógica utilizada é a ADG201, fabricada pela Analog Devices. Como a lógica de controle desta chave é compatível com os níveis de tensões para uma lógica TTL, os pinos de controle da chave estão conectados diretamente aos pinos de I/O do microcontrolador.

Quando a polaridade do pulso sonoro é de compressão, a chave associada ao nível de tensão correspondente é manipulada pelo microcontrolador para produzir a forma de onda quadrada com a duração programada. Da mesma forma, ocorre quando a polaridade é a de rarefação, só que neste caso a chave controlada é a referente ao nível de tensão invertida pelo amplificador inversor. Quando o tipo de estimulação é a alternada, as chaves são controladas de forma alternada para produzir um pulso de compressão seguido por um pulso de rarefação, sempre iniciando a estimulação com um pulso de compressão. As duas chaves nunca são alteradas ao mesmo tempo. Na figura 3.6 pode-se observar um diagrama de blocos equivalente ao circuito de controle de polaridade e sua ligação com o circuito de controle de intensidade.

Na figura 3.7, pode-se observar três exemplos de formas de ondas dos pulsos sonoros produzidos pelo circuito de controle da polaridade. No segmento designado por (a), existem somente pulsos de compressão, a letra "d" indica o tempo de duração do pulso sonoro, que pode variar entre 50 e 130 μseg . e a letra "D" indica o tempo existente entre os pulsos. Este tempo varia de acordo com a taxa de estimulação escolhida. Os pulsos de rarefação estão

representados em (b), conforme se observa, os parâmetros “d” e “D” possuem valores diferentes do segmento anterior, pois estes são determinados de acordo com o que foi determinado pelo usuário, dentro das respectivas faixas de utilização. Em (c) está representado o pulso característico de uma estimulação alternada, pode-se notar que o parâmetro “d” é o mesmo para o pulso de compressão e rarefação, e que estes são produzidos com um tempo constante entre eles, parâmetro “D”.

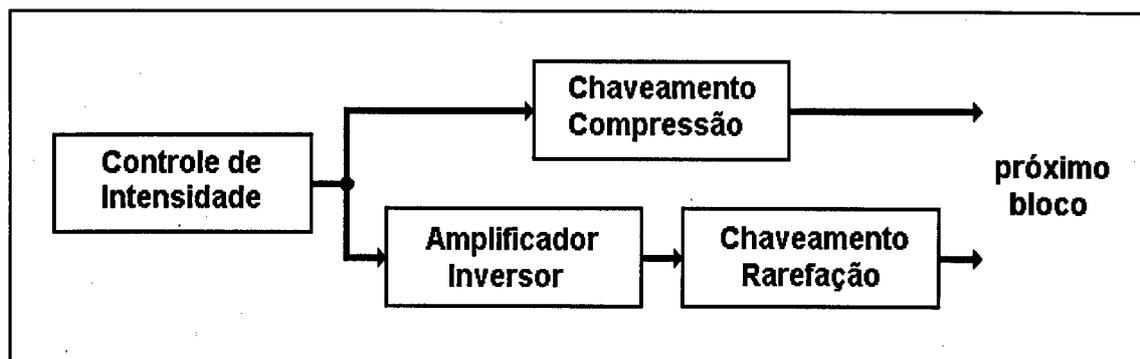


Figura 3. 6 - Diagrama em blocos do circuito de controle de polaridade e suas ligações com os demais circuitos.

3.5.3. Divisor de Canais

A função deste bloco é selecionar qual ouvido será estimulado, sendo que existem três opções possíveis, sendo elas: ouvido direito, ouvido esquerdo ou ambos os ouvidos. Para executar esta tarefa, o circuito do divisor de canais é composto pelas duas chaves analógicas restantes do circuito integrado ADG201.

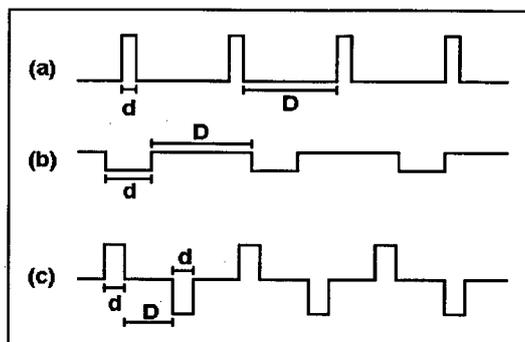


Figura 3. 7 - Exemplos de pulsos sonoros produzidos pelo estimulador auditivo.

Para estimular o ouvido direito o microcontrolador fecha a chave correspondente ao canal direito, mantendo a chave do ouvido esquerdo aberto. Quando a estimulação deve ser realizada no ouvido esquerdo, somente a chave do canal esquerdo é fechada. Para a estimulação bilateral, ambas as chaves são fechadas, para que ambos os ouvidos possam receber o estímulo.

A configuração da separação de canais deste circuito foi realizada de tal maneira que a designação de canal esquerdo e canal direito coincide com a especificação existente no fone de ouvido utilizado. Por isso, para existir uma correta estimulação do ouvido desejado, deve-se observar durante a colocação do fone de ouvido que o canal esquerdo indicado corresponda ao ouvido esquerdo e que o canal direito corresponda ao ouvido direito.

3.5.4. Gerador de Ruído Branco

A geração do ruído branco utilizado no estimulador auditivo é baseado no ruído térmico produzido em uma junção PN de um transistor bipolar comum. As principais características do ruído branco utilizado é a sua distribuição randômica de freqüência e de amplitude. A intensidade produzida por este gerador é proporcional à intensidade ajustada no circuito de controle da

intensidade, que fornece uma tensão de referência para que o circuito de ajuste da intensidade do gerador de ruído forneça uma intensidade proporcional. Portanto, o circuito gerador de ruído branco não possui um controle independente de intensidade. Na estimulação, com a aplicação de ruído branco, deve-se optar por estimular o ouvido direito ou o ouvido esquerdo, pois o ruído será aplicado contralateralmente, ou seja, estimula-se o ouvido direito enquanto o ruído é apresentado no esquerdo ou estimula-se o ouvido esquerdo e aplica-se o ruído no direito. A opção para estimular ambos os ouvidos com a aplicação de ruído branco não é possível, pois a estimulação deve ser unilateral. O controle do divisor de canais para a aplicação do ruído contralateral é realizada diretamente pelo microcontrolador através de dois pinos destinados para este propósito. A saída do divisor de canais é conectada na entrada dos amplificadores de áudio, para que o ruído branco possa ser amplificado e aplicado no fone de ouvido. Na figura 3.8 é mostrado o diagrama em blocos do gerador de ruído branco, mostrando as ligações existentes com os demais componentes.

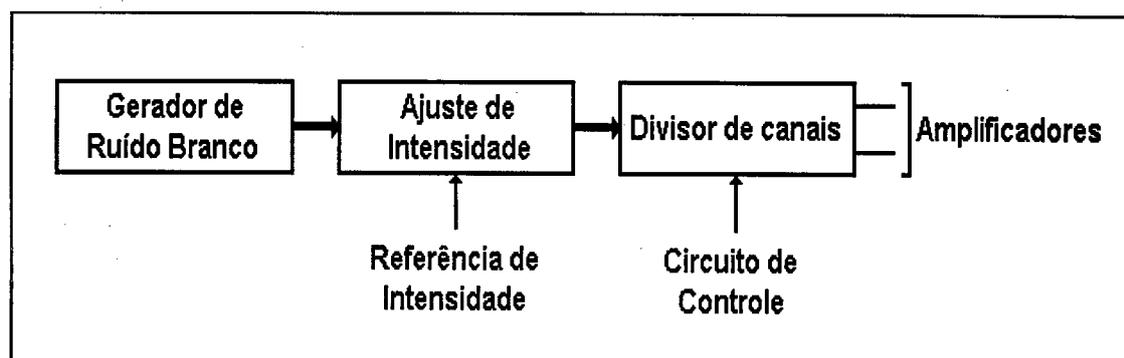


Figura 3. 8 - Diagrama em bloco do circuito gerador de Ruído Branco.

3.5.5. Amplificador de Áudio

O amplificador de áudio possui a função de amplificar o sinal do pulso sonoro gerado e aplicá-lo ao fone de ouvido. O amplificador de áudio utilizado foi o modelo integrado LM2878 fabricado pela National Semiconductor. Este circuito amplificador possui dois canais de áudio com potência máxima de 5 watt por canal, sendo a separação entre os canais de 70 dB. Estas duas características apresentadas pelo amplificador são importantes para a estimulação de um ouvido de cada vez.

A configuração em que este amplificador de áudio está ligado difere das configurações normalmente encontradas, pois sua alimentação é simétrica. Este tipo de alimentação foi adotada para permitir que a polaridade de rarefação possa ser amplificada. A vantagem de se usar um amplificador de áudio integrado, é a pouca quantidade de componentes externos necessários, aumentando a relação custo/benefício e reduzindo o tamanho da placa de circuito impresso, uma vez que esta estará inserida em um *slot* do SAASBIO III. Como a etapa amplificadora foi colocada na mesma placa que a etapa de controle, foi realizado na implementação desta placa de circuito impresso uma malha de terra envolvendo o amplificador de áudio e seus componentes, evitando a interferência de ruídos de alta frequência provenientes do *clock* do microcontrolador e do chaveamento realizado em outras partes do circuito.

Os componentes externos ao amplificador de áudio foram projetados para permitir a amplificação de uma onda quadrada com o mínimo de distorção possível. O valor da distorção harmônica total não ultrapassa 1% (National, 1994), considerando os parâmetros estabelecidos na tabela 3.2.

3.5.6. Fone de Ouvido

O fone de ouvido utilizado pelo estimulador auditivo é um fone de ouvido do tipo comum, facilmente encontrado no comércio. Mas algumas características devem ser observadas, entre elas podemos destacar:

1. O fone de ouvido deve ser do tipo estéreo possuindo, portanto, dois canais independentes;
2. A impedância do fone de ouvido deve ser de 32Ω para cada canal, pois para um ajuste da escala de intensidade em dB SPL, uma alteração da impedância implicaria na necessidade de um novo ajuste de escala;
3. O fone deve ser suficientemente grande para encobrir todo o “pavilhão auricular” do paciente, evitando que os registros de potenciais evocados sofram interferências de fontes de ruídos externas.

CAPÍTULO 4 - O SISTEMA DE POTENCIAIS EVOCADOS - SOFTWARE

O *software* do módulo EVOMOD foi desenvolvido para ser utilizado em conjunto com o *software* do SAASBIO III, utilizando todos os processos de análise *on-line*⁸ e *off-line*⁹ implementados (Rodrigues, 1997 e Silva, 1998), tanto para análises gráficas quanto para análises numéricas.

O EVOMOD conta com dois módulos independentes de *software*, o primeiro é o módulo de gerenciamento, existente no microcomputador e o segundo módulo é o *firmware*, que está situado na memória *flash* do microcontrolador. A figura 4.1 representa a integração existente entre os dois módulos de *software* do EVOMOD.

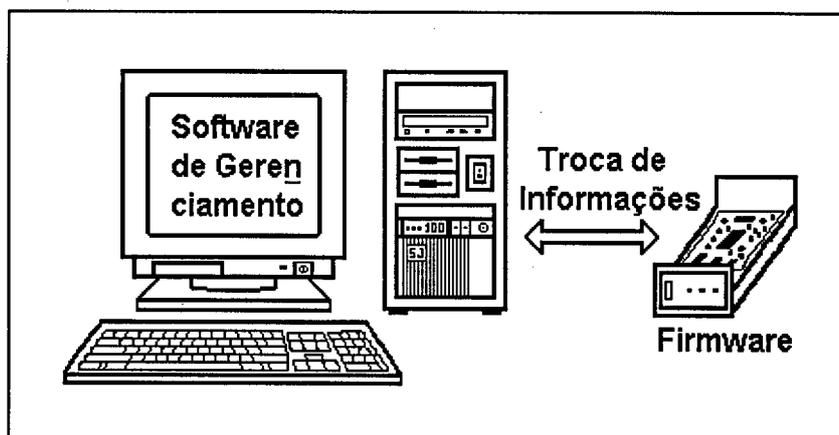


Figura 4. 1 - Os dois módulos de Software do EVOMOD.

⁸ Análise *on-line* - Análise realizada em tempo real, isto é, visualização de um sinal simultaneamente à sua ocorrência.

⁹ Análise *off-line* - Análise realizada após a aquisição e registro dos sinais de interesse.

A linguagem Visual C++ foi escolhida para o desenvolvimento do *software* de gerenciamento, o que possibilitou a criação de uma interface facilmente utilizada pelo usuário, pois trata-se de um programa desenvolvido em ambiente *Windows 95*. O *firmware* foi desenvolvido em linguagem C, pois esta linguagem possui todos os recursos necessários ao controle do microcontrolador.

Através destes dois *softwares* todos os parâmetros dos estimuladores podem ser determinados pelo usuário, assim como os parâmetros para a realização da promediação e a manipulação dos dados digitalizados. Este *software* também é utilizado para estabelecer os parâmetros da captação do EEG realizada pelo SAASBIO III, e que pode ser estendido para outros tipos de sistemas computadorizados de aquisição de EEG.

4.1. Módulo de Gerenciamento

Este módulo de gerenciamento possui a finalidade de proporcionar ao usuário do EVOMOD, de uma maneira simplificada, a escolha dos diversos parâmetros dos estimuladores, assim como dos parâmetros da promediação. Após as escolhas terem sido efetuadas, o *software* se encarregada de transmitir as informações da estimulação para o *firmware* e controlar a aquisição do sinal de EEG, que é realizada através do SAASBIO III. Quando é concluída a etapa de aquisição e promediação, o usuário terá a disposição diversas ferramentas de análises gráficas e numéricas (Coimbra, 1994 e Silva, 1998), podendo realizar o levantamento e estudo das diversas características dos sinais de potenciais evocados visuais e auditivos.

O *software* de gerenciamento do EVOMOD é composto de diversas funções encarregadas de controlar cada uma das tarefas do módulo. Este *software* de gerenciamento é requisitado através da tela principal do SAASBIO III, onde existe uma opção de acesso. A programação deste módulo de gerenciamento é conhecida como programação orientada à objeto (Holzner, 1995), onde as funções só são executadas se ocorrer algum tipo de evento, que pode ser um botão do mouse, ou uma tecla, pressionado. Este tipo de programação proporciona ao usuário uma interface amigável.

Quando a opção correspondente ao módulo EVOMOD da tela principal do SAASBIO III é acionada, cria-se uma janela, onde se pode acessar as diversas funções do *software* de gerenciamento.

4.1.1. Tela de Configuração da Promediação

A tela principal do *software* do EVOMOD é apresentada na figura 4.2. Nela pode-se escolher o número de amostras desejadas, o número de registros e o valor da taxa de aquisição também podem ser determinados pelo usuário nesta tela principal. O tempo de aquisição de um único registro e o tempo de aquisição total são atualizados de acordo com as escolhas realizadas pelo usuário.

Quando se deseja modificar o número de amostras, digita-se no campo correspondente o valor desejado. Sendo os campos correspondentes ao tempo de um registro e ao tempo total de aquisição atualizados de acordo com o novo número de amostras, com a taxa de aquisição e com o número de registros atuais. Se ocorrer modificação na taxa de aquisição, os tempos de aquisição serão novamente atualizados, respeitando-se os demais valores. Se

o número de registros for modificado pelo usuário, o campo referente ao tempo total de aquisição é atualizado para corresponder ao novo valor.

Na barra de ferramentas superior desta tela, existem três opções que fornecem acesso aos parâmetros dos três tipos possíveis de estimulação do módulo. O fluxograma referente a configuração da promediação é apresentado na figura 4.3.

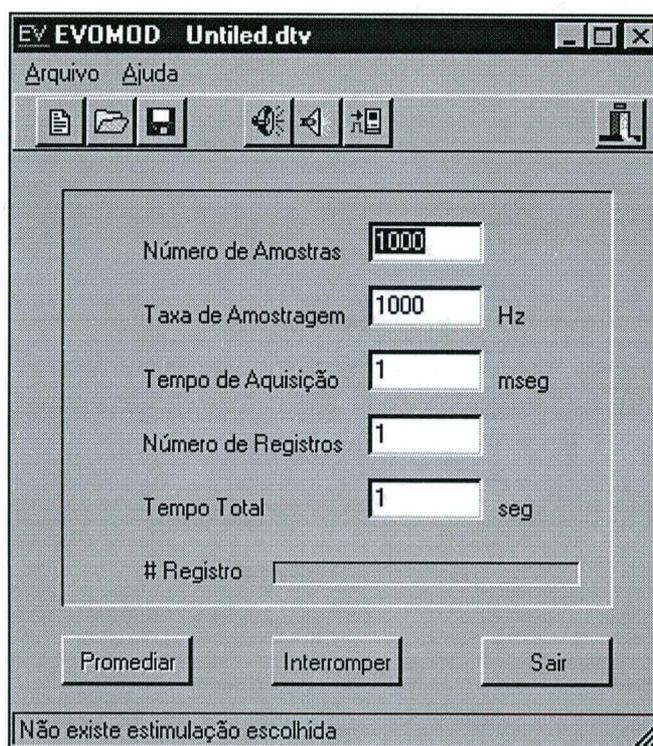


Figura 4. 2 - Tela Principal do Módulo EVOMOD.

Na barra de *status*, localizada na parte inferior da tela, encontra-se indicado o tipo de estimulação que será utilizada. Se nenhum tipo de estimulação estiver selecionada, não será possível dar início ao processo de promediação, pois a opção referente a esta função não estará disponível.

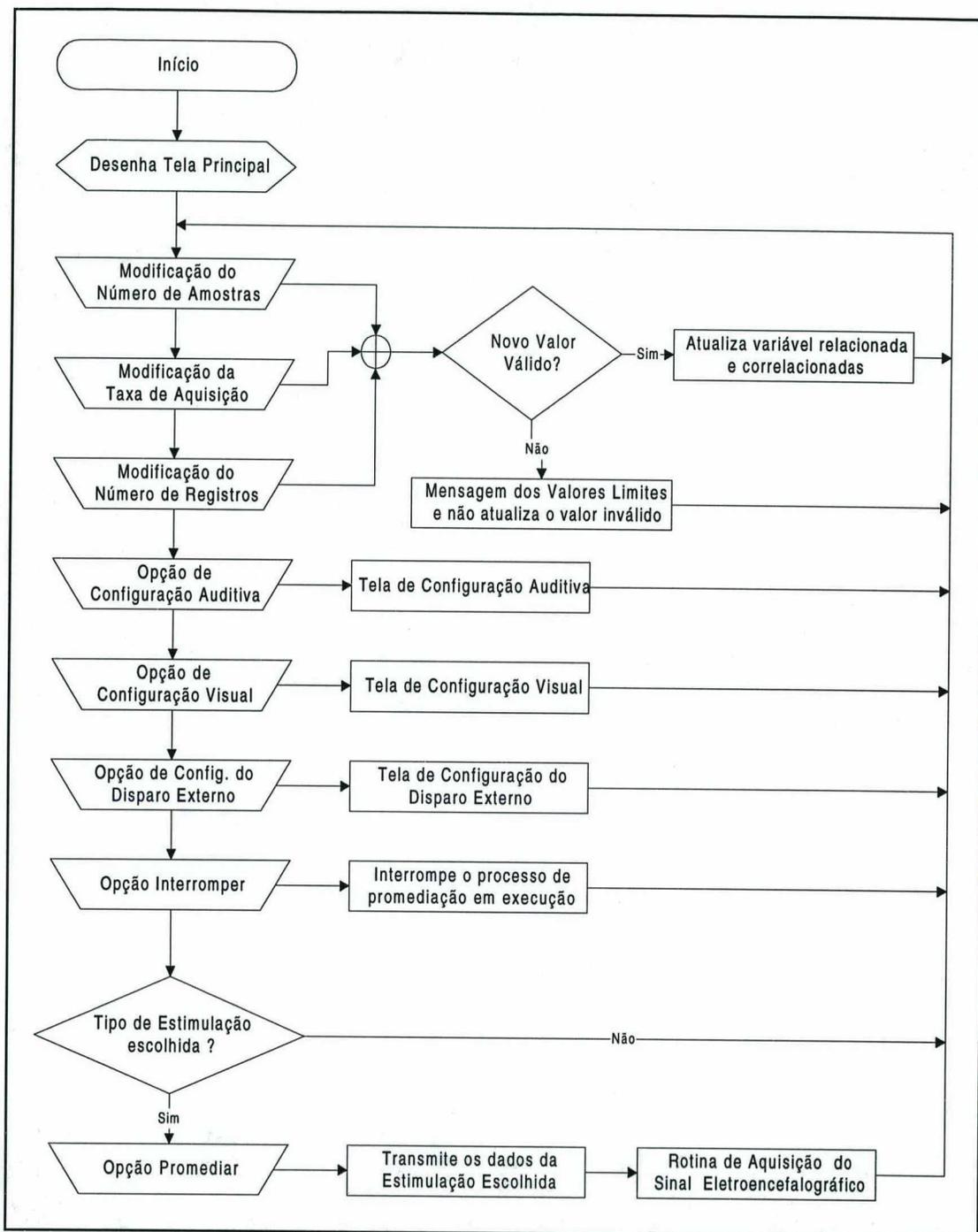


Figura 4. 3 - Fluxograma da função de Configuração da Promediação.

4.1.2. Tela de Configuração dos Estímulos Auditivos

Nesta tela, todos os parâmetros dos estímulos auditivos podem ser ajustados pelo usuário, respeitando os limites impostos para cada tipo de

parâmetro. Quando algum limite é extrapolado, seja inferior ou superior, é emitido um aviso de erro informando quais os limites válidos para o parâmetro e o valor que foi digitado não é atualizado, permanecendo no campo o valor *default*. Os limites são informados na barra de *status* quando o cursor do mouse é posicionado sobre o campo de cada parâmetro.

Os parâmetros que podem ser modificados pelo usuário através da digitação de novos valores nos campos correspondentes estão descritos na tabela 4.1.

Nome dos Parâmetros	Valor <i>default</i>	Limite Inferior	Limite Superior	Unidade dos Parâmetros
Número de Estímulos	10	1	250	-
Frequência de Estimulação	1	1	50	Hz
Duração dos Estímulos	50	50	130	μ seg.
Intensidade dos Estímulos	11	11	41	dB

Tabela 4. 1 - Limites dos Parâmetros para os Estímulos Auditivos.

Os valores indicados como *default* são os valores de inicialização das variáveis dos parâmetros e são os valores apresentados nos campos quando a tela de configuração é chamada pela primeira vez. Se o usuário modificar estes valores, eles serão armazenados e serão apresentados sempre que esta tela for mostrada, até que novos valores sejam inseridos. Todos os campos de modificação dos parâmetros só aceitam valores inteiros, compreendidos entre os dois limites.

A escolha do canal de estimulação é limitada em três opções sendo realizada através do acionamento do mouse sobre o canal desejado. Da mesma maneira, é escolhida a polaridade de estimulação. Na figura 4.4 é apresentada a tela de Configuração Auditiva.

Quando se deseja uma estimulação unilateral com a aplicação de ruído branco ao ouvido não estimulado, basta selecionar com o mouse a opção da caixa de geração de ruído branco contralateral. Com esta opção escolhida, não será mais possível realizar a estimulação de ambos os ouvidos.

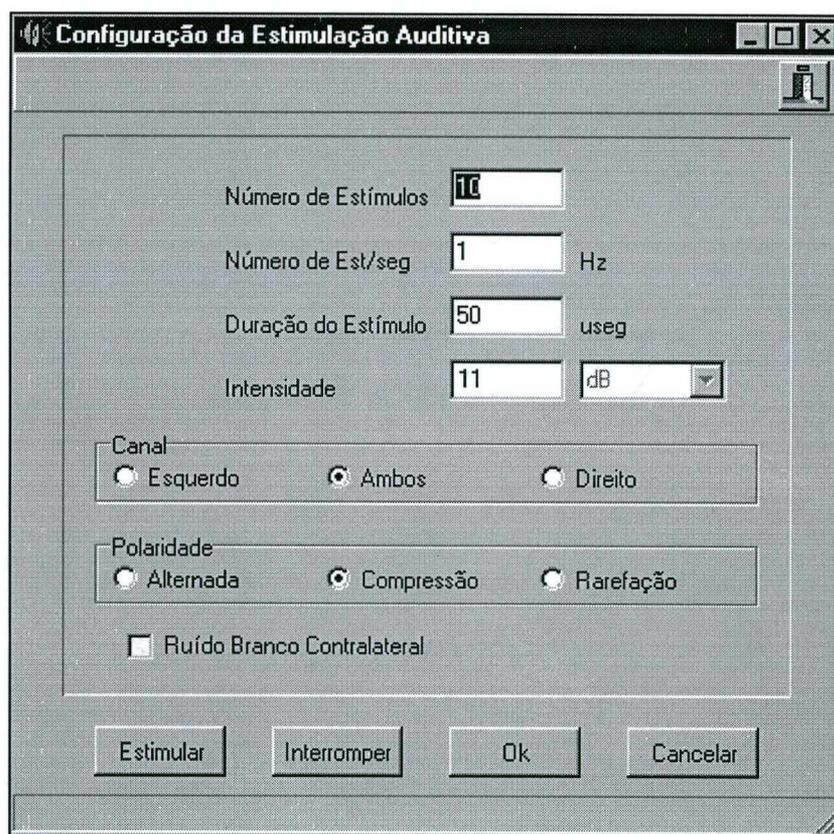


Figura 4. 4 - Tela de Configuração dos Estímulos Auditivos.

Existem ainda, na tela de Configuração Auditiva, quatro opções situadas na parte inferior desta. A opção de "Estimular", possui a função de estabelecer

a comunicação com o *firmware* do *hardware*, transmitir as informações referentes aos parâmetros escolhidos e iniciar a estimulação. A opção “Interromper”, cessa a estimulação que está sendo realizada, através da transmissão do código de interrupção que informa ao microcontrolador para parar a estimulação. A opção “OK” fecha a tela de configuração e informa ao programa que o estímulo auditivo será o tipo de estimulação utilizada para a realização da promediação. A opção “Cancelar” finaliza a execução da tela de configuração e retorna para a tela principal do módulo EVOMOD. A figura 4.5 mostra o fluxograma equivalente para a função de Configuração Auditiva.

A escala utilizada para representar o ajuste de intensidade do estímulo auditivo foi estabelecida em função dos valores de tensão medidos na saída do amplificador de áudio. Para se expressar uma tensão em dB, utiliza-se a equação 4.1.

$$\text{dB} = 20 * \text{Log}\left(\frac{V}{V_{\text{ref}}}\right)$$

Eq. 4.1

O valor da tensão de referência utilizada foi de 32,09 mV. Tendo sido adotado este valor, para que uma média de variação da tensão entre dois deslocamentos consecutivos do terminal V_w fosse equivalente à variação de 2 dB da escala. Com a adoção deste valor de referência a escala em dB ficou com seu valor mínimo fixado em 11 dB e seu valor máximo em 41 dB, calculados de maneira a corresponder aos valores de tensão máximo e mínimo obtidos na saída do amplificador de áudio.

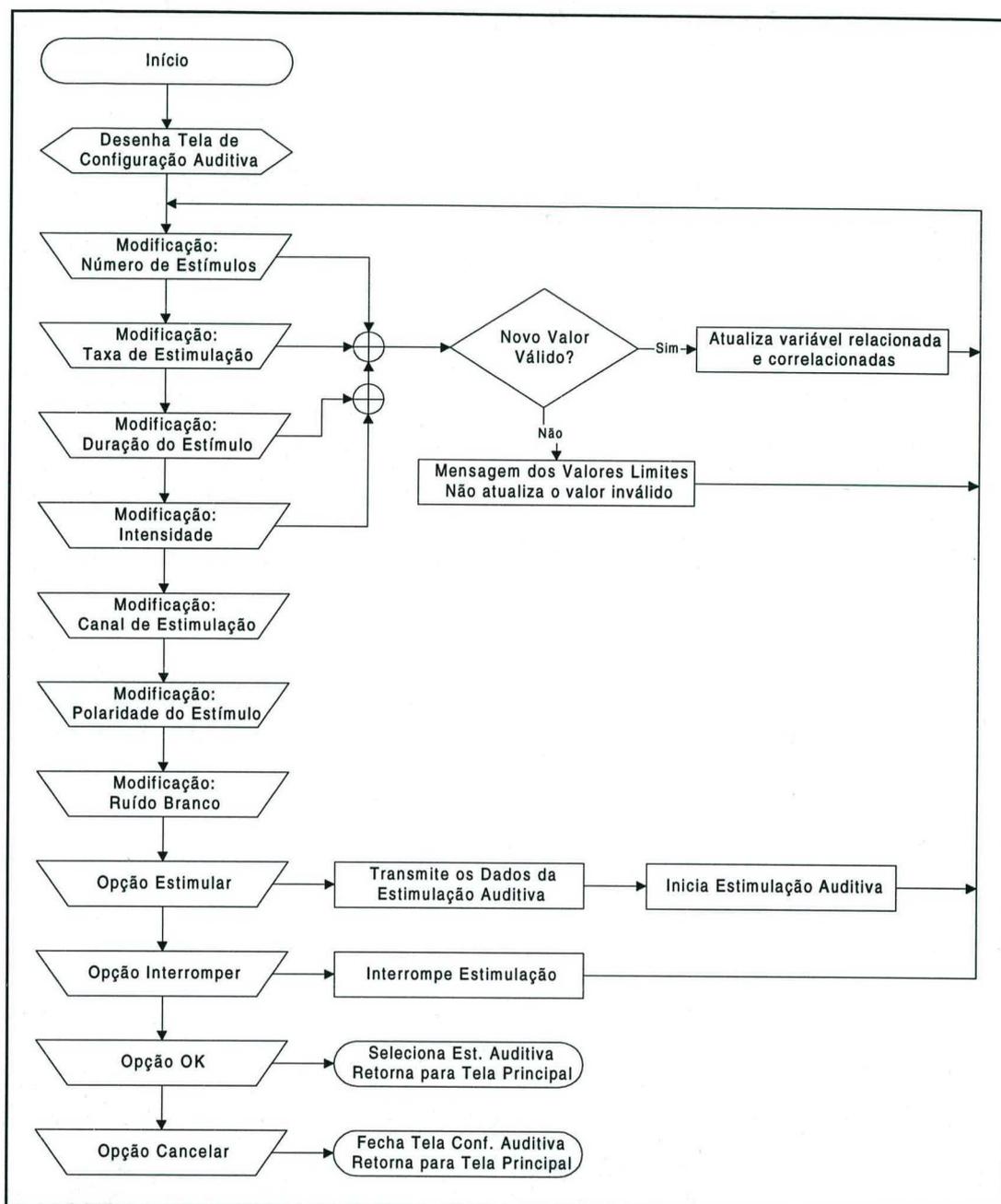


Figura 4. 5 - Fluxograma da função de Configuração Auditiva.

4.1.3. Tela de Configuração dos Estímulos Visuais

Nesta tela de Configuração Visual é possível escolher o número de estímulos visuais desejados e a frequência de estimulação, que é correspondente ao número de estímulos por segundo. Estes são os dois

únicos parâmetros que podem ser modificados pelo usuário, uma vez que a duração e a intensidade luminosa dos estímulos visuais são fixos e determinados pelas características do *hardware*. Os limites e valores *default* para os parâmetros que podem ser modificados estão indicados na tabela 4.2.

Nome dos Parâmetros	Valor <i>default</i>	Limite Inferior	Limite Superior	Unidade dos Parâmetros
Número de Estímulos	10	1	250	-
Frequência de Estimulação	1	1	40	Hz

Tabela 4. 2 - Limites dos Parâmetros para os Estímulos Visuais.

De maneira análoga ao que ocorre na tela de Configuração Auditiva, os limites são informados na barra de *status* e, se for digitado um valor fora da faixa válida, haverá a emissão de um aviso. As quatro opções existentes na parte inferior da tela possuem funções análogas às aquelas especificadas para os estímulos auditivos, só que desta vez atuam no controle e produção dos estímulos visuais. Na figura 4.6 é apresentada a tela de configuração dos estímulos visuais e na figura 4.7. o fluxograma referente à função de Configuração Visual.

4.1.4. Tela de Configuração do Disparo Externo

O nome Disparo Externo refere-se ao modo de estimulação no qual a estimulação ou o pulso de sincronismo é acionado externamente ao microcontrolador, seja através de um acionamento manual ou de algum equipamento conectado ao circuito de disparo externo. Existem três maneiras

de estimulação, que podem ser a auditiva, a visual ou somente a geração do pulso de sincronismo. Cada uma destas maneiras de estimulação ou de sincronismo pode ser escolhida pelo acionamento da respectiva opção, que aparece na barra de ferramentas superior da tela. Na parte inferior da tela existe a opção “Cancelar”, que finaliza a execução desta tela e retorna para a tela de Configuração da Promediação.

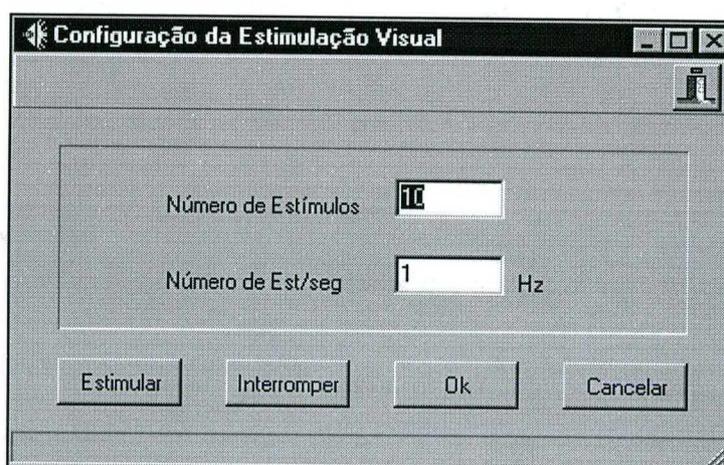


Figura 4. 6 - Tela de Configuração dos Estímulos Visuais.

Quando a opção de estímulo visual ou a opção de sincronismo da barra de ferramentas é acionada, aparece uma mensagem indicando a escolha selecionada, uma vez que não existe nenhum tipo de parâmetro que possa ser modificado pelo usuário. Quando a opção de Estímulo Auditivo é acionada, são exibidos na tela os parâmetros que o usuário pode modificar, sendo eles: duração, intensidade e polaridade dos estímulos, canal de estimulação e ruído branco contralateral, onde os valores limites são os mesmos indicados na tabela 4.1.

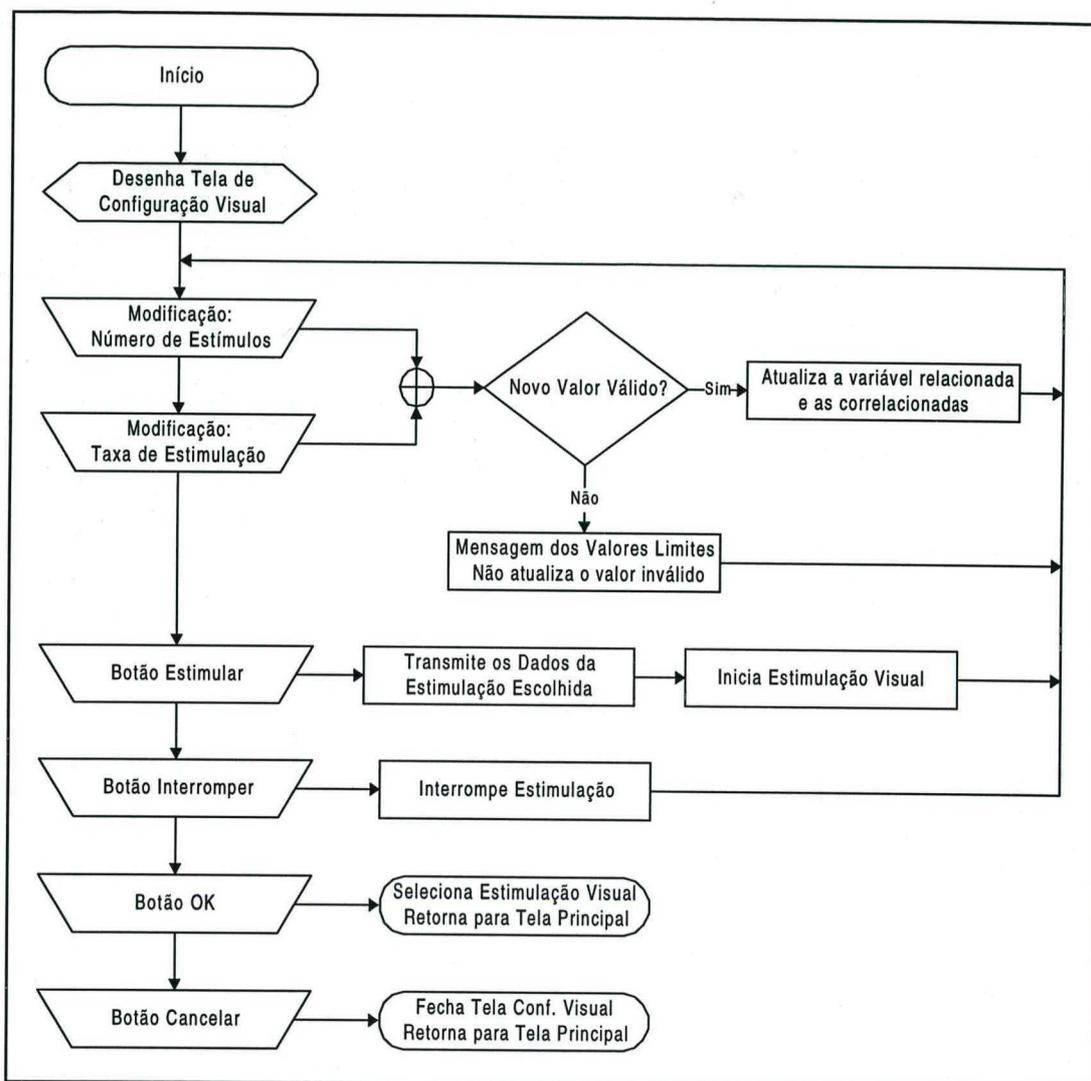


Figura 4. 7 - Fluxograma da função de Configuração Visual.

Após realizada a escolha de uma das opções existentes neste módulo de disparo externo, as três opções denominadas de “Estimular”, “Interromper” e “OK”, existentes na parte inferior da tela, são ativadas para que o usuário possa fazer uso de suas respectivas funções, que são análogas às descritas anteriormente no item 4.1.2. A figura 4.8 apresenta a tela de Configuração Externa com a opção de sincronismo selecionada. Na figura 4.9, mostra-se o fluxograma equivalente para esta função.

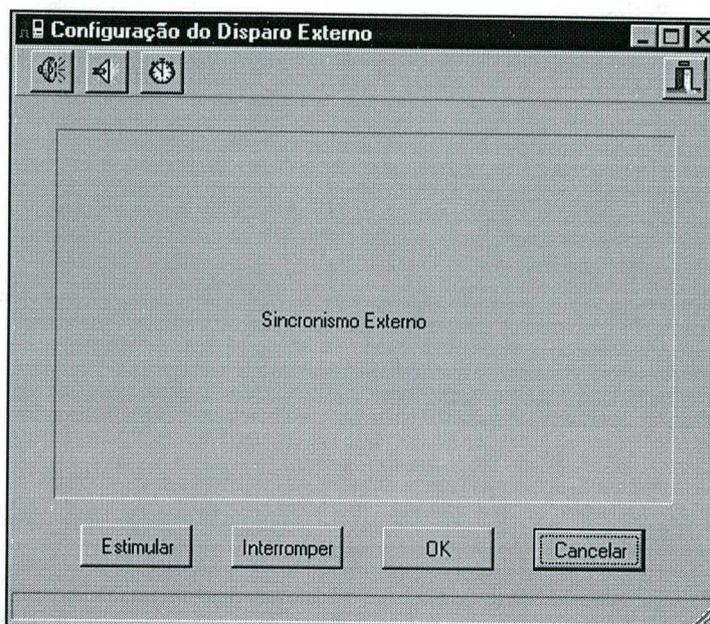


Figura 4. 8 - Tela de Configuração Externa com a opção de Sincronismo Externo selecionada.

4.1.5. Aquisição e Promediação do Sinal de EEG

Quando a opção para realizar a tarefa de promediação é acionada, o controle de fluxo do programa passa para uma função responsável por adquirir e promediar o sinal eletroencefalográfico.

O primeiro passo da rotina de aquisição e promediação é reservar uma determinada quantidade de memória, que depende do número de registros e de amostras. Se não existir memória suficiente, o usuário é informado da falta de memória e o programa retorna para a tela de configuração da promediação. Quando existe memória suficiente, é aberto um arquivo de trabalho em disco, onde os dados adquiridos serão armazenados, proporcionando a possibilidade destes dados estarem disponíveis para futuras visualizações e comparações com o sinal promediado, de acordo com escolha do usuário.

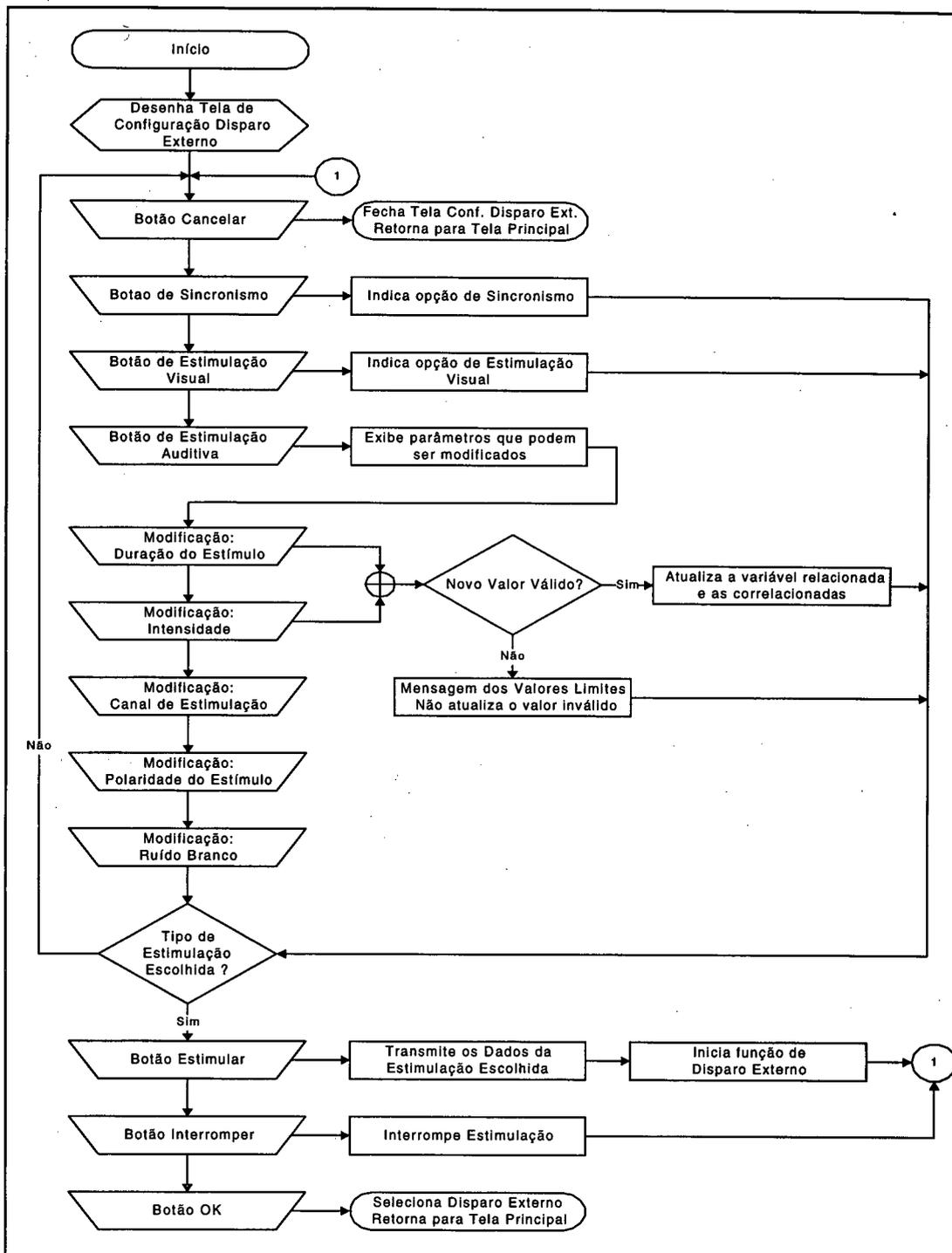


Figura 4. 9 - Fluxograma para a função de Configuração Externa.

Após a abertura do arquivo, é realizada uma monitoração do sinal de sincronismo. Somente quando um sinal de sincronismo é reconhecido inicia-se a aquisição do sinal de EEG. Este valor do dado, ou amostra, adquirido é

armazenado no arquivo de dados e depois é somado com a amostra do registro anterior. O modelo do promediador utilizado é mostrado no item 2.8.

Quando o número de registros foi atingido, salva-se todos os dados que estão contidos no buffer de disco e fecha-se o arquivo de dados adquiridos. Após, um novo arquivo de disco para armazenar o sinal promediado é aberto. Neste arquivo, as amostras que foram somadas anteriormente são então divididas pelo número total de registros e armazenadas no arquivo do sinal promediado, que no final da operação é fechado. Com esta divisão, obtém-se o sinal promediado.

Com o sinal promediado já calculado e armazenado em disco, apresenta-se na tela do SAASBIO III o sinal resultante da promediação. Nesta tela também podem ser apresentados alguns dos sinais eletroencefalográficos que foram utilizados para realizar a promediação e que foram salvos em arquivo. O número e quais os sinais que serão apresentados podem ser determinados pelo usuário. Após a apresentação destes sinais na tela, o programa retorna para a tela de configuração da promediação. Na figura 4.10, pode-se observar o fluxograma referente à aquisição e promediação do sinal de EEG.

4.2. Módulo Firmware

Este módulo, consiste no *software* residente na memória *flash* do microcontrolador, sendo responsável pelo controle dos estimuladores e da geração do sinal de sincronismo. Este programa foi escrito em linguagem C e foi compilado através da utilização do compilador Franklin (Franklin 8051, 1993; Franklin A51, 1993; Franklin C51, 1993), que possui rotinas e instruções

específicas para o tipo de microcontrolador (família 8051) utilizado, o que proporciona uma grande e fácil interação com o *hardware* desenvolvido para os estimuladores. Apesar do microcontrolador utilizado não pertencer à família do 8051, as instruções são totalmente compatíveis, por isso a utilização destes compiladores.

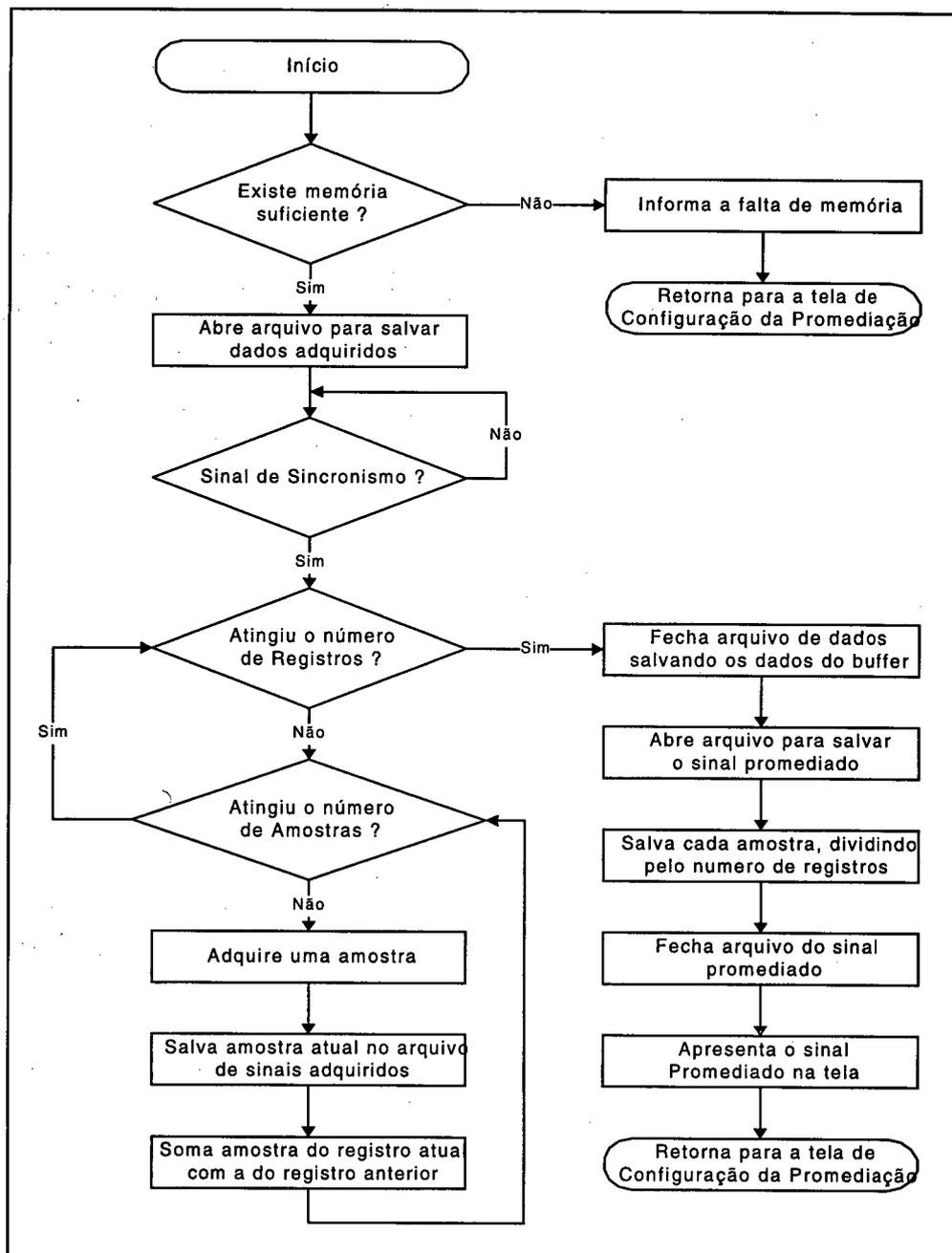


Figura 4. 10 - Fluxograma do Módulo de Aquisição do sinal de EEG.

Na figura 4.11 pode ser visto o fluxograma da rotina principal do *firmware*. Após ligado a alimentação do circuito, o microcontrolador é resetado e a rotina principal é executada. Nesta rotina, o primeiro passo consiste na inicialização dos dois temporizadores, que serão utilizados para gerar as taxas de comunicação e as taxas de estimulação, entre outras coisas. Após, os parâmetros da serial são inicializados, para que o microcontrolador possa receber as instruções do microcomputador. Depois destas inicializações, o programa entra em uma rotina para a leitura da serial; a saída desta rotina só ocorrerá se houver o recebimento de dados pela serial. Esta rotina de leitura da serial também verifica a validade do dado recebido, ou seja, só será executada alguma nova instrução se o código recebido corresponder ao código específico de cada instrução. Quando o código é identificado, a função correspondente passa a ser executada, sendo que as três funções que podem ser executadas a partir deste rotina principal são: Estimulação Auditiva, Estimulação Visual ou Disparo Externo, conforme se observa na figura 4.11.

4.2.1. Estimulação Visual

De acordo com nome, esta rotina é responsável pela estimulação visual, a estrutura desta rotina pode ser vista na figura 4.12. Quando a função de leitura da serial da rotina principal identifica o código adotado para a estimulação visual, esta rotina é executada e seu primeiro passo é receber, através da serial, os dados referentes ao tipo de estimulação visual que deve ser realizada. Os parâmetros que definem a estimulação visual são os definidos como número de estímulos e taxa de estimulação.

Após receber estes parâmetros, o programa verifica se não houve nenhum dado de interrupção recebido pela serial, ou se o número de estímulos já foi atingido, se estas duas condições forem falsas, continua a execução da estimulação. Caso contrário, se uma das condições ou as duas condições forem verdadeiras, a execução desta função é interrompida e o controle do programa retorna para a rotina principal, mais especificamente para a função de leitura da serial.

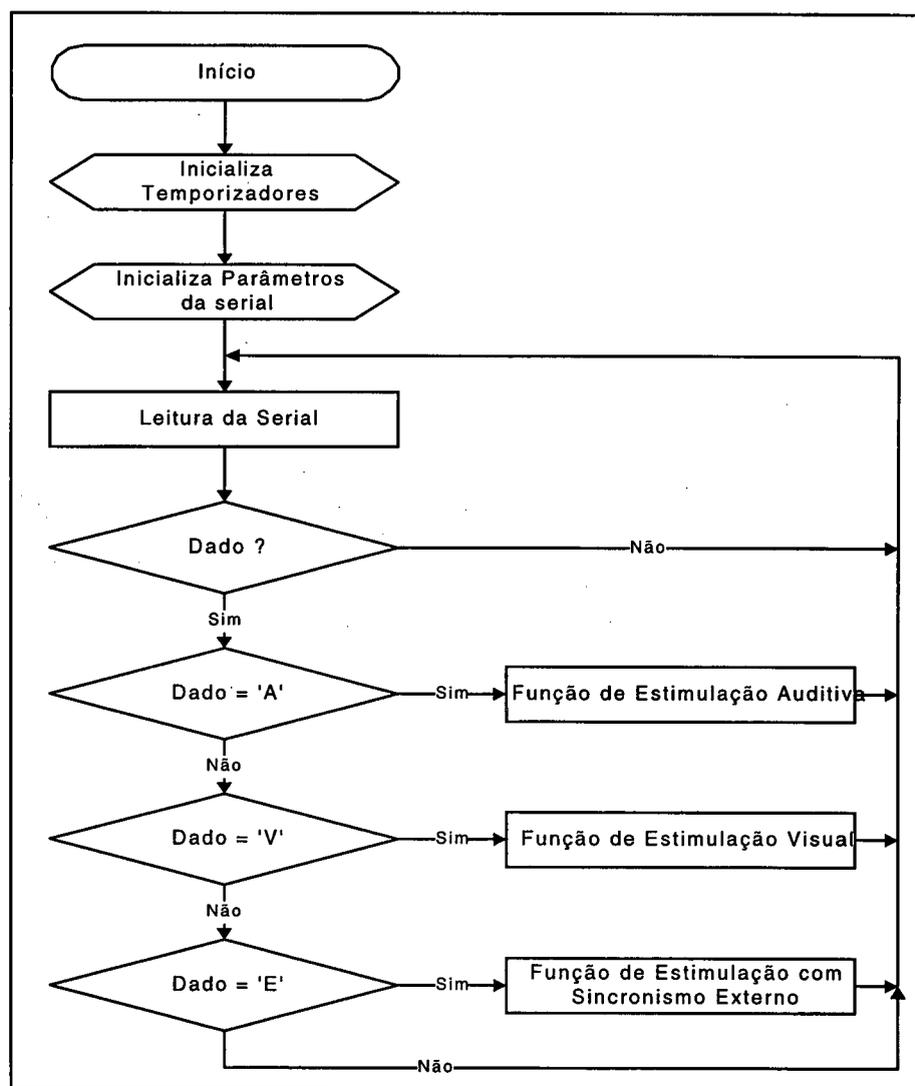


Figura 4. 11 - Fluxograma da rotina principal do firmware.

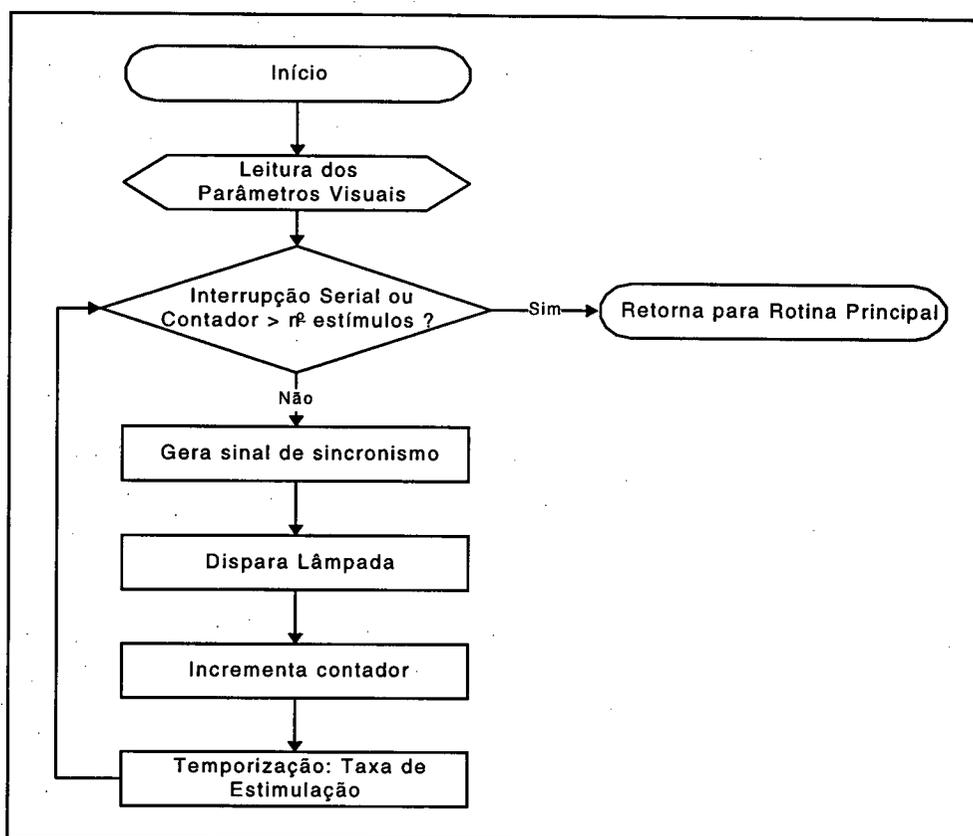


Figura 4. 12 - Fluxograma da rotina de Estimulação Visual.

Como continuação, após serem recebidos os parâmetros, o microcontrolador aciona um pino de uma de suas portas de I/O, conforme descrito no capítulo anterior este pino de I/O está conectado ao isolador óptico, que dispara a lâmpada de xenônio e em conjunto com o acionamento deste pino, é gerado também o pulso de sincronismo destinado a aquisição do sinal de EEG pelo microcomputador. Este acionamento do pino é seguido por uma pequena temporização necessária para que o circuito de disparo da lâmpada de xenônio reconheça a instrução de produzir a estimulação luminosa. Após decorrido esta temporização o pino retorna a sua condição inicial e um contador de número de estímulos é incrementado. A próxima execução do programa é uma nova temporização cujo valor é determinado pela taxa de

estimulação utilizada, quanto maior for a taxa, menor o tempo da temporização e vice versa. Após terminado uma estimulação, o programa retorna para a verificação da serial e do número de estímulos, reiniciando, novamente, o ciclo de estimulação ou retornando para a rotina de leitura da serial, dependendo do atual valor das condições estabelecidas.

4.2.2. Estimulação Auditiva

Esta rotina é responsável por controlar e produzir a estimulação auditiva. Como ocorre com a rotina da estimulação visual, o primeiro passo desta rotina é ler, através da serial, os parâmetros necessários para se estabelecer a estimulação. Estes parâmetros são conhecidos como número de estímulos, taxa de estimulação, canal de estimulação, intensidade do estímulo, duração do estímulo e polaridade do estímulo. Após receber estes dados, o microcontrolador aciona uma rotina para ajustar o potenciômetro digital de acordo com o valor da intensidade requerida, atuando nos pinos de controle e fornecendo o número de passos para serem executados pelo terminal de varredura (V_w) do potenciômetro. Após o ajuste da intensidade, o microcontrolador atua nos pinos de I/O que controlam a escolha do canal, ajustando estes pinos para a escolha especificada, que pode ser o canal direito ou o esquerdo ou mesmo ambos os canais. Quando a opção para produzir o ruído branco contralateral estiver selecionado, o microcontrolador irá acionar o pino de I/O correspondente ao canal contralateral para iniciar a aplicação do ruído branco.

Após o ajuste dos canais, existe uma verificação, para determinar se o número de estímulos já foi atingido ou se houve uma interrupção provocada

pela serial; se as duas condições forem falsas, o programa de estimulação auditiva segue adiante, caso contrário, ocorre o cancelamento dos canais setados anteriormente e também do gerador de ruído branco. Em seguida, chama-se uma função que possui como objetivo retornar o potenciômetro a seu estado inicial, ou seja, retornar o terminal V_w para sua posição correspondente a um deslocamento igual a zero e finalmente o programa retorna para a leitura da serial situada na rotina principal.

Continuando no programa de estimulação auditiva, existe uma verificação do tipo de polaridade escolhida. Se a polaridade de estimulação escolhida for a de compressão ou a alternada, passa-se para a geração do sinal de sincronismo e para o acionamento do pino de I/O que corresponde à chave de estimulação de compressão (ver item 3.5.2) que é fechada. Inicia-se, então, uma temporização destinada a produzir o tempo de duração do estímulo desejado. Após esta temporização, o pino de I/O é desabilitado e a chave de compressão é aberta, terminando a geração do pulso de compressão e existindo um incremento no contador do número de estímulos. Logo em seguida é iniciada a temporização necessária para se obter a taxa de estimulação programada. Quando a polaridade escolhida for a de compressão, neste ponto, o programa retorna para a verificação do número de estímulos e interrupção da serial, caso a polaridade escolhida for a alternada, o programa segue adiante.

Se a polaridade de rarefação foi a escolhida, a etapa de geração do pulso com polaridade de compressão não é executada e o programa passa diretamente para a geração do pulso de rarefação. Que ocorre de forma idêntica ao pulso de compressão, só que neste caso, o pino de I/O acionado é

o pino conectado na chave de rarefação. Conforme pode-se observar, quando a polaridade escolhida é a alternada, os dois tipos de polaridades, rarefação e compressão, são produzidos. O fluxograma que corresponde à estimulação auditiva pode ser visto na figura 4.13.

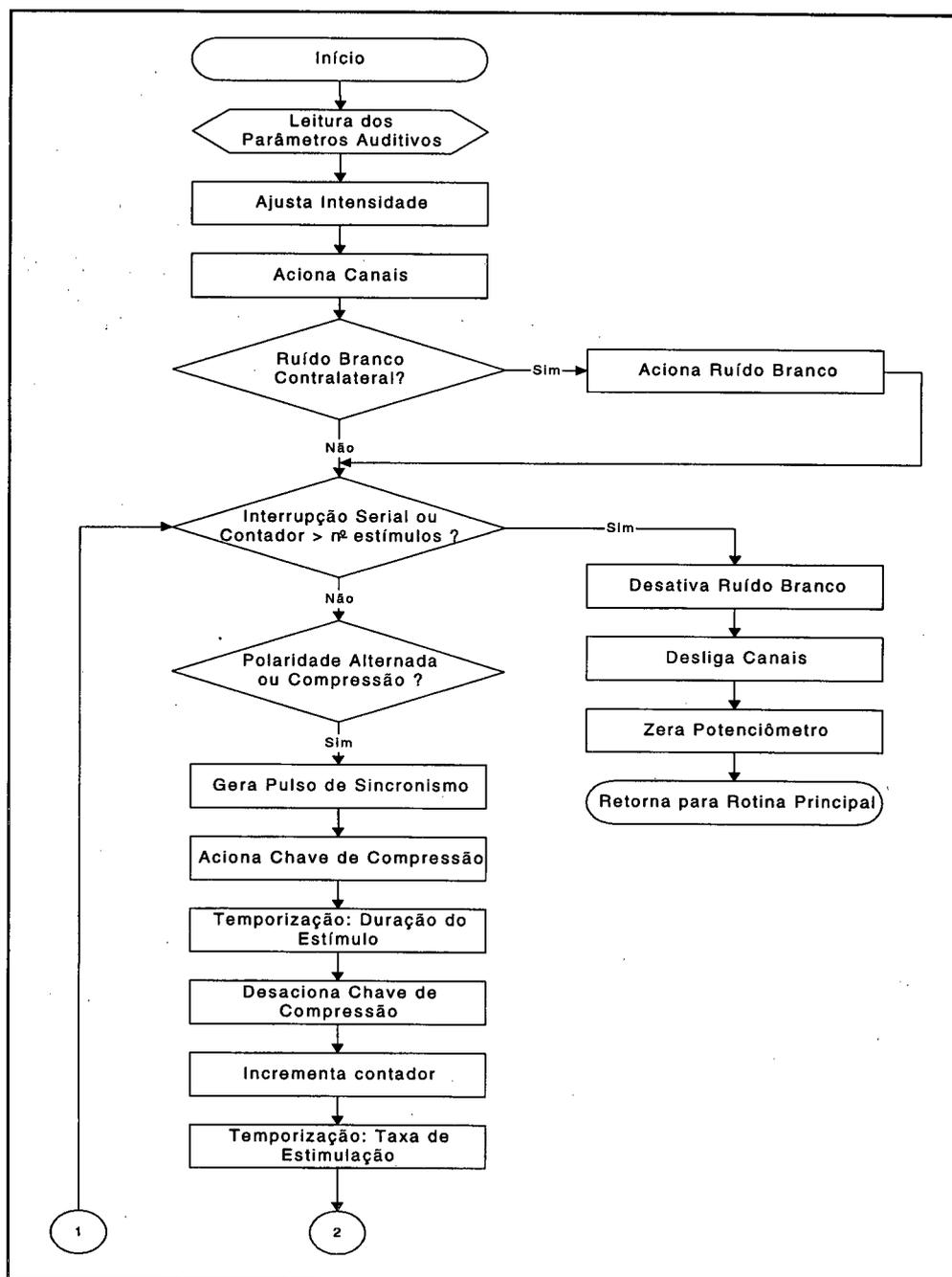


Figura 4. 13 - Fluxograma da rotina de Estimulação Auditiva.

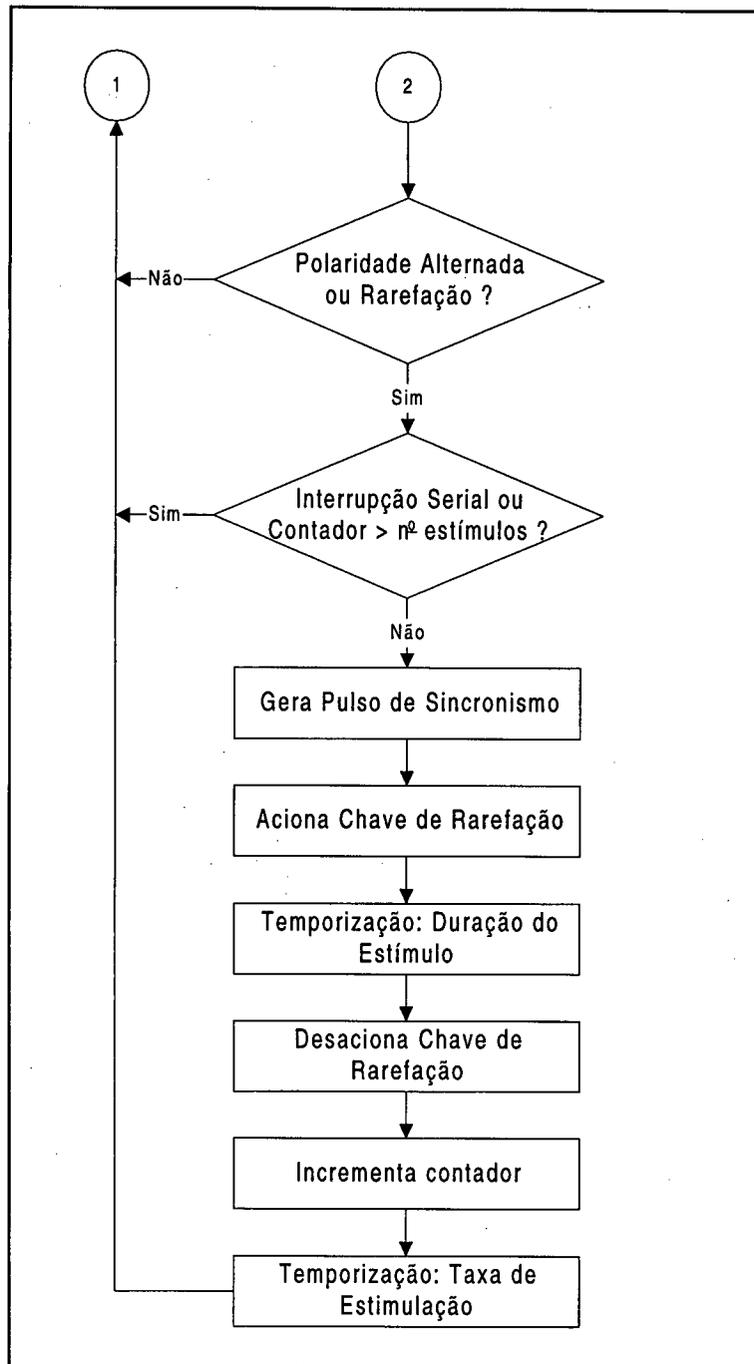


Figura 4. 14 - Continuação do Fluxograma da rotina de Estimulação Auditiva.

4.2.3. Disparo Externo

Quando esta rotina de disparo externo é chamada, é preciso determinar qual o tipo de estimulação será utilizada ou se será usada a função de

sincronismo. Quando um dos dois estimuladores for o escolhido, a produção do estímulo somente ocorrerá se o microcontrolador for disparado externamente, ou seja, se o comando de disparo manual for acionado ou se existir um equipamento qualquer acionando o circuito de disparo externo. Quando a função de sincronismo é a escolhida, apenas o sinal de sincronismo será gerado quando ocorrer o acionamento de uma das duas formas de disparo externo. Na figura 4.15 pode-se observar o fluxograma da rotina de disparo externo.

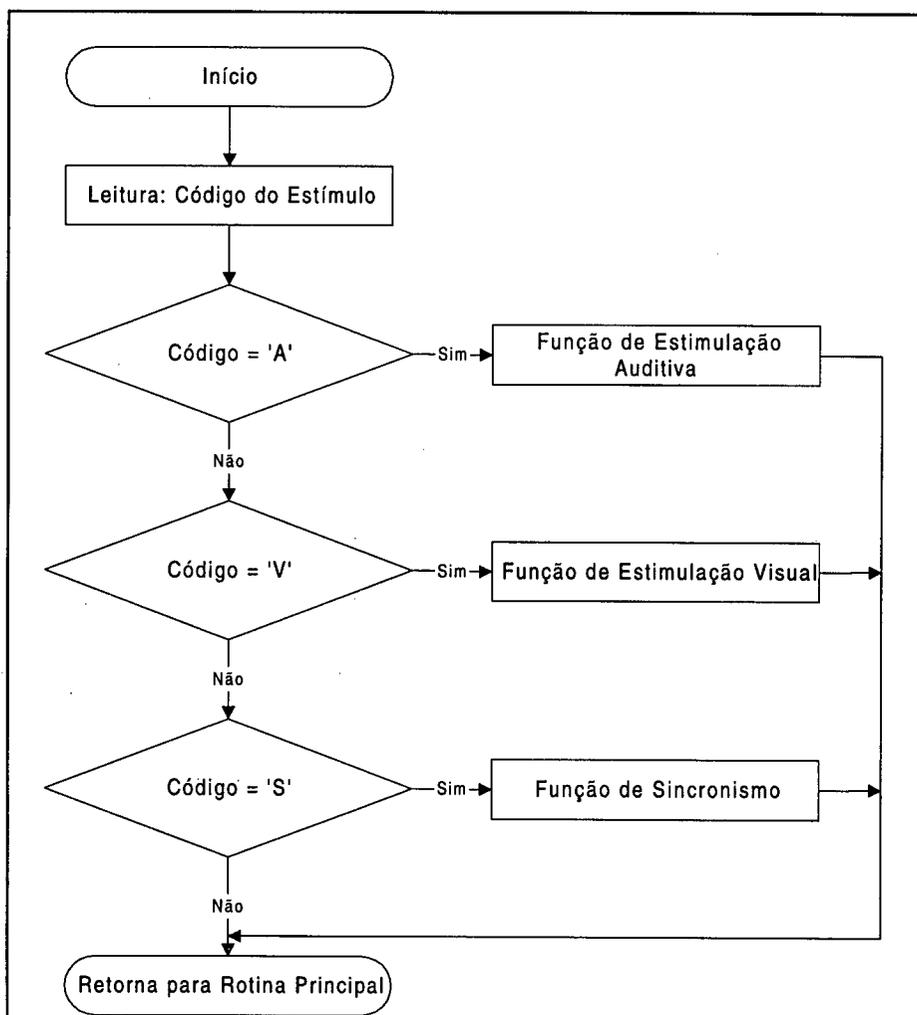


Figura 4. 15 - Fluxograma da rotina de Disparo Externo do Firmware.

A primeira instrução da rotina de disparo externo é realizar uma leitura da serial para identificar qual tipo de disparo externo será acionado. Se o dado recebido pela serial não corresponder a nenhum dos três tipos estipulados, esta rotina é finalizada e ocorre o retorno para a rotina de leitura da serial na rotina principal. As indicações de chamada da função de sincronismo, estímulo visual e estímulo auditivo somente foram feitas para facilitar a execução do fluxograma e por conseguinte seu entendimento, pois estas funções estão contidas dentro da rotina de disparo externo.

4.2.3.1. Sincronismo

A função de sincronismo possui a responsabilidade de reconhecer um disparo externo e gerar um pulso de sincronismo para informar ao microcomputador o momento de iniciar a aquisição do EEG. O fluxograma equivalente para esta função pode ser visto na figura 4.16.

A primeira operação efetuada por esta rotina é verificar se existe algum dado recebido pela serial e se este dado corresponde ao dado de interrupção. Se não existe uma interrupção, o programa entra em uma função que verifica continuamente os pinos de I/O do microcontrolador que estão conectados ao circuito de disparo manual e ao de disparo externo. Quando um destes pinos é levado ao nível correspondente de disparo, o microcontrolador passa para a geração do pulso de sincronismo e, logo após produzir o pulso, retorna novamente para a monitoração dos pinos de I/O para verificar se o pino que gerou o disparo retornou para a sua condição inicial, se isto ainda não ocorreu, o programa entra em um *loop* esperando o retorno do pino ao seu estado original. Esta verificação é uma maneira de se evitar disparos indesejáveis do

pulso de sincronismo, pois se o pulso já foi produzido e, por exemplo, a chave de disparo manual ainda não foi liberada, não haverá a produção de um novo pulso de sincronismo sem que esta chave retorne ao seu estado de repouso e seja novamente pressionada. Quando o microcontrolador reconhece o retorno do pino ao estado inicial, retorna-se para a condição de interrupção da serial, iniciando um novo ciclo de sincronismo. Se existir uma interrupção da serial, o programa retorna para a leitura de serial da rotina principal.

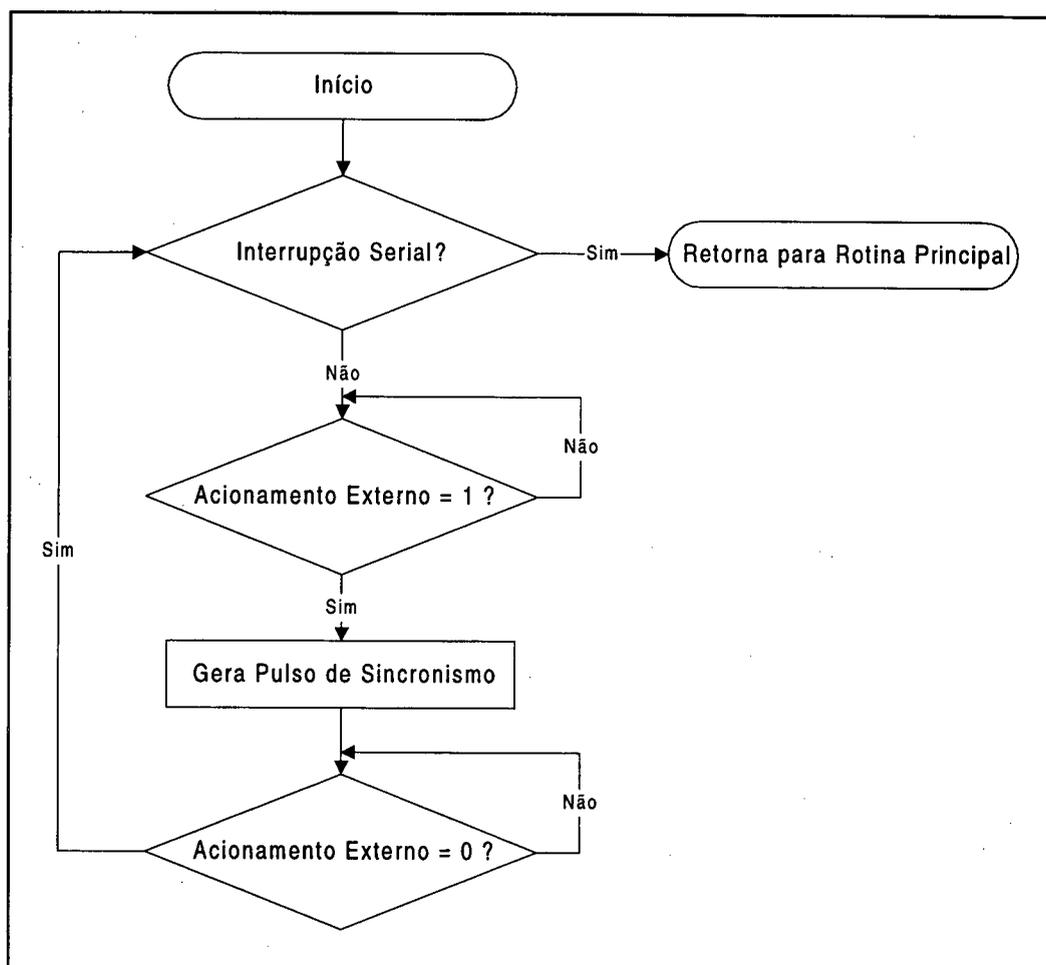


Figura 4. 16 - Fluxograma da função de Sincronismo do Módulo de Disparo Externo.

4.2.3.2. Estímulo Visual

Esta função de estímulo visual, cujo fluxograma é apresentado na figura 4.17, reconhece uma instrução de disparo externo produzindo um estímulo luminoso e um pulso de sincronismo.

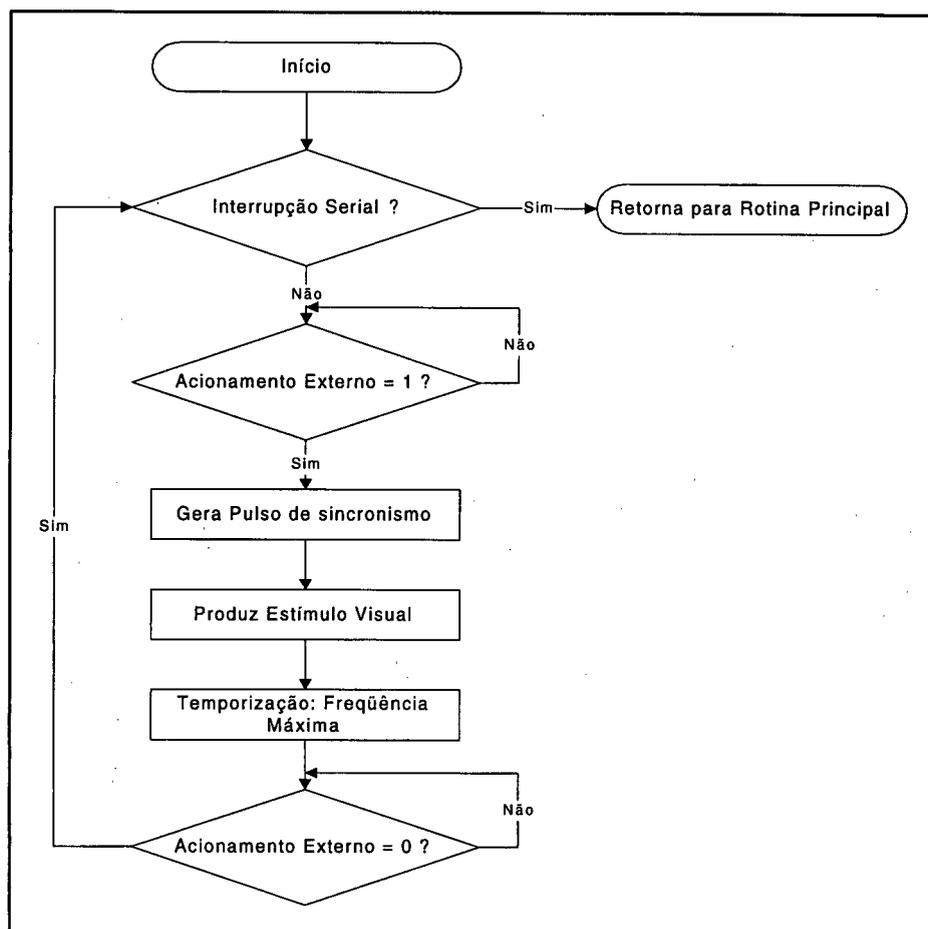


Figura 4. 17 - Fluxograma da função de Estímulo Visual com Sincronismo Externo.

Novamente, esta função inicia-se através da verificação da existência ou não de uma interrupção da serial, se existir tal interrupção, o controle de fluxo do programa retorna para a função de leitura da serial da rotina principal. Se não existir nenhuma interrupção, o programa irá monitorar os pinos de I/O

referentes aos circuitos de disparo, até que ocorra o disparo de um deles. Quando este disparo ocorrer, o pulso de sincronismo e o pulso de disparo da lâmpada de xenônio serão gerados. Após, o microcontrolador inicia uma temporização para restringir a frequência máxima de estimulação em 40 Hz, conforme foi descrito no capítulo anterior. Depois desta temporização, o microcontrolador fica esperando que o pino que ocasionou o disparo retorne a seu valor inicial para, então, retornar à verificação da interrupção da serial.

4.2.3.3. Estímulo Auditivo

Quando esta função de disparo externo é chamada, é necessário que se receba mais alguns parâmetros através da serial, pois a produção de um estímulo auditivo com disparo externo necessita dos seguintes parâmetros: canal de estimulação, intensidade do estímulo, duração do estímulo, polaridade do estímulo e geração do ruído branco contralateral. Após a leitura destes dados, o microcontrolador aciona o canal especificado (ou canais), ajusta a intensidade do estímulo auditivo e inicia a produção do ruído branco, se for o caso. Depois verifica se existe interrupção através da serial. Se existe interrupção, ocorre o cancelamento do canal (ou canais), reajuste do potenciômetro para seu valor inicial, cancelamento do gerador de ruído branco (se foi acionado) e o programa retorna para a função de leitura da serial da rotina principal. O fluxograma da função de estimulação auditiva pode ser visto na figura 4.18.

Não existindo interrupção, o programa verifica se a polaridade de compressão ou alternada foi escolhida. Se uma das duas foi escolhida, o microcontrolador passa a monitorar os pinos de acionamento externo e,

quando existir um disparo, haverá a geração do pulso de sincronismo e do estímulo auditivo com polaridade de compressão (respeitando a duração do estímulo).

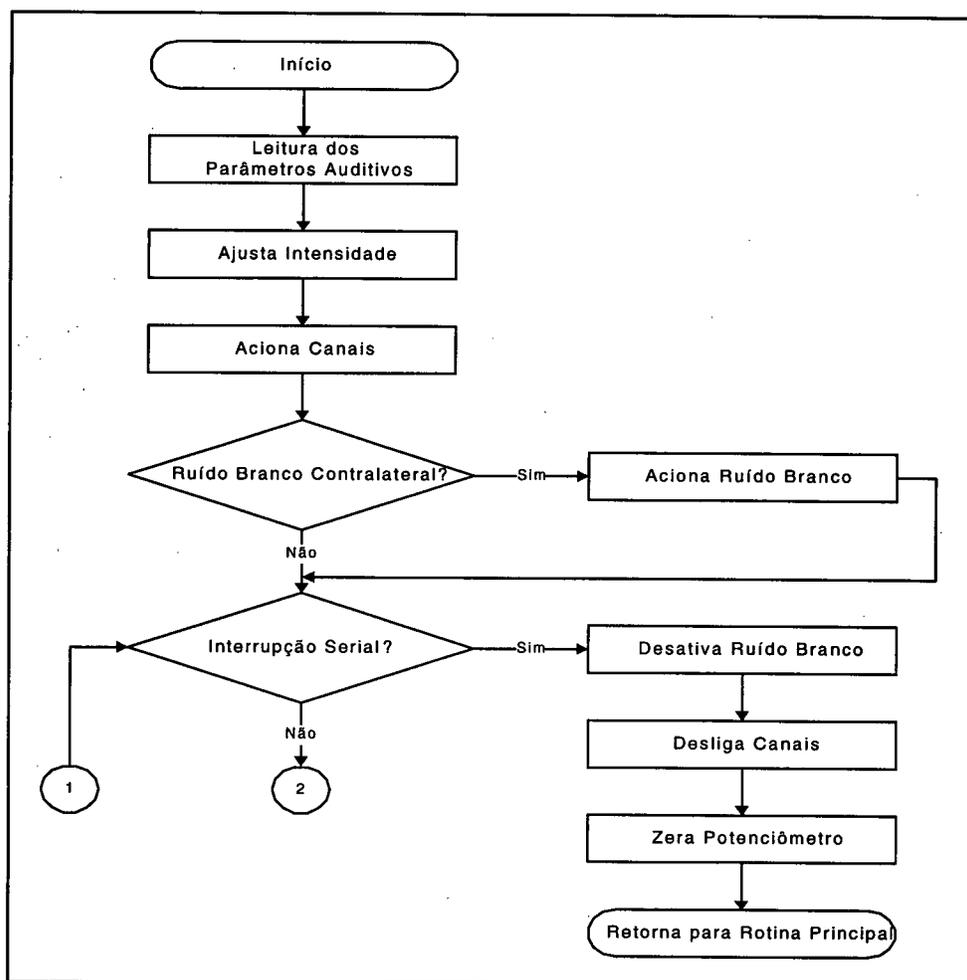


Figura 4. 18 - Fluxograma da função de Estímulo Auditivo com Sincronismo Externo.

Depois da geração do pulso auditivo, existe uma temporização para limitar a frequência de estimulação em 50 Hz e, novamente, a monitoração dos pinos de acionamento externo para verificar se retornaram ao seu estado inicial, evitando uma estimulação indesejável. Quando a polaridade de

rarefação ou alternada foi a escolhida, o microcontrolador irá gerar o estímulo auditivo de rarefação de forma idêntica ao estímulo auditivo de compressão.

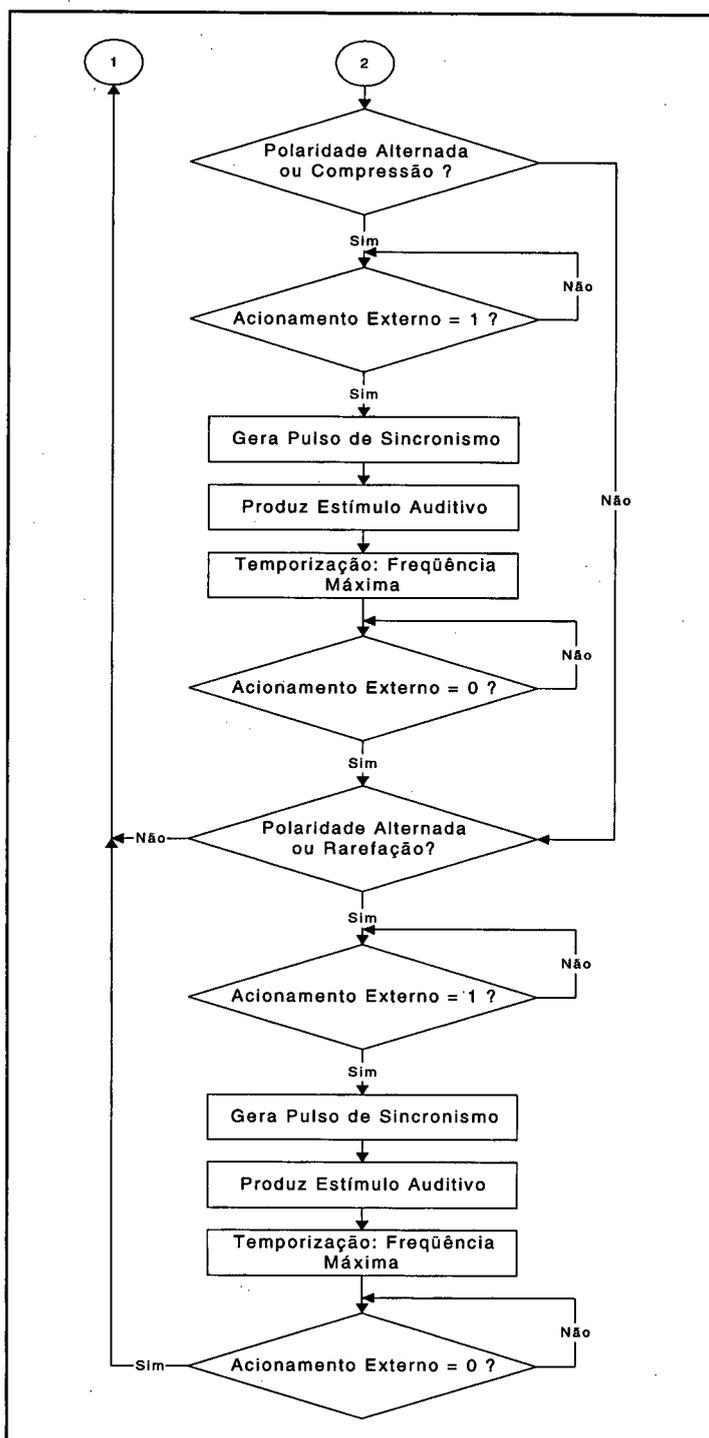


Figura 4. 19 - Continuação do Fluxograma da função de Estímulo Auditivo com Sincronismo Externo.

CAPÍTULO 5 - RESULTADOS DOS ENSAIOS DO SISTEMA DE POTENCIAIS EVOCADOS

O protótipo do EVOMOD foi submetido a uma série de ensaios após a montagem do mesmo. Estes testes foram realizados com a finalidade de verificar se todos os parâmetros dos estimuladores auditivo e visual estão de acordo com o que foi projetado e descrito, nos capítulos anteriores. Com estes testes pretende-se, também, verificar se a etapa de promediação, realizada em *software*, funciona a contento.

Para uma melhor apresentação dos ensaios, estes foram divididos em três categorias, que são: ensaios do Estimulador Visual, ensaios do Estimulador Auditivo e ensaios do Promediador.

5.1. Ensaio do Estimulador Visual

Os ensaios realizados com o estimulador visual baseiam-se, principalmente, nas temporizações existentes para disparar a lâmpada, para produzir a frequência de estimulação, demonstrar o limite imposto de 40 Hz para a frequência de estimulação e determinar o tempo de duração do *flash* luminoso.

5.1.1. Temporização para disparo da lâmpada e frequência de estimulação

O principal objetivo deste teste é mostrar a temporização necessária para se disparar a lâmpada de xenônio em comparação com as temporizações necessárias para se produzir as diversas frequências de estimulação.

Na figura 5.1 pode-se observar a temporização de disparo da lâmpada de xenônio. Este tempo está determinado através do *software* e foi calculado para produzir um pulso de onda quadrada com duração de 11 μ seg. Esta figura, bem como as demais figuras deste capítulo, foram obtidas com a utilização de um osciloscópio digital modelo TDS 210 Tektronix, cujos ajustes podem ser visualizados na parte inferior da tela e, quando necessário, observações serão feitas. Na referida figura, a medida do tempo de temporização para o disparo da lâmpada, mostrado na parte direita da tela, foi realizada no modo de aquisição conhecido como "média", no qual é realizado uma média ponderada de 64 amostras do sinal, que é então apresentada na tela (Tektronix, 1997).

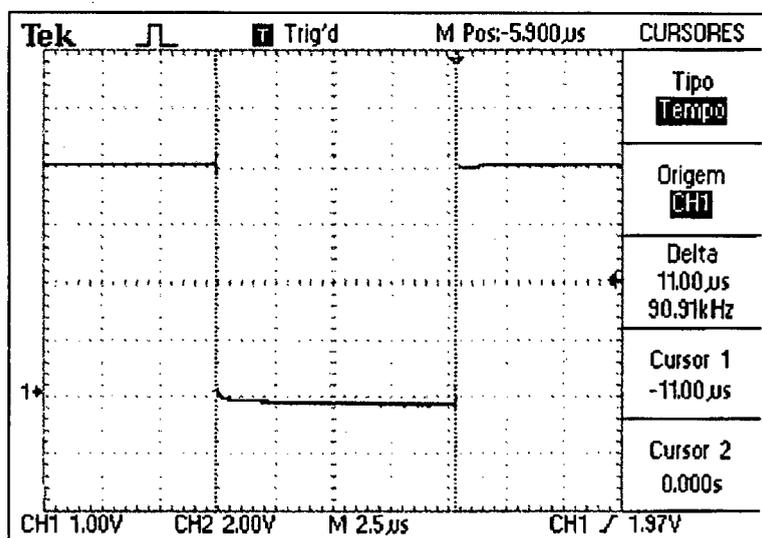


Figura 5. 1 - Forma de onda do pulso de disparo da lâmpada de xenônio produzido pelo microcontrolador.

As figuras 5.2 e 5.3 mostram as formas de ondas que foram obtidas para uma frequência de 10 Hz e de 40 Hz respectivamente. Conforme

mostrado, os períodos das formas de ondas que são produzidos pelo temporizador do microcontrolador são bastante estáveis e precisos, produzindo-se, assim, estimulações com frequências confiáveis, o que é importante para a obtenção de respostas evocadas com utilidade clínica. Nestas duas figuras a aquisição das formas de onda pelo osciloscópio foi realizada no modo de "Detecção de Pico", pois o pulso de disparo da lâmpada (11 μ seg.) em comparação com as temporizações das referidas frequências representa um pico de tensão de curta duração, só detectado pelo osciloscópio neste modo.

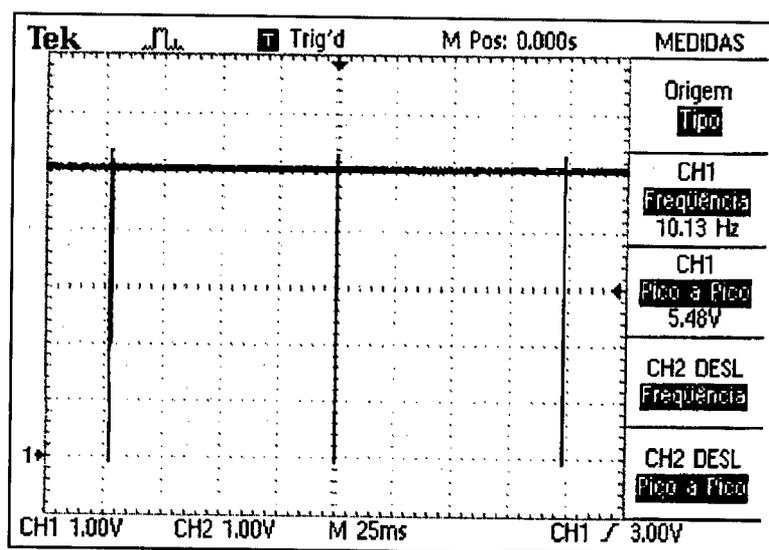


Figura 5. 2 - Forma de onda produzida para uma estimulação visual com frequência de 10 Hz.

5.1.2. Duração do *flash*

Na figura 5.4 é possível observar a forma de onda produzida por um circuito sensível à variação luminosa. Quando o sensor deste circuito é

iluminado, a saída do circuito vai do nível lógico 0 para o nível lógico 1. Neste caso, o tempo em que a onda permanece em nível lógico 1 corresponde, aproximadamente, ao tempo em que a lâmpada de xenônio permanece acesa.

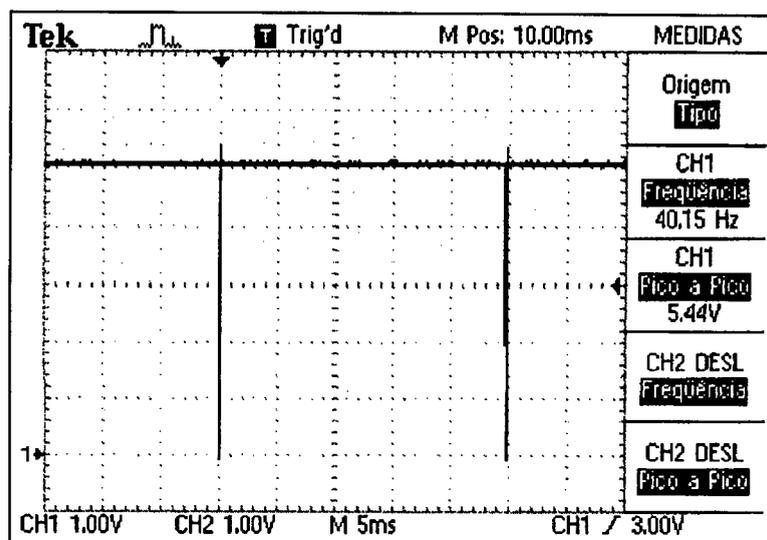


Figura 5. 3 - Forma de onda produzida para uma estimulação visual com frequência de 40 Hz.

Como o *flash* luminoso possui curta duração, o tempo medido através deste circuito sofre a influência dos atrasos de propagação de seus componentes, demora na resposta do sensor óptico e da distância existente entre o sensor e a fonte luminosa. Apesar deste problema este ensaio é válido para se ter uma noção quantitativa do tempo de duração do *flash*, situado em torno de 100 μ seg. A forma de onda foi obtida com uma média de 64 sinais.

5.1.3. Demonstração do Limite Máximo da Frequência de Estimulação Visual

A forma de onda superior da figura 5.5 é o pino de I/O do microcontrolador que produz os pulsos de disparo da lâmpada de xenônio; na

parte inferior tem-se a forma de onda produzida por um gerador de onda quadrada conectado na entrada de disparo externo do módulo EVOMOD, que foi configurado para realizar uma estimulação visual com disparo externo. Nesta figura, as freqüências das duas formas de onda são iguais, uma vez que ainda não foi atingido o limite de 40 Hz.

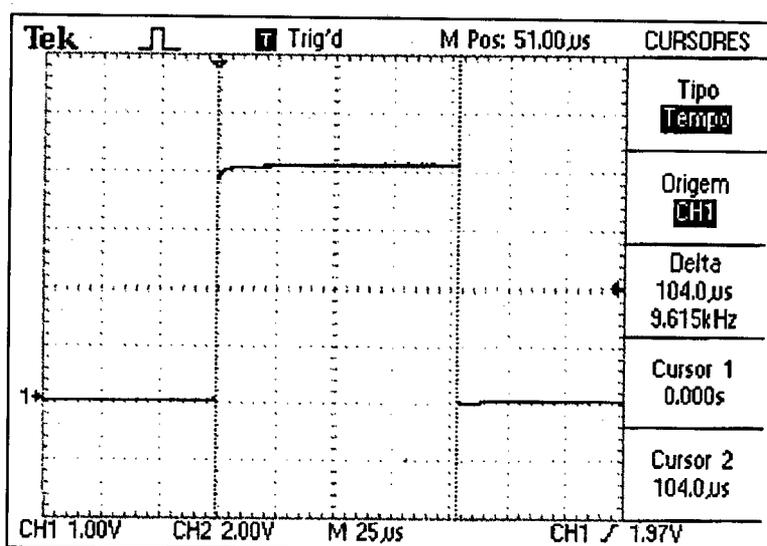


Figura 5. 4 - Saída do circuito sensor, demonstrando o tempo de duração do *flash* luminoso.

Na figura 5.6, o posicionamento das formas de ondas é o mesmo, mas agora a freqüência do gerador de onda é de 46 Hz e os pulsos que produzem os estímulos luminosos possuem uma freqüência bem menor, devido ao fato de existir o limite de freqüência máxima imposto pelo *firmware*. É possível observar, ainda, o perfeito sincronismo entre a borda de subida da onda quadrada aplicada e a produção do sinal de disparo do pulso luminoso. A aquisição destas formas de onda foram realizadas no modo de detecção de pico.

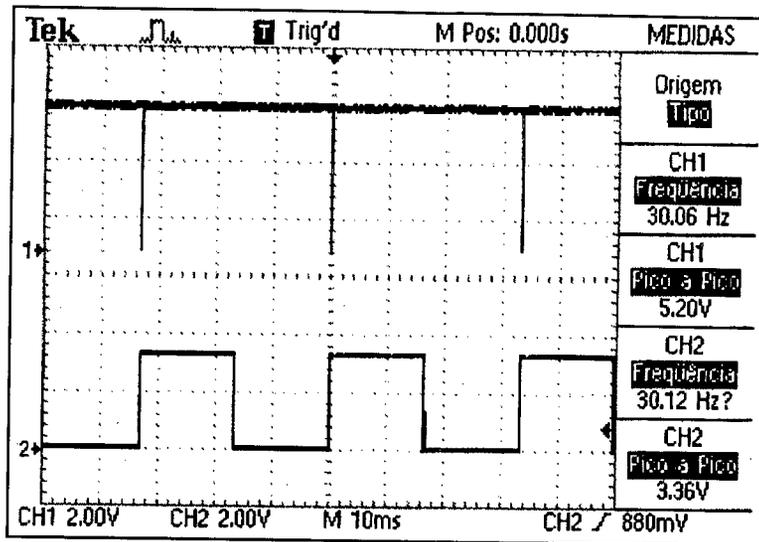


Figura 5. 5 - Formas de ondas dos pulsos de disparo da lâmpada e do gerador.

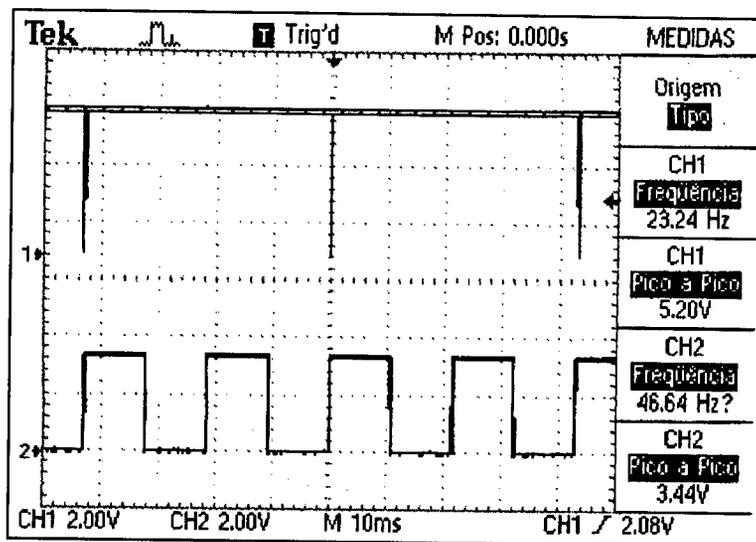


Figura 5. 6 - Formas de ondas dos pulsos de disparo da lâmpada e do gerador de onda, demonstrando o limite máximo da freqüência de estimulação.

5.2. Ensaio do Estimador Auditivo

Os ensaios do estimulador auditivo foram realizados com o objetivo de avaliar os parâmetros do estímulo auditivo que podem ser modificados pelo

usuário. O limite de frequência de estimulação máxima para disparo externo, não foi demonstrado para o estimulador auditivo, visto que funciona de maneira análoga ao do estimulador visual, com uma frequência de 50 Hz.

5.2.1. Duração do Estímulo

Com este ensaio é possível verificar se a duração do estímulo que o microcontrolador está gerando está de acordo com o valor apresentado na tela de configuração auditiva. Como os valores para a duração do estímulo possuem uma grande faixa útil, foi escolhido para a realização do ensaio os valores limites, mínimo e máximo, e um valor intermediário de 100 μseg . Nas figuras 5.7, 5.8 e 5.9 são apresentadas as formas de ondas, capturadas com o osciloscópio realizando uma média de 64 sinais, para os estímulos auditivos com duração de 50 μseg ., 100 μseg . e 130 μseg ., sendo que a forma de onda superior pertence ao canal direito e a inferior ao canal esquerdo.

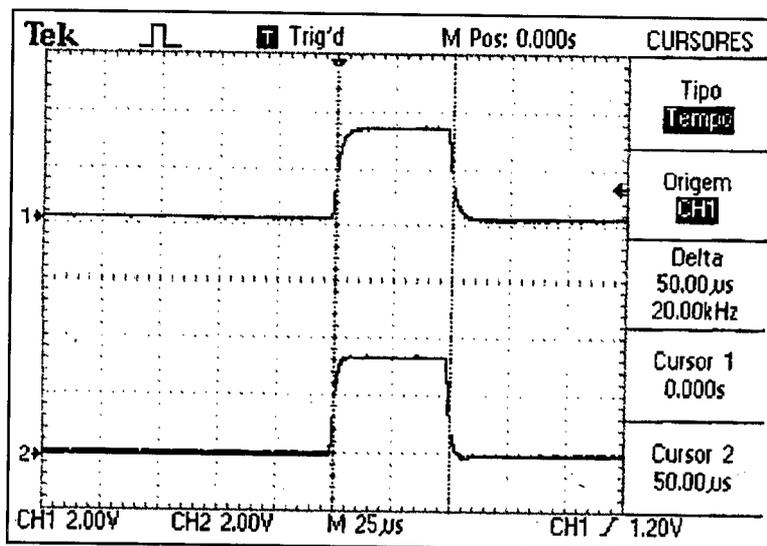


Figura 5. 7 - Forma de onda do estímulo auditivo com duração de 50 μseg .

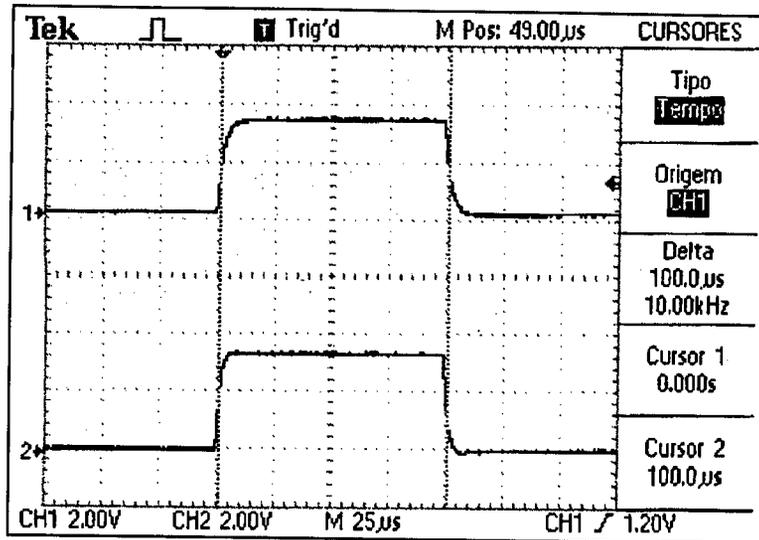


Figura 5. 8 - Forma de onda do estímulo auditivo com duração de 100 μ seg.

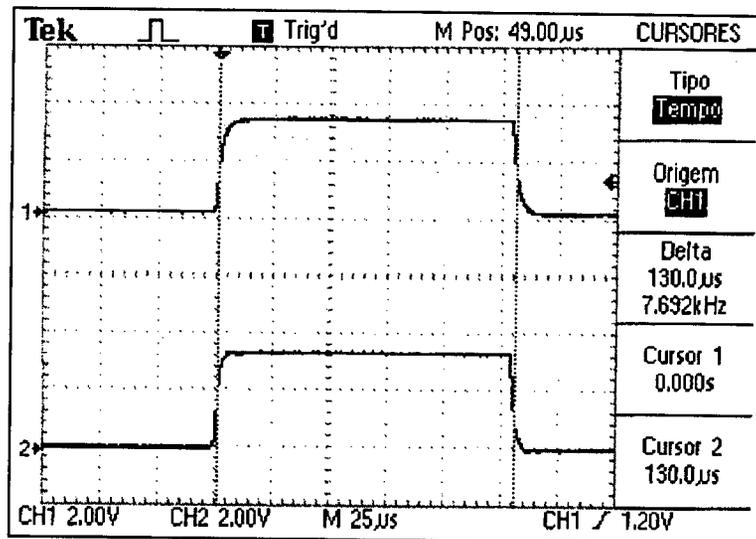


Figura 5. 9 - Forma de onda do estímulo auditivo com duração de 130 μ seg.

5.2.2. Variação da Polaridade e da Frequência de Estimulação

Neste teste é demonstrado os três tipos de polaridade possíveis e sua relação com a frequência de estimulação. Na figura 5.10 o valor da frequência de estimulação é de 10 Hz e a polaridade de compressão, a forma de onda

superior pertence ao canal direito e a inferior ao canal esquerdo. Sendo esta apresentação válida, também, para as próximas duas figuras. A figura 5.11 possui uma frequência de estimulação de 50 Hz e polaridade de rarefação.

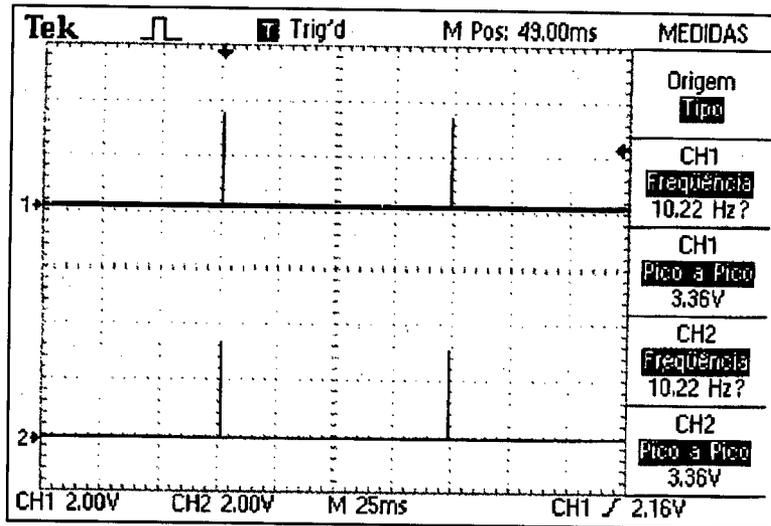


Figura 5. 10 - Forma de onda para a polaridade de Compressão, com frequência de 10 Hz e duração do estímulo de 130 μ seg.

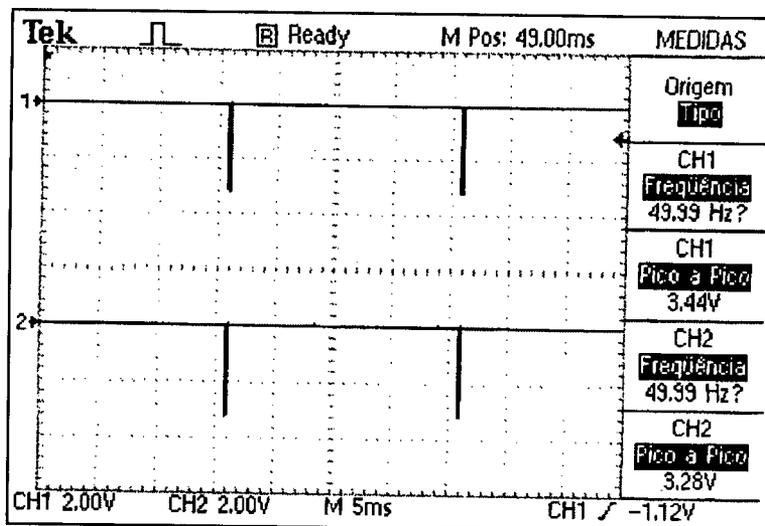


Figura 5. 11 - Forma de onda para a polaridade de Rarefação, com frequência de 50 Hz e duração do estímulo de 50 μ seg.

Na figura 5.12 é possível observar uma frequência de estimulação de 25 Hz e a polaridade conhecida como alternada, onde é produzido um pulso de compressão e depois um de rarefação, sempre respeitando a temporização necessária para se ter a frequência de estimulação desejada, o canal . Nestas três figuras o modo de aquisição do osciloscópio utilizado foi uma média de 64 sinais.

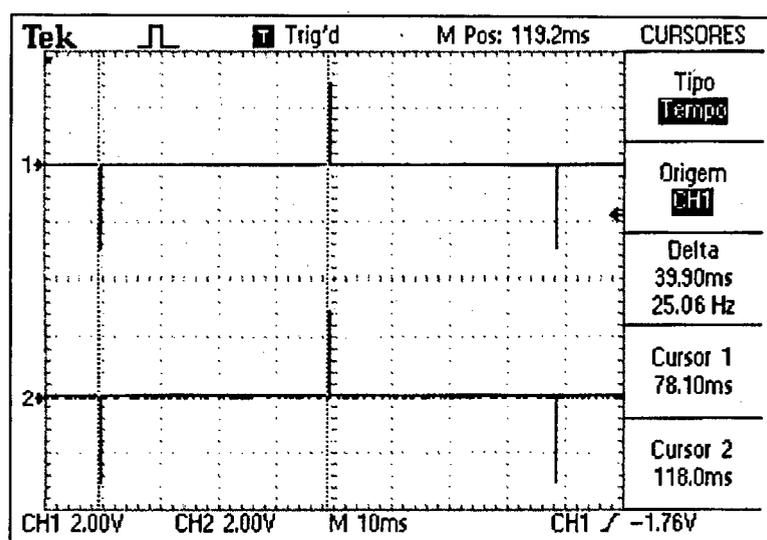


Figura 5. 12 - Forma de onda para a polaridade Alternada, com frequência de 25 Hz e duração do estímulo de 100 μ seg.

5.2.3. Variação da Intensidade

Para avaliar a variação da intensidade, foram realizadas diversas medidas, sendo que alguns resultados são apresentados nas tabela 5.1 e 5.2. Nestas tabelas, a coluna identificada por "Osc." representa a escala de ajuste de tensão do osciloscópio. A coluna "Pot." é referente ao deslocamento do terminal de varredura (V_W) do potenciômetro, no sentido de aumentar a

resistência entre este terminal e o terminal V_H . O tempo de $100 \mu s$ é relacionado com a duração do estímulo auditivo. Os valores de tensão apresentados foram obtidos nas saídas dos canais do amplificador de áudio, o que significa que são os valores de tensão aplicados ao fone de ouvido. A aquisição do osciloscópio foi ajustada para uma média de 64 sinais.

Os valores apresentados nestas tabelas, foram os valores que serviram de base para a adequação da escala em dB da intensidade do estímulo auditivo.

Parâmetros		Compressão		Rarefação	
Osc.	Pot.	Direito	Esquerdo	Direito	Esquerdo
50 mV	1	112 mV	110 mV	122 mV	120 mV
50 mV	2	148 mV	142 mV	158 mV	154 mV
50 mV	3	182 mV	178 mV	190 mV	188 mV
50 mV	4	218 mV	218 mV	230 mV	228 mV
50 mV	5	254 mV	252 mV	262 mV	260 mV
50 mV	6	292 mV	294 mV	300 mV	300 mV
50 mV	7	328 mV	324 mV	340 mV	334 mV
100 mV	8	366 mV	360 mV	376 mV	372 mV
100 mV	9	416 mV	410 mV	426 mV	422 mV
100 mV	10	456 mV	454 mV	468 mV	466 mV

Tabela 5. 1 - Medidas de tensão dos canais para um estímulo com $100 \mu seg.$ de duração e com uma variação de 1 a 10 do terminal VW do potenciômetro.

Parâmetros		Compressão		Rarefação	
Osc.	Pot.	Direito	Esquerdo	Direito	Esquerdo
50 mV	1	112 mV	110 mV	122 mV	120 mV
100 mV	10	456 mV	454 mV	468 mV	466 mV
200 mV	20	832 mV	835 mV	842 mV	844 mV
200 mV	30	1,19 V	1,21 V	1,20 V	1,21 V
500 mV	40	1,58 V	1,60 V	1,59 V	1,60 V
500 mV	50	1,94 V	1,98 V	1,94 V	1,99 V
500 mV	60	2,30 V	2,32 V	2,31 V	2,32 V
500 mV	70	2,66 V	2,67 V	2,67 V	2,68 V
500 mV	80	3,02 V	3,03 V	3,02 V	3,03 V
500 mV	90	3,40 V	3,42 V	3,41 V	3,42 V
500 mV	99	3,68 V	3,69 V	3,69 V	3,69 V

Tabela 5. 2 - Medidas de tensão dos canais para um estímulo com 100 μ seg. de duração e com uma variação de 1 a 99 do terminal VW do potenciômetro.

As tabelas apresentadas podem ser utilizadas para avaliar o comportamento do circuito em relação às duas polaridades, compressão e rarefação, onde se pode notar algumas variações de tensão entre uma e outra, provavelmente devido a um comportamento não-linear do amplificador de áudio utilizado.

Os gráficos das figuras 5.13 e 5.14 foram feitos com base nas tabelas apresentadas anteriormente e servem para demonstrar graficamente a variação da tensão de saída do canal direito para um estímulo com polaridade

de compressão e 100 μ seg. de duração. Conforme se observa nestas figuras a variação da tensão de saída é aproximadamente linear. Seja para uma variação que equivale a 1 passo de deslocamento do terminal V_W quanto para um deslocamento equivalente a 10 passos.

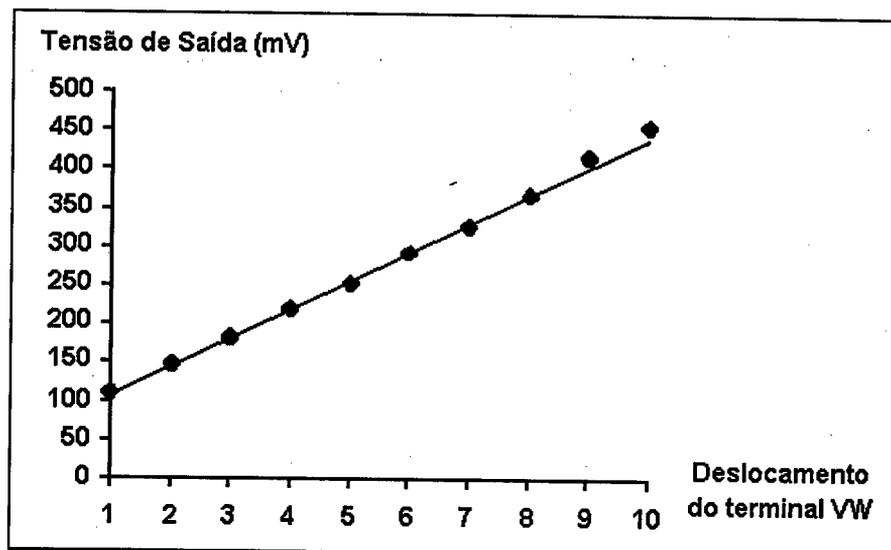


Figura 5. 13 - Variação da tensão de saída do canal direito em função do deslocamento do terminal V_W do potenciômetro variando entre 1 e 10.

5.2.4. Variação da Intensidade do Ruído Branco Contralateral

Este ensaio possui o objetivo de mostrar a relação existente entre a intensidade do estímulo auditivo e a intensidade do ruído branco correspondente, aplicado contralateralmente ao ouvido estimulado. Na figura 5.15 é mostrado um estímulo, de 10 Hz de freqüência, 100 μ seg. de duração e intensidade de 29 dB, com a respectiva intensidade de ruído branco para este ajuste de intensidade do estímulo. Na figura 5.16 é apresentado um estímulo

de 30 Hz, 100 μ seg. e intensidade de 41 dB com uma intensidade de ruído branco relacionada ao novo valor de intensidade.

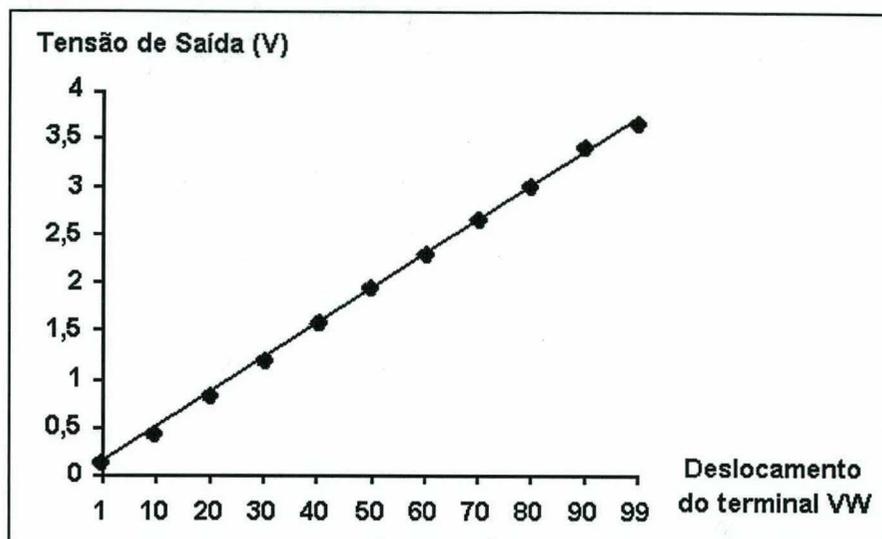


Figura 5. 14 - Variação da tensão de saída do canal direito em função do deslocamento do terminal V_W do potenciômetro variando entre 1 e 99.

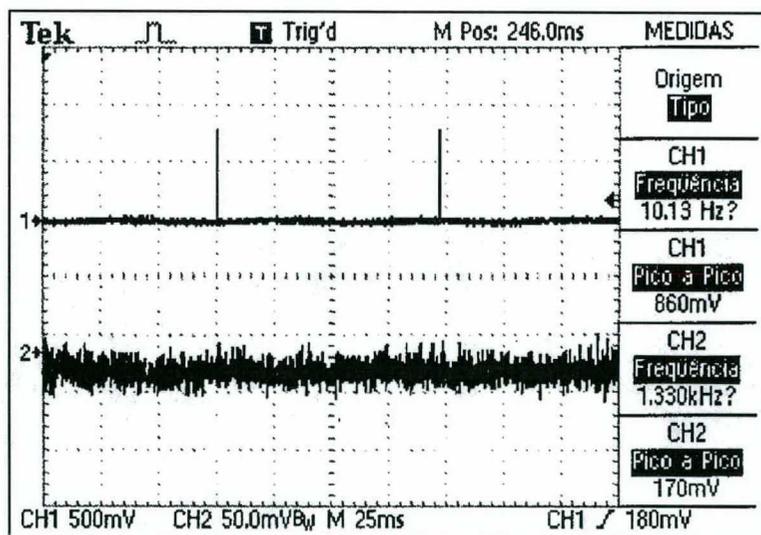


Figura 5. 15 - Relação entre um estímulo auditivo de 29 dB, com polaridade de compressão e freqüência de 10 Hz, aplicado no canal direito e o Ruído Branco Contralateral aplicado no canal esquerdo.

5.3. Ensaio do Promediador

Com a finalidade de testar a validade do promediador, foram criados dois sinais de testes que foram aplicados na entrada do SAASBIO para serem amplificados, digitalizados e posteriormente manipulados pelo *software* do promediador. A função de sincronismo externo foi utilizada para realizar a sincronização entre os vários registros realizados, sendo que o número total de amostras para cada registro foi de 1000 pontos.

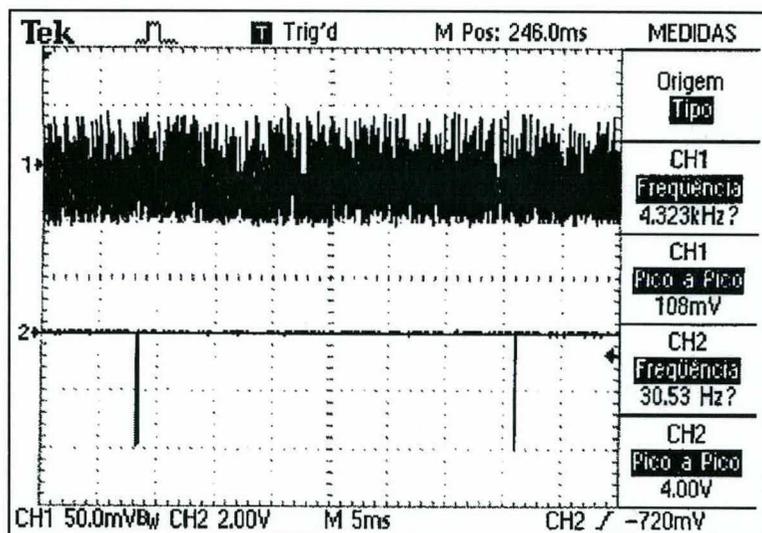


Figura 5. 16 - Relação entre um estímulo auditivo de 41 dB, com polaridade de rarefação e freqüência de 30 Hz, aplicado no canal esquerdo e o Ruído Branco Contralateral aplicado no canal direito.

5.3.1. Sinal de Teste 1

Neste sinal de teste, foi misturada uma forma de onda quadrada de 100 Hz de freqüência e 10 mV de amplitude com uma onda senoidal de 60 Hz de freqüência e 100 mV de amplitude, o sinal resultante pode ser visualizado na

figura 5.17. O filtro *notch* de 60 Hz do SAASBIO foi desligado para não interferir no teste.

As amplitudes foram escolhidas de forma a representar a relação máxima existente entre a amplitude de uma resposta evocada (20 μV - máximo) e a amplitude do EEG de fundo (200 μV - máximo). O sincronismo realizado para a aquisição e promediação deste sinal é realizado através da borda de subida positiva da onda quadrada, o que torna o sinal senoidal de 60 Hz totalmente aleatório.

A figura 5.18 apresenta o sinal de teste1 após uma promediação de 100 amostras, evidenciando a forma de onda quadrada que, por estar sincronizada com a aquisição das amostras, mantém sua amplitude; o que não ocorre com a onda senoidal, que por ser um sinal aleatório em relação à aquisição possui sua amplitude reduzida gradualmente a cada passo da promediação.

5.3.2. Sinal de Teste 2

De forma similar ao sinal de teste 1, foi misturada uma forma de onda senoidal de 60 Hz e amplitude de 100 mV com uma forma de onda triangular de 300 Hz de frequência e amplitude de 5 mV. A tensão desta forma de onda triangular foi reduzida em relação à amplitude da forma de onda quadrada do teste 1 para se observar melhor a modificação provocada pela promediação. Uma outra modificação em relação ao ensaio anterior foi a determinação do número de sinais promediados, que foi de 20. Este número foi determinado quando se conseguiu uma razoável reconstrução da forma de onda triangular misturada com o sinal senoidal. Demonstrando a eficiência da função de promediação implementada.

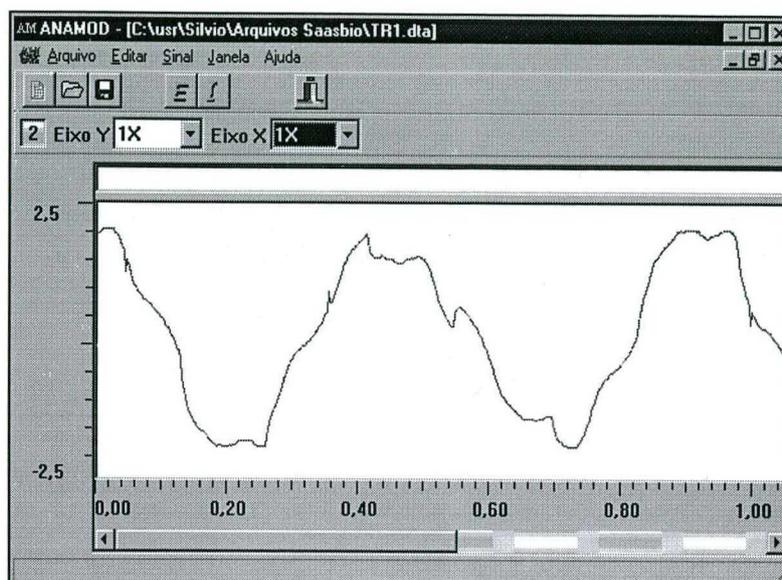


Figura 5. 17 - Tela do SAASBIO III mostrando o sinal de teste 1, formado por uma onda senoidal de 60 Hz e 100 mV e por uma onda quadrada de 100 Hz e 10 mV.

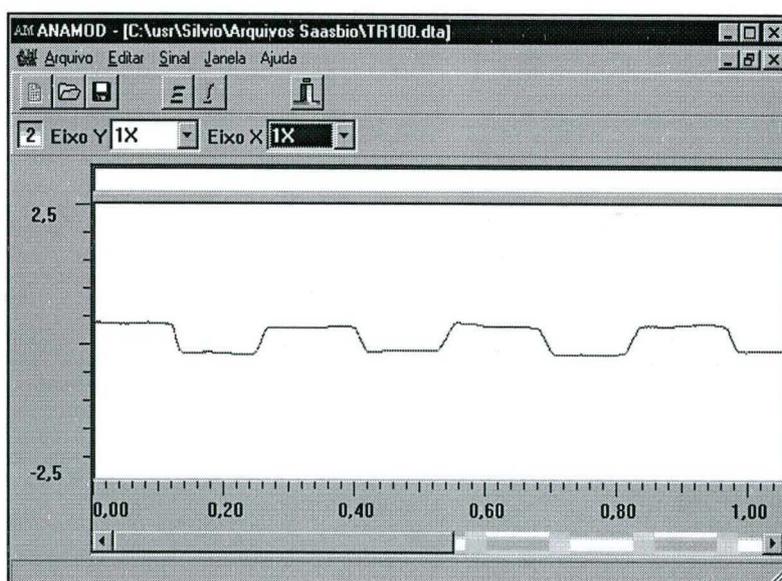


Figura 5. 18 - Tela do SAASBIO III apresentando o sinal de teste1 após uma promediação de 100 amostras.

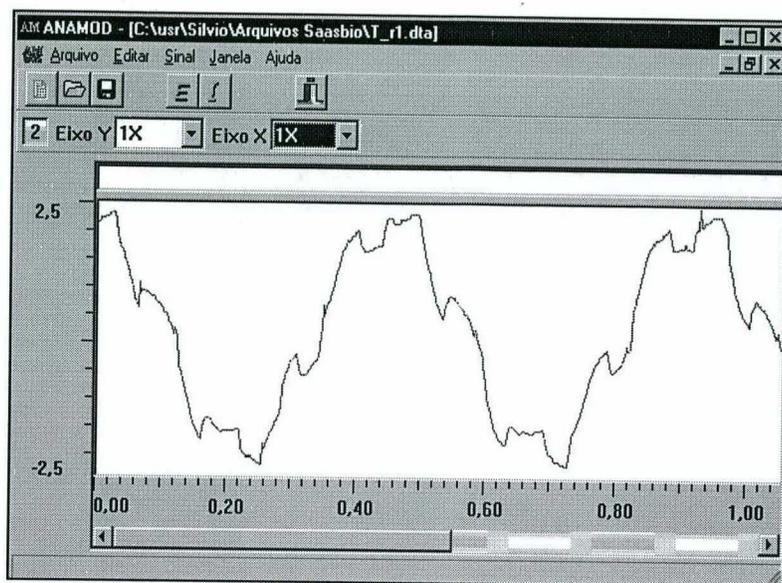


Figura 5. 19 - Tela do SAASBIO III mostrando o sinal de teste 2, formado por uma onda senoidal de 60 Hz e 100 mV e por uma onda triangular de 300 Hz e 5 mV.

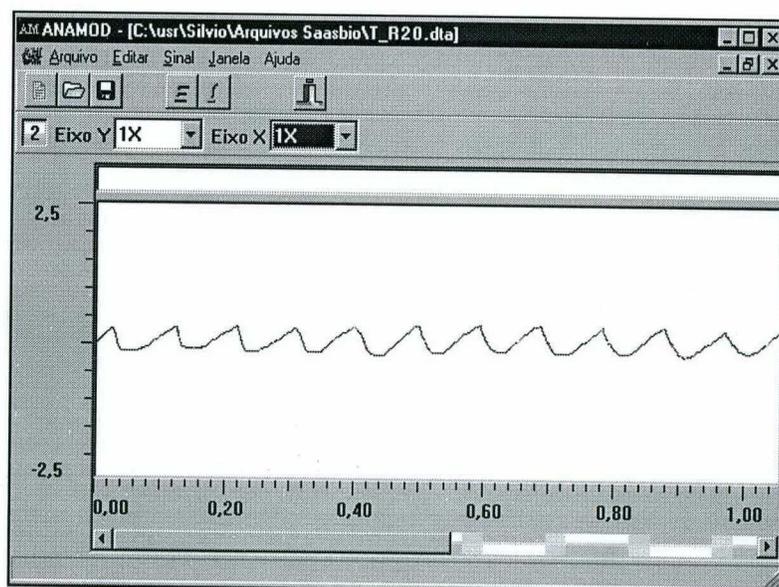


Figura 5. 20 - Tela do SAASBIO III apresentando o sinal de teste2 após uma promediação de 20 amostras.

CAPÍTULO 6 - CONCLUSÕES E DISCUSSÕES

O objetivo deste trabalho foi a construção e a elaboração de um sistema, *hardware* e *software*, de potenciais evocados corticais capaz de ser interligado com o sistema do SAASBIO III. Os estimuladores auditivo e visual, foram desenvolvidos com a programação de seus parâmetros totalmente independente do sistema do SAASBIO III, constituindo-se em um módulo de estimulação que pode ser utilizado com qualquer outro sistema de captação de sinais eletroencefalográficos, desde que este sistema possa ser controlado por um computador IBM-PC ou compatível. Outra característica deste módulo, é a existência da possibilidade de outras fontes de estímulos serem utilizadas na obtenção das respostas evocadas, bastando que o módulo EVOMOD seja acionado por este estimulador através de sua entrada de disparo externo.

Para se atingir a finalidade deste trabalho, foi necessário a realização de um estudo sobre os principais tipos de potenciais evocados, definindo as principais características de cada tipo, para que se pudesse determinar quais as melhores configurações e capacidades que o sistema de captação do sinal de EEG deve possuir. Paralelamente a este estudo, foi realizado também um levantamento e pesquisa sobre os diversos componentes eletrônicos utilizados no *hardware* do módulo, que utiliza componentes facilmente encontrados no mercado brasileiro e com uma boa relação custo/benefício.

Os testes realizados com os dois tipos de estimuladores, alguns apresentados no capítulo 5, indicam que o protótipo construído apresentou um comportamento com bons resultados. Um outro fator que se pode destacar, é

que pelo fato do controle destes estimuladores ser realizado através de um *software*, que programa um microcontrolador, o circuito não necessita de ajustes manuais durante sua operação fazendo com que os parâmetros dos estímulos possam ser repetidos inúmeras vezes e sempre com as mesmas características. O *software* desenvolvido para captar e realizar a promediação dos sinais eletroencefalográficos funciona de maneira eficiente, fornecendo resultados confiáveis, conforme apresentado no capítulo anterior.

A principal dificuldade encontrada, durante a realização deste trabalho, foi o ajuste do amplificador de áudio. Como acontece com a maioria dos amplificadores de áudio, o amplificador utilizado se comportou como um filtro que distorce a forma de onda quadrada do estímulo auditivo. Este problema foi resolvido com a adoção de um ganho pequeno para este amplificador mantendo a distorção harmônica menor ou no máximo em 1%, valor obtido no manual do fabricante (National, 1994).

Como uma proposta de uma possível continuação deste trabalho, sugere-se uma tentativa de melhoramento das características deste amplificador de áudio, que apesar dos esforços efetuados, ainda apresenta pequenas diferenças de amplificação entre os canais quando se trabalha com a polaridade alternada de estimulação. Outra sugestão, é transformar a atual escala de intensidade do estímulo auditivo para uma escala de intensidade de pressão sonora, expressa em dB SPL, possibilitando a utilização das escalas de Nível de Sensação (dB SL) e de Nível de Audição (dB HL), que são as escalas mais comumente utilizadas na prática clínica.

Com o objetivo de aumentar a área de aplicação deste módulo sugere-se a construção de um estimulador elétrico capaz de gerar os potenciais

evocados somatossensoriais através da estimulação elétrica de nervos periféricos. Este novo estimulador também deverá ser programado através de um *software*, mantendo o padrão atual utilizado para os estimuladores auditivo e visual.

Um outro tipo de estimulador visual que pode ser criado para a utilização conjunta com este módulo, é um estimulador capaz de produzir estímulos visuais padronizados, tais como barras verticais, tabuleiro de xadrez, etc. Este tipo de estímulo padronizado pode ser utilizado, por exemplo, para estabelecer e realizar a medida do campo visual monocromático e cromático (Filligoi e de Assis, 1996) e, para estabelecer o comportamento das respostas evocadas mediante a apresentação de bordas e contornos (Sokol, 1976).

Pode-se implementar, também, a produção de estímulos auditivos através da programação e controle da placa de som do *kit* multimídia do computador. Com o acoplamento de um conversor digital-analógico ao microcontrolador utilizado é possível criar novas formas de onda para o estímulo auditivo, produzindo um equipamento equivalente aos utilizados nos testes de audiometria convencionais, com a vantagem de ser totalmente controlado por *software*.

Para melhorar ainda mais o desempenho na obtenção das respostas evocadas e diminuir o número de estímulos necessários para a obtenção desta resposta, sugere-se a realização em *software* de ferramentas capazes de obter a resposta evocada. Algumas sugestões para estas ferramentas são a utilização dos chamados filtros adaptativos e filtros de mínimo erro quadrático. Estes tipos de filtros são capazes de melhorar a relação sinal/ruído existente entre a resposta evocada e o sinal de EEG de fundo, de uma maneira um

pouco mais eficiente que a promediação, fazendo com que o tempo para a obtenção da resposta seja reduzido (Davila et al., 1994, Callaway, 1983).

Outra área que pode ser explorada, também em *software*, relaciona-se com procedimentos para a detecção automática de picos e de tempos de latências entre estes picos (Aunon, 1978). Conforme mencionado anteriormente, o valor clínico da resposta evocada cortical encontra-se na latência existente entre os picos positivos e negativos da resposta evocada. Se estes tempos forem determinados de forma automática e destacados na forma de onda, facilitará ainda mais o trabalho de interpretação dos sinais tornando o sistema de potenciais evocados uma ferramenta mais eficiente. Com esta detecção automática, existe também a possibilidade da emissão de relatórios estatísticos, o que facilita a detecção de variações sutis nas formas de ondas dos potenciais evocados.

Seguindo a linha de pesquisa do tratamento de sinais um possível trabalho seria o de classificar e detectar os potenciais evocados através da utilização de redes neurais dedicadas à análise dos dados de EEG obtidos com a aplicação dos estímulos (Fung et al., 1995).

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AMIR, A., Uniqueness of the Generators of Brain Evoked Potential Maps, **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, 1: 1-11, 1994.

ARDIGO, Julibio David. **Polígrafo Computadorizado para Sinais Bioelétricos**. Dissertação de Mestrado em Engenharia Elétrica (área de concentração Engenharia Biomédica - Centro Tecnológico), Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, 1994.

ASTON, R., **Principles of Biomedical Instrumentation and Measurement**, Mac Millan Publishing Company, New York, 1990.

ATMEL, **Data Book Microcontroller**, USA, 1995.

AUNON, J.I., Computer Techniques for the Processing of Evoked Potentials, **Computer Programs in Biomedicine**, 8: 243-255, 1978.

BASAR-EROGLU, C., BASAR, E., DEMIRALP, T. and SCHÜRMAN, M., P300-response: Possible Psychophysiological Correlates in Delta and Theta Frequency Channels: A Review, **International Journal of Psychophysiology**, 13: 161-179, 1992.

BERTEMES-FILHO, Pedro, Uma Proposta de um Sistema Telemétrico para Registro de Potenciais Bioelétricos. Dissertação de Mestrado em Engenharia Elétrica (área de concentração Engenharia Biomédica - Centro Tecnológico), Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, 1998.

BILLINGS, R.J., Automatic Detection, Measurement and Documentation of the Visual Evoked Potential Using a Commercial Microprocessor-Equipped Averager, *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 52: 214-217, 1981.

BRONZINO, J.D., Biomedical Engineering and Instrumentation - Basic Concepts and Applications, PWS Engineering, Boston, 1986.

BRONZINO, J.D., The Biomedical Engineering Handbook, CRC Press/IEEE Press, Boca Raton, 1995.

CABRAL, Fernando, A Linguagem C e o PC-Bios, s.ed.: Campus, 1989.

CALLAWAY, E., HALLIDAY, R. and HERNING, R.I., A Comparison of Methods for Measuring Event-related Potentials, *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 55: 227-232, 1983.

CHIAPPA, K.H. and ROPPER, A.H., Evoked Potentials in Clinical Medicine, *The New England Journal of Medicine*, 306:1140-1150, 1982.

CHIAPPA, K.H., GLADSTONE, K.J., YOUNG, R.R., Brain Stem Auditory Evoked Responses: Studies of Waveform Variations in 50 Normal Human Subjects, **Arch. Neurol.**, 36: 81-87, 1979.

COATS, A.C., Human Auditory Nerve Action Potentials and Brain Stem Evoked Responses: Latency-intensity Functions in Detection of Cochlear and Retrocochlear Abnormality, **Arch. Otolaryngol.**, 104:709-717, 1978.

COATS, A.C., MARTIN, J.L., Human Auditory Nerve Action Potentials and Brain Stem Evoked Responses: Effect of Audiogram Shape and Lesion Location, **Arch. Otolaryngol.**, 103: 605-22, 1977.

COATS, A.C., MARTIN, J.L., KIDDER, H.R., Normal Short-latency Electrophysiological Filtered Click Responses Recorded from Vertex and External Auditory Meatus, **Journal Acoust. Soc. Am.**, 65:747-758, 1979.

COHEN, S.N., SYNDULKO, K. and TOURTELLOTE, W.W., Clinical Applications of Visual Evoked Potentials in Neurology, **Bull. Los Angeles Neurol. Soc.**, 47: 13-29, 1982.

COIMBRA, Alexandre José Fernández, **Análise Computadorizada de Sinais Bioelétricos**. Dissertação de Mestrado em Engenharia Elétrica (área de concentração Engenharia Biomédica - Centro Tecnológico), Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, 1994.

COOPER, R., OSSELTON, J.W., SHAW, J.C., **EEG Technology**,
Butterworth, London, 1974.

DAVILA, E.C., ABAYE, A. and KHOTANZAD, A., Estimation of Single Sweep
Steady-State Visual Evoked Potentials by Adaptive Line Enhancement,
IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol 41, 2: 197-200,
1994.

DAWSON, C.D., Cerebral Responses to Electrical Stimulation of Peripheral
Nerve in Man, **Journal Neurol. Neurosurg. Psychiatry**, 10:134, 1947.

EGGERMONT, J.J., DON, M., BRACKMANN, D.E., Electrocochleography and
Auditory Brainstem Electric Responses in Patients with Pontine Angle
Tumors, **Ann. Otol. Rhinol. Laryngol.**, 89, suppl. 75:1-19, 1980.

ERWIN, C.W. and ERWIN, A.C., The Use of Brainstem Auditory Evoked
Potentials in Intraoperative Monitoring. **Primer of Intraoperative
Neurophysiologic Monitoring**, 1995.

FILLIGOI, G.C. e de ASSIS, J.T., Diagnóstico de Patologias das Vias Óticas
através de um Microcomputador, **RBE - Caderno de Engenharia
Biomédica**, v.12, 1: 71-83, 1996.

FRANKLIN 8051, **Standard Utilities User's Guide**, U.S.A., 1993.

FRANKLIN A51, **8051 Macro Assembler**, U.S.A., V. 4.6., 1993.

FRANKLIN C51, **8051 Optimizing C Cross Compiler**, U.S.A., V.3.4., 1993.

FUNG, K.S.M., CHAN, F.H.Y., LAM, F.K., POON, P.W.F., LIU, J.G., Visual Evoked Potential Estimation by Artificial Neural Network Filter: Comparisson with the Ensemble Averaging Method, **IEEE-EMBC and CMBEC**, 805-806, 1995.

GEDDES, L.A. e BAKER, L.E., **Principles of Applied Biomedical Instrumentation**, Wiley Interscience, New York, 1989.

GEREZ, M. & TELLO, A., Slected Quantitative EEG (QEEG) and Event-Related Potential (ERP) Variables as Discriminators for Positive and Negative Schizophrenia, **Society of Biological Psychiatry**, 38: 34 - 49, 1995.

GERGES, Samir, N.Y., **Ruído: Fundamentos e Controle**, s.ed., Florianópolis, 1992.

GLASER, E.M., RUCHKIN, D.S., **Principles of Neurobiological Signal Analysis**, Academic Press, New York, 1976.

GOLDIE, W.D., CHIAPPA, K.H., YOUNG, R.R., BROOKS, E.B., Brainstem Auditory and Short Latency Somatosensory Evoked Responses in Brain Death, **Neurology.**, 31: 248-256, Nova York, 1981.

GREENBERG, R.P., BECKER, D.P., MILLER, J.D., MAYER, D.J., Evaluation of Brain Function in Severe Human Head Trauma with Multimodality Evoked Potentials. 2. Localization of Brain Dysfunction and Correlation with Posttraumatic Neurological Conditions, **Journal Neurosurg.**, 47: 163-177, 1977.

GUYTON, A.C., **Tratado de Fisiologia Médica**, Interamericana, Rio de Janeiro, 1988.

HALLIDAY, A.M., McDONALD, W.I., MUSHIN, J., Visual Evoked Response in Diagnosis of Multiple Sclerosis, **British Medical Journal**, 4: 661-664, 1973.

HOLZNER, Steven, **Borland C++ Programação for Windows**, Makron Books, São Paulo, 1995.

HOLZNER, Steven, **Linguagem Assembly Avançada para o IBM PC**, McGraw-Hill, São Paulo, 1988.

HYMAN, Michael e ARNISON, Bob, **Visual C++ 2 para Leigos**, Berkeley Brasil, São Paulo, 1995.

KANDEL, E.R., SCHWARTZ, J.H. and JESSELL, T.M., **Principles of Neural Science**, Elsevier, New York, 1991.

KRAUSE, C.M., LANG, A.H., LAINE, M., KUUSISTO, M., PÖRN, B., Event-related Desynchronization and Synchronization During an Auditory Task, **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology**, 98: 319-326, 1996.

MACKENZIE, I.S., **The 8051 Microcontroller**, Macmillan Publishing Company, U.S.A., 1995.

MANZANO, G.M. e NÓBREGA, J.A.M., Potencial Evocado Somatossensitivo: Considerações Práticas, **Revista Neurociências**, 3: 76-79, 1995.

MILLMAN, J., HALKIAS, C.C., **Eletrônica: Dispositivos e Circuitos**, vol.1 e 2, McGraw-Hill do Brasil, São Paulo, 1981.

MISCHEL, J. and DUNTEMANN, J., **Borland C++ Builder Programming Explorer**, The Corialis Group Inc., U.S.A., 1997.

MIZRAHI, V.V., **Treinamento em Linguagem C - Curso Completo**, Módulos 1 e 2, McGraw-Hill do Brasil, São Paulo, 1990.

MIZRAHI, V.V., **Treinamento em Linguagem C**, Módulo Profissional, McGraw-Hill do Brasil, São Paulo, 1993.

MORAES, Raimes, **Desenvolvimento de Sistema para Detecção Automática de Potenciais Epileptiformes em Sinais de EEG**. Trabalho Submetido como parte dos Requisitos ao Concurso Público para Professor Adjunto no Departamento de Engenharia Elétrica, Área de Engenharia Biomédica - Centro Tecnológico, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, 1996.

MOTOROLA, **Optoelectronics Device Data**, U.S.A., 1995.

MOUNTCASTLE, V.B., **Fisiologia Médica**, volume 1, Guanabara Koogan, Rio de Janeiro, 1982.

NATIONAL, **Semiconductor Data Book**. U.S.A., 1994.

NIEDERMEYER, E. and LOPES DA SILVA, F., **Electroencephalography: Basic Principles, Clinical Applications and Related Fields**, Urban&Schwarzenberg, Baltimore-Munich., [19--].

NORMANN, R.A., **Principles of Bioinstrumentation**, Wiley, New York, 1988.

OKUMO, Emico, **Física para Ciências Biológicas e Biomédicas**, Harper & Row do Brasil, São Paulo, 1982.

PATTON, H.D., FUCHS, A.F., HILLE, B., SCHER, A.M., STEINER, R., **Textbook of Physiology**., vol. 1, W.B. Saunders, Philadelphia, 1989.

PERRY, N.W.Jr., CHILDERS, D.G., **The Human Visual Evoked Response**,
Springfield, 1969.

PICTON, T.W., HILLYARD, S.A., KRAUSZ, H.I., and GALAMBOS, R., Human
Auditory Evoked Potentials, **Electroencephalography Clinical
Neurophysiology**, 36: 179-190, 1974.

ROBERGE, James K., **Operational Amplifiers: Teory and Practice**, John
Wiley & Sons Inc., U.S.A., 1975.

RODRIGUES, Marco Aurélio Benedetti, **Desenvolvimento de um
Instrumento Virtual para Aquisição e Análise de Sinais Bioelétricos**.
Dissertação de Mestrado em Engenharia Elétrica (área de concentração
Engenharia Biomédica - Centro Tecnológico), Universidade Federal de
Santa Catarina, Florianópolis, 1997.

SCHAUFF, S. MOFFETT, S. e MOFFETT, S., **Fisilologia Humana**,
Guanabara-Koogan, Rio de Janeiro, 1993.

SCHWARTZ, D.M. BLOOM, M.J., PRATT, R.C., COSTELLO, J.A., Anesthetic
Effects on Neuroelectric Events, **Semin. Hearing.**, 9: 99, 1988.

SEALES, D.M., ROSSITER, V.S., WEINSTEIN, M.E., Brainstem Auditory
Evoked Responses in Patients Comatose as a Result of Blunt Head
Trauma, **Journal Trauma.**, 19: 347-352, 1979.

SILVA JÚNIOR, V. P., **Aplicações Práticas do Microcontrolador 8051**, Érica, São Paulo, 1994.

SILVA, Márcio R., **ANAMOD - Módulo de Controle do Sistema de Aquisição e Análise de Sinais Biomédicos SAASBIO III**. Dissertação de Mestrado em Engenharia Elétrica (área de concentração Engenharia Biomédica - Centro Tecnológico), Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, 1998.

SOKOL, S., Visually Evoked Potentials: Theory, Techniques and Clinical Applications, **Survey Ophthalmology**, 1: 103-127, 1976.

TAUB, H., **Circuitos Digitais e Microprocessadores**, McGraw-Hill do Brasil, São Paulo, 1994.

TAVARES, M.C., **Monitor de Atividade Cerebral Baseado em Microcontrolador**. Dissertação de Mestrado em Engenharia Elétrica (área de concentração Engenharia Biomédica - Centro Tecnológico), Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, 1997.

TEKTRONIX, **Manual do Usuário - TDS 210 & TDS 220 Osciloscópios Digitais de Tempo Real**, E.U.A., 1997.

TOAZZA, Adriano Luís, **Sistema Microcontrolado para Medida de Impedância Pele-eletrodo em Registradores Bioelétricos**. Dissertação

de Mestrado em Engenharia Elétrica (área de concentração Engenharia Biomédica - Centro Tecnológico), Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, 1998.

TSUBOKAWA, T., NISHIMOTO, H., YAMAMOTO, T., KITAMURA, M., KATAYAMA, Y., MORIYASU, N., Assessment of Brainstem Damage by the Auditory Brainstem Response in Acute Severe Head Injury, **Journal Neurol. Neurosurg. Psychiatry**, 43: 1005-1011, 1980.

TYNER, F.S., KNOTT, J.R., MAYER, W.B.Jr., **Fundamental of EEG Technology**, vol.1: Basic Concepts and Methods, Raven Press, New York, 1989.

UZIEL, A., BENEZECH, J., Auditory Brain-stem Responses in Comatose Patients: Relationship with Brain-stem Reflexes and Levels of Coma, **Electroencephalography Clinical Neurophysiology**, 45: 515-524, 1978.

XICOR, **Data Book**. U.S.A., 1995.

**ANEXO A - ESPECIFICAÇÕES DO SISTEMA DE POTENCIAIS
EVOCADOS MICROCONTROLADO**

Especificações Gerais dos Estimuladores

Tipos de Estímulos

Auditivo	Estalidos - Forma de onda quadrada de curta duração
Visual	Flash - Estímulo luminoso não-padronizado

Modos de Estimulação

Automático	Taxa de estimulação gerada pelo microcontrolador
Manual	Estimulação através de acionamento manual
Externo	Estimulação através da aplicação de um pulso de disparo externo

Modo de Sincronismo

Externo	Sincronização do registro de EEG com pulso de disparo externo
---------	---

Controle dos Parâmetros de Estimulação

Realizado através de *software* (sem ajustes manuais)

Comunicação Serial

Porta serial padrão RS-232

Especificações do Estimulador Visual

Parâmetros	Características
Tipo de estímulo	flash (não-padronizado)
Taxa de Estimulação	1 a 40 estímulos por segundo
Número de estímulos	1 a 250 estímulos (modo automático)
Duração do estímulo	100 μ segundos
Alimentação	220 Vac / 60 Hz (rede)

Especificações do Estimulador Auditivo

Parâmetros	Características
Tipo de estímulo	click (onda quadrada)
Taxa de Estimulação	1 a 50 estímulos por segundo
Número de estímulos	1 a 250 estímulos (modo automático)
Duração do estímulo	50 a 130 μ segundos
Intensidade do estímulo	11 a 41 dB (Volts)
Polaridade do estímulo	compressão, rarefação ou alternada
Canal de estimulação	direito, esquerdo ou ambos
Ruído Branco	aplicação contralateral (estimulação unilateral)
Alimentação	+5 Vcc, +12 Vcc e -12 Vcc

**ANEXO B - PUBLICAÇÃO REALIZADA DURANTE O CURSO DE
MESTRADO**

EVOMOD - MÓDULO DE REGISTRO E ANÁLISE DE POTENCIAIS EVOCADOS

Silvio Moraes Silva Júnior¹, Fernando Mendes de Azevedo¹, José Marino Neto²

¹Grupo de Pesquisa em Engenharia Biomédica (GPEB), Departamento de Engenharia Elétrica (EEL)

²Laboratório de Neurofisiologia I - Departamento de Ciências Fisiológicas

Universidade Federal de Santa Catarina (UFSC), 88.040-900

Florianópolis - SC - Brasil

Telefone : +48-231-9594

silvio@gpeb.ufsc.br, azevedo@gpeb.ufsc.br, marino@ccb.ufsc.br

RESUMO

Neste trabalho é descrito um módulo dedicado à estimulação e registro de potenciais evocados, auditivos e visuais, que utiliza um sistema de aquisição de sinais bioelétricos, conhecido como SAASBIO II (Sistema de Aquisição e Análise de Sinais Bioelétricos II). A função deste módulo é proporcionar um meio eficiente de se produzir e registrar os potenciais evocados, além de proporcionar ao usuário uma série de ferramentas numéricas, estatísticas e gráficas para facilitar o estudo da resposta evocada obtida. Neste sistema são desenvolvidos um *hardware*, que é responsável pelos estímulos, e de um *software*, que possui a incumbência de gerenciar os diversos componentes.

ABSTRACT

This paper describes a system to produce and record visual and auditive evoked potentials, making use of biomedical signal acquisition equipment named SASBIO II, System for Acquisition and Analysis of Bioelectrical Signals II. The EVOMOD, besides generating stimuli and recording the evoked responses, provides numerical tools and graphical facilities for analysis of the evoked potentials. Hardware developments include circuitry to generate visual and audible stimuli and interfacing with the system acquisition. Software implementations involve user interfacing, testing management and evoked potentials analysis.

Keywords : Engenharia Biomédica, Estimulação, EEG, Processamento de Sinais Biológicos, Potenciais Evocados.

1. INTRODUÇÃO

Dentre os importantes avanços nas neurociências, nos últimos anos, um dos mais significativos consiste nos procedimentos e técnicas envolvendo o uso de tecnologia computacional na aquisição e análise das atividades bioelétricas. Norteados por estes avanços, foi desenvolvido na Universidade Federal de Santa Catarina, no Grupo de Pesquisas em Engenharia Biomédica em conjunto com o Departamento de Ciências Fisiológicas, um instrumento baseado em computador IBM-PC ou compatível para a aquisição, armazenamento, processamento e análise de sinais bioelétricos, denominado SAASBIO II (Sistema de

Aquisição e Análise de Sinais Bioelétricos) [6]. Este equipamento é composto de um bloco de aquisição e um bloco de processamento interligado ao computador, o qual possui o *software* responsável pelo controle e o tratamento dos sinais adquiridos.

Neste trabalho desenvolve-se um sistema que gera estímulos visuais e auditivos, e é capaz de detectar, tratar e armazenar os sinais bioelétricos conhecidos como potenciais evocados, que são gerados por células do córtex cerebral em resposta aos estímulos apresentados. Existem duas grandes dificuldades em se detectar as respostas evocadas, que são as baixas amplitudes e a existência do eletroencefalograma de fundo, que agindo como ruído randômico interfere na discriminação da resposta evocada.

Os potenciais evocados possuem grande importância na prática clínica, sendo usado para o diagnóstico e acompanhamento de alguns tipos de distúrbios, como por exemplo a esclerose múltipla. São também utilizados em tumores ou traumas que podem estar localizados no sistema nervoso em estudo, que se dividem em três tipos básicos: Visuais, Auditivos e somatossensitivos. Os potenciais evocados são também usados em pesquisas neurofisiológicas.

2. CONEXÕES ENTRE OS EQUIPAMENTOS

A interligação entre o EVOMOD, SAASBIO II e um computador do tipo IBM-PC ou compatível é mostrada na figura 2.1.

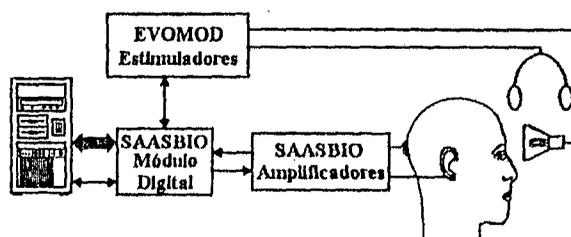


Figura 2.1 - Conexão dos sistemas

O sistema do SAASBIO II se divide em dois conjuntos, o primeiro é constituído pela parte de amplificadores e filtros e é responsável pela captação do sinal de

eletroencefalograma (EEG); a segunda parte é formada pelo módulo digital, constituído de um conversor analógico para digital (AD), e demais componentes digitais responsáveis pelos sinais de controle e gerenciamento dos canais, contendo inclusive um microprocessador que entre outras tarefas realiza a comunicação entre o SAASBIO II e o microcomputador.

A comunicação dos dados entre o SAASBIO II e o IBM-PC é realizada de duas maneiras distintas, a comunicação serial é realizada para as trocas de informações dos sinais de controle, incluindo-se a comunicação com o módulo EVOMOD. A comunicação paralela é utilizada para a transmissão dos dados digitalizados, que são captados pelos amplificadores e eletrodos do módulo amplificador.

A interação de *hardware* entre o EVOMOD e o SAASBIO II, ocorre através do compartilhamento de uma interface serial existente no módulo digital, uma vez que os estímulos são produzidos de forma independente do SAASBIO II, mas controlados pelo microcomputador. Quando se relaciona ao software desenvolvido, este atua diretamente sobre os sinais de controle do SAASBIO II, além de responder pelo armazenamento e tratamento do sinal de EEG captado.

3. DESCRIÇÃO DO HARDWARE

O *hardware* desenvolvido foi baseado em um microcontrolador, visando facilitar a comunicação com o microcomputador e proporcionar um controle completo de todos os parâmetros dos estímulos gerados, compreendendo os estímulos auditivos e os estímulos visuais. Como uma visão geral do circuito dos estimuladores, podemos nos referenciar à figura 3.1.

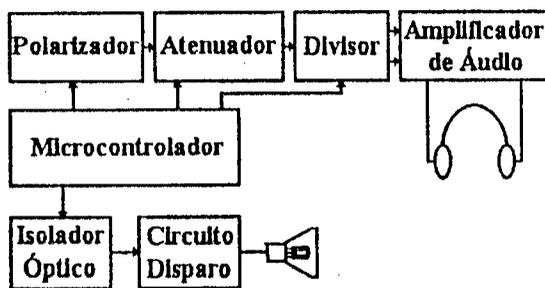


Figura 3.1 - Diagrama de blocos do EVOMOD

Um ponto muito importante é o pulso de sincronismo, que é gerado pela porta serial do microcontrolador, assim que um estímulo, visual ou auditivo, é gerado. Este sinal de sincronismo indica ao microcomputador quando um novo estímulo será aplicado e que este pode iniciar os registros de EEG, que serão utilizados na promediação.

3.1 Estimulador Auditivo

Os estímulos auditivos, mais amplamente utilizados para se obter as respostas evocadas auditivas possuem a forma de onda de um pulso quadrado de curta duração

[2], que são conhecidos como *clicks* ou estalidos. A duração do pulso, para este sistema pode ser escolhida pelo usuário dentro de uma faixa compreendida entre 50 e 100 μ seg.. A intensidade dos pulsos produzidos se situa entre 50 e 80 dB SL (*Sensation Level*). A polaridade dos pulsos produzidos são em número de três, sendo descritas como:

a) Compressão: ocorre quando o diafragma do fone de ouvido é movimentado em direção ao tímpano do paciente, empurrando o ar existente entre eles em direção ao ouvido.

b) Rarefação: é a polaridade existente quando o diafragma do fone de ouvido se movimenta em direção contrária ao tímpano do paciente, puxando o ar existente entre eles em direção ao fone de ouvido.

c) Alternado: neste tipo de polarização, a condensação e a rarefação são aplicadas de forma alternada, uma após a outra, ou seja, hora é aplicada um pulso de compressão e logo em seguida um pulso de rarefação, ou vice-versa.

A taxa de repetição dos estímulos, varia de acordo com a resposta evocada que se quer obter, ou com o tipo de estudo que se está realizando, visando englobar grande parte desta variação, senão toda ela, a taxa de repetição do sistema pode variar entre 1 e 33 estímulos por segundo. Os estímulos são aplicados através de um fone de ouvido comercial, sendo do tipo estéreo, pois existe ainda a possibilidade de se escolher o ouvido que se deseja estimular, esquerdo, direito ou ambos.

Após esta breve descrição dos estímulos auditivos, pode-se compreender melhor os diversos blocos que compõe a parte de estimulação do *hardware*. O próprio microcontrolador é responsável por gerar a forma de onda quadrada, o que é feito através de um bit de uma das suas portas; optou-se por esta configuração, por possuir bastante confiabilidade, uma vez que para produzir todas as temporizações necessárias, taxa de repetição e duração do pulso, utiliza-se o *timer* interno do microcontrolador, evitando a construção de um oscilador independente. O bloco chamado de Polarizador é um conformador de onda destinado a produzir as variações de polaridades existentes. No Atenuador, se encontra o circuito responsável pela intensidade do estímulo, que possui um controle feito de forma digital pelo microcontrolador. No Divisor, pode-se escolher qual ouvido irá receber o estímulo, esquerdo, direito ou ambos. Finalmente, temos o amplificador de áudio, do tipo comercial, que possui dois canais independentes.

Na figura 3.2, temos a representação gráfica do pulso produzido pelo microcontrolador, o parâmetro representado pela letra "d", é chamado de duração do estímulo e varia entre 50 e 100 μ seg.. O parâmetro "D" representa a temporização existente entre os estímulos e pode variar de 30 mseg. a 1 seg., de acordo com a taxa de repetição escolhida (1-33 est./seg.) pelo usuário.

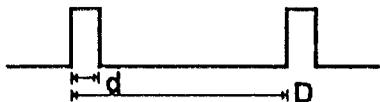


Figura 3.2 - Forma de onda dos estímulos

Pelo esquema do *hardware*, algumas observações devem ser feitas, destacamos entre elas que, o controle de intensidade é o mesmo para os canais direito e esquerdo, isto é, não existe a possibilidade de diferentes intensidades serem aplicadas ao mesmo tempo. Outro ponto importante se deve à correta colocação do fone de ouvido no paciente, observando-se qual o lado esquerdo e direito indicado no mesmo, evitando-se assim confusão no momento da estimulação, isto é, estimular o ouvido esquerdo enquanto se esperava estimular o direito.

3.2 Estimulador Visual

Existem basicamente dois tipos de estímulos visuais, que podem ser classificados como estímulos visuais padronizados e estímulos visuais não-padronizados. No projeto de *hardware* foi previsto a produção de estímulos do tipo não padronizado, conhecidos também como *flash* de luz. As características básicas deste tipo de estímulo são:

- O *flash* de luz deve ser de curta duração, evitando o mascaramento da resposta evocada.
- A taxa de repetição deve ser mantida constante e está situada entre as frequências de 1 até 15 Hz, sendo que na maioria das aplicações varia de 1 a 2 Hz [3].
- A luminância emitida pela fonte luminosa deve ser a mesma durante todo o ensaio.

Como o *flash* deve ser de curta duração e de alta intensidade [7], optou-se por utilizar uma lâmpada de descarga de gás, conhecida como lâmpada de xênonio. Por ser uma lâmpada de descarga, é necessário uma alta tensão para se dispará-la. Por isso, o circuito foi dividido em circuito de disparo, e um acoplador óptico. O circuito de disparo possui altas tensões, por este motivo é dotado de uma fonte de tensão separada do restante do módulo, evitando-se assim colocar em risco o isolamento do paciente proporcionado pela fonte do SAASBIO II, da qual o restante do circuito faz uso. O disparador óptico é utilizado como uma interface para disparar a lâmpada de xênonio sem comprometer a segurança do sistema e evitando também a introdução de ruídos (artefatos) na cadeia de aquisição do EEG.

No caso dos estímulos visuais, o parâmetro "d" da figura 3.2 indica a duração do pulso para acionar o acoplador óptico, este valor é fixado em 1 mseg., que é o tempo suficiente para se disparar a lâmpada de xênonio para produzir o *flash*. O parâmetro de varia de 67 mseg. a 1 seg., de acordo com a frequência de estimulação (1-15 Hz).

4. DESCRIÇÃO DO SOFTWARE

O *software* desenvolvido para o EVOMOD é constituído de duas partes distintas, uma se destina à programação do microcontrolador e outra à programação do microcomputador.

O *software* utilizado para se programar o microcontrolador foi desenvolvido em linguagem "C", a opção por esta linguagem foi baseada na fácil utilização de todos os recursos do microcontrolador proporcionado pela mesma. A compilação foi feita através de um compilador conhecido pelo nome de Franklin.

No desenvolvimento do *software* para o microcomputador, a linguagem utilizada é o "Visual C++" da Microsoft, utilizando como plataforma o Windows 95. Este é implementado em duas partes, uma destinada à comunicação entre o microcomputador e o microcontrolador que se encontra na placa de *hardware* e outra destinada ao controle do SAASBIO II, a realização da promediação e a apresentação gráfica dos resultados obtidos.

Na primeira parte deste *software* podemos escolher qual o tipo de estímulo que deverá ser gerado; qual sua taxa de repetição; a intensidade, polaridade e canal; se o disparo ocorrerá de forma automática ou será realizado através de um comando via teclado. Após todos estes parâmetros serem escolhidos, o *software* se incumbem de informar ao microcontrolador todas as escolhas, para que o estímulo possa ser gerado de acordo com o padrão determinado pelo usuário.

Na segunda parte, o usuário pode decidir quais os canais serão utilizados, quais os ganhos para estes canais, que são independentes. É possível ainda decidir sobre o número de registros que irá compor a promediação e o tempo de amostragem para cada registro. A taxa de amostragem é mantida fixa e depende do número de canais utilizados, sendo que se este número for igual ou inferior a três canais, a taxa de amostragem é fixada em 10.000 amostras por segundo, o que é suficiente para todos os casos de resposta evocada [1].

Quando é recebido o pulso de sincronismo através da serial, o microcomputador inicia a aquisição do EEG e proporciona sua visualização em uma tela secundária situada no canto esquerdo do monitor, para que o operador tenha a informação constante do número de registros já realizados. Após o registro do número de EEG's especificado, a aquisição é interrompida de forma automática e os registros são promediados sendo a resposta apresentada na tela principal, onde é possível realizar medidas de tempos de latência e de amplitudes. O usuário pode também interromper a aquisição de forma intencional, por erros que possam ter ocorridos, ou por outros motivos. Neste caso têm-se duas opções, pode-se realizar o cálculo da promediação ou reiniciar os

registros, com os mesmos parâmetros ou com parâmetros novos.

A promedição da resposta evocada é realizada através de uma média algébrica das amplitudes dos registros de EEG. Como a resposta evocada é considerada fixa no tempo, em relação ao estímulo, e o EEG de fundo randômico, o potencial evocado emerge, pois suas amplitudes são somadas, enquanto que as amplitudes do EEG de fundo vão sendo gradativamente anuladas. Pode-se mostrar esta relação considerando que a resposta evocada é um sinal (S) e que o EEG de fundo é um ruído (N), com isso têm-se a seguinte relação sinal-ruído [5], onde n é o número de registros promediados, como n é maior ou igual a 100, pode-se notar que as amplitudes do EEG de fundo são bastante atenuadas:

$$\sqrt{n} \times \frac{S}{N} \quad (1)$$

Após realizada a promedição, os dados podem ser armazenados em disco rígido, impressos em papel ou pode ser acionado um outro módulo de software, já implementado no software do SAASBIO II, que realiza diversos tipos de filtragem e análise de espectro, assim como alguns tipos de análise aperiódica [4].

CONCLUSÃO

As dificuldades encontrada no registro de potenciais evocados são amenizadas ou mesmo superadas com a utilização deste conjunto composto pelo EVOMOD e SAASBIO II, pois permite o controle total e de todas as características referentes à aquisição e registro do sinal de EEG, assim como o perfeito sincronismo entre os estímulos e a aquisição.

Outro ponto que merece destaque, é o poderoso software que se desenvolve, utilizado tanto na geração e controle dos estímulos, quanto na aquisição e tratamento dos sinais de EEG, que possui uma interface amigável com o usuário, proporcionado pelo ambiente Windows. Sendo sua parte gráfica bastante desenvolvida, tanto para análises, quanto para armazenagem dos dados e registros obtidos, assim como para a impressão em papel das formas de onda e outros dados relevantes.

Com a criação deste módulo, conectado ao SAASBIO II, abre-se uma nova frente de aplicações e áreas de atuação, tornando o sistema hábil a ser utilizado em clínicas e mesmo em hospitais, pois segundo testes preliminares, sua eficiência é muito boa quando comparada a equipamentos comerciais.

REFERÊNCIAS

[1] Bronzino, Joseph D., Biomedical Engineering and Instrumentation - Basic Concepts and Applications, 1986.

[2] Chlappa, K. H. and Ropper, A. H., Evoked Potentials in Clinical Medicine, New Engl J. Med. n^o 306: 1140-1150, 1982.

[3] Cohen, S. N., Syndulko, K. and Tourtellote, W.W., Clinical Applications of visual evoked potentials in neurology, Bulletin Los Angeles Neurological Societies, n^o 47: 13-29, 1982.

[4] Coimbra, Alexandre J. F., Análise Computadorizada de Sinais Bioelétricos, Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica, área de concentração Engenharia Biomédica), Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Santa Catarina, 1994.

[5] Geddes L. A. and Baker L. E., Principles of Applied Biomedical Instrumentation, New York, 1989.

[6] Rodrigues, Marco Aurélio B., Instrumento Virtual para Aquisição de Sinais Bioelétricos, Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica, área de concentração Engenharia Biomédica), Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Santa Catarina, 1997.

[7] Sokol S., Visually evoked potentials: theory, techniques and clinical applications, Survey Ophthalmology, (1): 103-127, 1976.

AGRADECIMENTOS

O autor agradece a Universidade Federal de Santa Catarina e a Capes pelo suporte financeiro recebido durante o desenvolvimento deste trabalho.

BIOGRAFIA DOS AUTORES

SILVIO MORAES SILVA JÚNIOR

Engenheiro Eletricista, Universidade Federal de Juiz de Fora, Juiz de Fora, Minas Gerais, Brasil (1995). Atualmente cursa o Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, Santa Catarina, Brasil, desde 1996.

FERNANDO MENDES DE AZEVEDO

Engenheiro Eletrônico, Universidade Federal do Pará, PA, Brasil (1977). M.Sc. em Engenharia Elétrica pela Universidade Federal de Santa Catarina, SC, Brasil (1981). D.Sc. em Informática pela Universidade de Namur, Namur, Bélgica (1993). Professor Adjunto da Universidade Federal de Santa Catarina, Departamento de Engenharia Elétrica, Grupo de Pesquisas em Engenharia Biomédica.

JOSÉ MARINO NETO

Formado em Ciências Biológicas pela USP, Ribeirão Preto, SP, Brasil (1979). M.Sc. pela Faculdade Medicina Ribeirão Preto - USP, SP, Brasil (1983). Dr. em Fisiologia e Biofísica pela USP, São Paulo, SP, Brasil (1989). Professor Titular do Departamento de Ciências Fisiológicas do Centro de Ciências Biológicas da Universidade Federal de Santa Catarina, SC, Brasil.